

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

Efecto de la cuña supinadora de retropié sobre la primera articulación metatarsofalángica

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Ángel Manuel Orejana García

Directores

Máximo González Jurado
José Luis Lázaro Martínez
Antonio Villarino Marín

Madrid, 2016

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

**FACULTAD DE ENFERMERÍA,
FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA**



**EFFECTO DE LA CUÑA SUPINADORA DE RETROPIÉ
SOBRE LA PRIMERA ARTICULACIÓN
METATARSOFALENGICA**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Ángel Manuel Orejana García

BAJO LA DIRECCIÓN DE LOS DOCTORES

Máximo González Jurado

José Luis Lázaro Martínez

Antonio Villarino Marín

Madrid, 2015

*“Si yo he logrado ver mas lejos ha sido porque me he
subido a hombros de gigantes”*

Isaac Newton

*A la memoria de mi padre con el convencimiento de que
estaría orgulloso de ver terminado este trabajo y a mi
hijo, con el deseo de que un dia lo esté*

Agradecimientos

Cuando uno termina cualquier trabajo debe ser consciente que su resultado no sólo obedece al esfuerzo personal y a la dedicación que haya tenido. Quizá este aspecto cobra más importancia cuando hablamos de un trabajo que ha ocupado gran parte del tiempo durante los últimos años, como sucede con el trabajo que nos ocupa: la tesis doctoral.

Es cierto que no hubiera sido posible llegar hasta este punto sin la ayuda y colaboración de muchas personas. Algunas de estas personas han tenido una participación directa en el trabajo y sus palabras, consejos y opiniones me han ayudado a dar forma al documento. Otras, aunque su participación no haya sido directa, me han ayudado a seguir trabajando cuando el espíritu flaquea, los ánimos te abandonan y, sobre todo, cuando te cuestionas si tanto trabajo y sacrificios tienen sentido. A todos ellos mi gratitud infinita.

Siempre que personalizas los agradecimientos hay gente que, al no ver su nombre reflejado, puede sentir que su ayuda no la he considerado, me ha pasado desapercibida o, simplemente, la considero insignificante. No es cierto en mi caso y no me gustaría que nadie se pueda sentir “en segundo plano”. Soy consciente que hay mucha gente que, en la medida de sus posibilidades, ha contribuido y contribuye a que mí día a día sea más fácil y, de esta forma, he podido sacar más tiempo y de más calidad para realizar la tesis. No soy ajeno a esta situación y quiero reflejarlo aquí como forma de agradecimiento. Dicho esto, si me gustaría personalizar algunos agradecimientos.

En primer lugar a mis directores de tesis los doctores Máximo González Jurado, José Luis Lázaro Martínez y Antonio Villarino Marín por sus consejos, su apoyo constante y por facilitarme, en todo momento, el desarrollo del trabajo. A ellos les debo, en gran medida, haber llegado hasta aquí y gran parte de mi desarrollo profesional.

Otra parte principal en el desarrollo de este trabajo ha sido el personal de la Biblioteca de la Facultad. Mi agradecimiento a Mayka, M^ª Luisa y, muy especialmente, a su directora Fuencisla Sanz por ayudarme en el desarrollo de la bibliografía y por facilitarme todos aquellos trabajos que he necesitado para el desarrollo de la tesis cuando no tenía capacidad para acceder a ellos.

A mi compañera la doctora Yolanda Fuentes Peñaranda por sus consejos y ayuda en todo el proceso de diseño, maquetación y acabado del documento.

A Cristina Olalla por su generosa ayuda en la elaboración de alguna de las ilustraciones que acompañan este texto.

A la Dra. Carmen Bravo por su asesoramiento y ayuda en el análisis de los datos y en la interpretación de los resultados. Muchas gracias por la paciencia que has tendido conmigo para acercar el mundo de la estadística a un lenguaje accesible a mis conocimientos.

A mi compañera y amiga la Dra Ana Álvarez Méndez por su generosa ayuda personal y profesional en los muchos momentos de duda que te surgen durante todo el proceso de elaboración de la tesis. Su apoyo, su ánimo y sus consejos han sido fundamentales para que hoy esté escribiendo estas líneas. Muchas gracias

Mi agradecimiento a todo el personal clínico y administrativo de la Clínica Universitaria de Podología por su constante ayuda en el trabajo diario y por la comprensión y apoyo que me han brindado en todo momento para que este trabajo pudiera ver la luz. En especial me gustaría agradecer esta ayuda, al doctor Raúl Molines, a Rosa Royo y a todos los residentes.

No me gustaría olvidar a todas las personas que me han confiado la salud de sus pies durante mis años de ejercicio profesional. Gracias a ellos he podido crecer como podólogo. Sus opiniones y sus observaciones “desde la ignorancia”, como muchas veces te dicen, me han hecho reflexionar sobre cómo funciona el pie y hacerme preguntas que no siempre he podido responder cuando he acudido a consultar la literatura publicada. Algunas de estas preguntas son el germen de la tesis doctoral que nos ocupa.

Finalmente, quiero agradecer la paciencia infinita que han tenido conmigo mis amigos y mi familia. Muchas veces he utilizado el tiempo que debía dedicarles a ellos para poder escribir la tesis. A pesar de todo, siempre han sido comprensivos conmigo y siempre han tenido para mí una sonrisa y una palabra de ánimo. Me gustaría destacar a mis padres. Siempre me han apoyado, me han ayudado y se han sacrificado para que mi camino en la vida sea más sencillo. Pero sobre todo, con su ejemplo, me han enseñado la importancia que tienen el esfuerzo y la constancia cuando quieres conseguir algo. Muchas gracias a Rosa por estar a mi lado a pesar de las dificultades, por creer en mí incondicionalmente y por enseñarme que para conseguir las cosas lo primero que se debe hacer es desearlas con el corazón. Y muchas gracias a mi hijo Alex por alegrar cada momento de mi vida. Su sonrisa y cada momento que comparto con él me han dado las fuerzas necesarias para seguir en este trabajo.

ÍNDICE

ÍNDICE

ÍNDICE

ÍNDICE.....	9
ÍNDICE DE TABLAS, FIGURAS Y GRÁFICOS.....	15
RELACIÓN DE ABREVIATURAS.....	21

RESUMEN

RESUMEN.....	25
--------------	----

SUMMARY

SUMMARY.....	33
--------------	----

INTRODUCCIÓN

1. ANATOMÍA DE LA 1ª AMTF.....	41
1.1. Osteología.....	41
1.2. Placa plantar.....	45
1.3. Musculatura Intrínseca del hallux.....	46
1.3.1. Abductor del hallux.....	46
1.3.2. Flexor corto del hallux.....	47
1.3.3. Adductor del hallux.....	48
1.4. Musculatura Extrínseca del hallux.....	49
1.4.1. Flexor largo del hallux.....	49
1.5. Fascia plantar.....	50
1.5.1. Aspectos funcionales de la fascia plantar.....	51

2. CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LA 1ª AMTF	59
2.1. Cinemática de la 1ª AMTF.....	59
2.1.1.Movilidad de la 1ª AMTF en estática.	59
2.1.2.Movilidad de la 1ª AMTF en dinámica.	65
2.1.2.1. Rango de Flexión Dorsal (FD) de la 1ª AMTF valorado mediante uso de sistemas de videocaptura.	65
2.1.2.2. Rango de FD de la 1ª AMTF valorado mediante uso de sistemas electromagnéticos de análisis del movimiento.	67
2.1.2.3. Rango de FD de la 1ª AMTF valorado mediante uso de sistemas de captura del movimiento 3D utilizando modelos multisegmento de pie.....	69
2.1.2.4. Relación entre las mediciones del rango de FD de la 1ª AMTF realizadas en estática y las realizadas en dinámica.	75
2.1.3. Factores que influyen en el rango de FD de la 1ª AMTF.....	77
2.1.3.1. Fascia plantar.....	77
2.1.3.2. Navicular drop.	80
2.1.3.3. Posición del primer metatarsiano y movilidad de R1	82
2.1.3.4. Características estructurales del pie.....	86
2.1.4.Limitación del rango de FD de la 1ª AMTF. Implicaciones sobre la cinemática del pie y de las articulaciones de la extremidad inferior.....	88
2.1.5.Limitación del rango de FD de la 1ª AMTF. Efecto sobre las presiones plantares del pie.....	89
2.2. Cinética de la 1ª AMTF.....	91
2.3. Rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF.....	92
3. MECANISMO DE WINDLASS	93
3.1. Concepto del mecanismo de Windlass. Mecanismo de Windlass inverso.	93
3.2. Análisis mecánico del mecanismo de Windlass.....	98
3.2.1.Leyes de Newton.	98
3.2.2.Momento de fuerza. Par de fuerzas.	100
3.2.3.Concepto de equilibrio.....	101
3.2.4.Aplicación de las leyes de la mecánica al funcionamiento del pie.	101
3.2.5.Análisis cinético y cinemático del mecanismo de Windlass.	110
3.2.5.1. Diagrama de cuerpos libres.	110

3.2.5.1. Aplicación de las técnicas de modelaje al análisis del mecanismo de Windlass.....	112
4. EFECTO DE LAS ORTESIS PLANTARES SOBRE LA 1ª AMTF.	123
4.1. Efecto de las ortesis plantares sobre la cinemática de la 1ª AMTF.	123
4.2. Efecto de las ortesis plantares sobre la cinética de la 1ª AMTF.	126
4.3. Elementos ortopédicos selectivos de la 1ª AMTF.....	127
4.4. Elementos ortopédicos selectivos de retropié.	131

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.	135
---------------------------------	-----

HIPÓTESIS

HIPÓTESIS.....	139
----------------	-----

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL.....	143
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	143

MATERIAL Y MÉTODOS

1. DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO.....	147
1.1. Tipo de investigación.	147
1.2. Población de estudio.....	147
1.3. Criterios de inclusión.	147
1.4. Criterios de exclusión.....	147
2. VARIABLES ANALIZADAS Y PROCESO DE OBTENCIÓN DE LAS MISMAS.	148
2.1. Variables independientes.	148
2.2. Variables dependientes.	149

3. MÉTODOS DE RECOGIDA DE LA INFORMACIÓN.....	150
3.1. Valoraciones goniométricas.....	150
3.1.1. Movimiento pasivo de FD del tobillo con la rodilla extendida.....	150
3.1.2. Posición relajada de calcáneo en carga (PRCC).....	152
3.1.3. Tercio distal de la pierna.	153
3.1.4. Ángulo de pronación.	154
3.1.5. Orientación espacial del eje de rotación de la ASA.....	156
3.1.6. Navicular drop.....	157
3.1.7. Movimiento de R1.....	159
3.1.8. Test de hallux limitus funcional.....	161
3.1.9. Movimiento de FD pasiva de la 1ª AMTF (sedestación y bipedestación). .	162
3.1.10. Test de resistencia a la supinación.	163
3.1.11. Pinch callus.	164
3.2. Protocolo de actuación.....	165
3.2.1. Valoración goniométrica de la FD pasiva de la 1ª AMTF en situación basal y con la colocación de 1 CSR y de 2 CSR.....	165
3.2.2. Cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF con la colocación de 1 CSR y de 2 CSR.....	167
3.2.3. Valoración del cociente de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en situación basal y con la colocación de 1 CSR y de 2 CSR.....	168
3.2.4. Cantidad de cambio que se produce en el cociente de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo con la colocación de 1 CSR y de 2 CSR.	170
4. MÉTODO ESTADÍSTICO.	172
5. CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS DE LA MUESTRA.	174

RESULTADOS

1. CARACTERÍSTICAS DE LAS VARIABLES ANALIZADAS EN LA MUESTRA	177
1.1. Variables cualitativas.	177
1.2. Variables cuantitativas.....	180

2.	MODIFICACION DE MOVIMIENTO DE FD PASIVO DE LA 1ª AMTF EN BIPEDESTACIÓN CON LA COLOCACIÓN DE CSR.	181
2.1.	Correlación de las variables cuantitativas con el movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en carga y con el cambio de este que se produce al colocar CSR.	183
2.2.	Correlación de las variables cualitativas con el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga y con el cambio de este que se produce al colocar CSR.	185
2.2.1.	Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con el eje de rotación de la ASA.....	185
2.2.2.	Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF con el TRS.....	188
2.2.3.	Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con el movimiento de R1.....	190
2.2.4.	Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF con el THL.....	193
2.2.5.	Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la presencia de pinch callus.	195
3.	MODIFICACIÓN EN LA RIGIDEZ DE LA 1ª AMTF AL MOVIMIETO DE FD PASIVO EN BIPEDESTACION CON LA COLOCACIÓN DE CSR.	197
3.1.	Correlación de las variables cuantitativas estudiadas con la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y con el cambio de rigidez que se produce al colocar CSR.....	199
3.2.	Relación de las variables cualitativas estudiadas con el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y con el cambio en la rigidez que se produce al colocar CSR	201
3.2.1.	Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación con el eje de rotación de la ASA.....	201
3.2.2.	Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con el TRS.....	204
3.2.3.	Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con el movimiento de R1.	208
3.2.4.	Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con el THL.....	210
3.2.5.	Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la presencia de pinch callus.....	213

4. ANÁLISIS DE REGRESIÓN LINEAL POR PASOS.....	216
4.1. Regresión lineal por pasos y movimiento pasivo de flexión dorsal de la 1ª AMTF en bipedestación.....	217
4.2. Regresión lineal por pasos y rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación.....	219
5. ANÁLISIS DE CONGLOMERADOS DE LA MUESTRA.....	224
5.1. Caracterización de los conglomerados.....	226

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN.....	235
----------------	-----

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES.....	263
-------------------	-----

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA.....	267
-------------------	-----

ANEXOS

1. ANEXO 1. Consentimiento informado.....	283
2. ANEXO 2. Hoja de recogida de datos.....	291

ÍNDICE DE TABLAS, FIGURAS Y GRÁFICOS

TABLAS

<i>Tabla 1. Estructuras tendinosas y ligamentosas que se insertan en los sesamoideos del hallux.</i>	45
<i>Tabla 2. Características antropométricas de la población de estudio.</i>	174
<i>Tabla 3. Características de las variables cuantitativas analizadas en la población de estudio.</i>	180
<i>Tabla 4. Modificación del movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR.</i>	184.
<i>Tabla 5. Correlación de las variables cuantitativas con el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y los cambios que se producen en este cuando se colocan CSR.</i>	194
<i>Tabla 6. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y cambio de este con la colocación de CSR según las características del HLF.</i>	196
<i>Tabla 7. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y cambio de este con la colocación de CSR según las características de pinch callus.</i>	198
<i>Tabla 8. Modificación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en bipedestación con la colocación de CSR.</i>	200
<i>Tabla 9. Correlación de las variables cuantitativas con el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y con los cambios de rigidez que se producen al colocar CSR.</i>	213
<i>Tabla 10. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y cambio de esta con la colocación de CSR según las características del HLF.</i>	216
<i>Tabla 11. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y cambio de esta con la colocación de CSR según las características del pinch callus.</i>	217
<i>Tabla 12 a. Modelo de regresión por pasos para el cambio de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de una CSR.</i>	217
<i>Tabla 12 b. Resumen de los pasos para la obtención del modelo de regresión para el cambio de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación tras la colocación de una CSR.</i>	218
<i>Tabla 13 a. Modelo de regresión por pasos para el cambio de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de dos CSR.</i>	219

Tabla 13 b. Resumen de los pasos para la obtención del modelo de regresión para el cambio de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación tras la colocación de dos CSR.	219
Tabla 14 a. Modelo de regresión por pasos para el cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la colocación de una CSR.	220
Tabla 14 b. Resumen de los pasos para la obtención del modelo de regresión para el cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación tras la colocación de una CSR.	221
Tabla 15 a. Modelo de regresión por pasos para el cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la colocación de dos CSR.	222
Tabla 15 b. Resumen de los pasos para la obtención del modelo de regresión para el cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación tras la colocación de dos CSR.	222
Tabla 16. Caracterización del conglomerado 1 mediante las variables cuantitativas.	226
Tabla 17. Caracterización del conglomerado 1 mediante las variables cualitativas.	226
Tabla 18. Caracterización del conglomerado 2 mediante las variables cuantitativas.	228
Tabla 19. Caracterización del conglomerado 2 mediante las variables cualitativas.	228
Tabla 20. Caracterización del conglomerado 3 mediante las variables cuantitativas.	229
Tabla 21. Caracterización del conglomerado 3 mediante las variables cualitativas.	230
Tabla 22. Caracterización del conglomerado 4 mediante las variables cuantitativas.	231
Tabla 23. Caracterización del conglomerado 4 mediante las variables cualitativas.	231

FIGURAS

Figura 1. Diagrama de cuerpos libres representando la acción de las fuerzas internas y externas sobre dos segmentos rígidos que simulan una estructura con forma de arco.	113
Figura 2. Representación esquemática de los cambios que se producen en la altura y longitud del arco longitudinal interno utilizando un diagrama de cuerpos libres.	114
Figura 3. Momentos de fuerza que se generan en la 1ª AMTF al realizar el test de Jack.	116
Figura 4. Momentos de fuerza que se generan sobre el primer metatarsiano al realizar el test de Jack.	117
Figura 5. Efecto sobre la ASA de las fuerzas internas que se generan en el pie al realizar la FD de la 1ª AMTF. Plano sagital.	119

Figura 6. Efecto sobre la ASA de las fuerzas internas que se generan en el pie al realizar la FD de la 1ª AMTF. Plano transverso.	121
Figura 7. Medición del movimiento pasivo de FD del tobillo con la rodilla extendida.	151
Figura 8. Medición de la posición relajada de calcáneo en carga (PRCC).	153
Figura 9. Medición del tercio distal de la pierna....	154
Figura 10. Medición del ángulo de pronación.	155
Figura 11 a-d. Valoración del eje de rotación de la ASA y tipos de eje de rotación de ASA.	157
Figura 12 a-b. Medición de test de navicular drop.	158
Figura 13 a-c. Medición del movimiento de R1.	160
Figura 14 a-b. Cuantificación del movimiento en FD de R1.....	160
Figura 15. Test de hallux limitus funcional.	161
Figura 16. Medición del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en sedestación (A) y bipedestación (B).	163
Figura 17. Test de resistencia a la supinación.	164
Figura 18. Lesión queratósica en el borde medial de la articulación interfalángica del hallux (pinch callus).	165
Figura 19. Medición del rango de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con 1 CSR colocada.	166
Figura 20. Medición del rango de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con 2 CSR colocada.	167
Figura 21. Medición de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación con 1 CSR colocada.	169
Figura 22. Medición de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación con 2 CSR colocadas.	170

GRÁFICOS

Gráfico 1. Distribución por género de la muestra estudiada.	174
Gráfico 2. Características del eje de rotación de la ASA de la muestra estudiada.	177
Gráfico 3. Características del TRS de la muestra estudiada.	177
Gráfico 4. Características de la movilidad de R1 en la muestra estudiada.	178

Gráfico 5. Distribución de la muestra estudiada según las características del HLF.	178
Gráfico 6. Distribución de la muestra estudiada según las características del pinch callus.	179
Gráfico 7. Variaciones del movimiento pasivo de FD de 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR.	182
Gráfico 8. Cambio en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación tras la colocación de CSR.	182
Gráfico 9. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación tras la colocación de CSR según las características del eje de rotación de la ASA.	186
Gráfico 10. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación según las características del eje de rotación de la ASA.	187
Gráfico 11. Cambio en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características del eje de rotación de la ASA.	187
Gráfico 12. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características del TRS.	189
Gráfico 13. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación según las características del test de resistencia a la supinación.....	190
Gráfico 14. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características de movilidad de R1.	191
Gráfico 15. Cambio en movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características de movilidad de R1.	192
Gráfico 16. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características de HLF.	193
Gráfico 17. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación según las características del test de hallux limitus funcional.....	194
Gráfico 18. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características de pinch callus.	195
Gráfico 19. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación según las características de pinch callus.	196
Gráfico 20. Variaciones de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la colocación de CSR.	197

Gráfico 21. Cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la colocación de CSR.	198
Gráfico 22. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del eje de rotación de ASA.	202
Gráfico 23. Cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del eje de rotación de ASA.	203
Gráfico 24. Cambio en el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del eje de rotación de ASA tras la colocación de CSR.	204
Gráfico 25. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del TRS tras la colocación de CSR.	205
Gráfico 26. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del TRS.	206
Gráfico 27. Cambio en el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del TRS tras la colocación de CSR.	207
Gráfico 28. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del movimiento de R1 tras la colocación de CSR.	209
Gráfico 29. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del movimiento de R1.	210
Gráfico 30. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del HLF tras la colocación de CSR.	211
Gráfico 31. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD según las características del HLF.	212
Gráfico 32. Cambio en el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD según las características del HLF tras la colocación de CSR.	212
Gráfico 33. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del pinch callus tras la colocación de CSR.	214
Gráfico 34. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del pinch callus.	215
Gráfico 35. Cambio en el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del pinch callus tras la colocación de CSR.	215
Gráfico 36. Correlación entre el cambio que se produce en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar 1 CSR y la movilidad en FD de R1 (mm).	217

Gráfico 37. <i>Correlación entre el cambio que se produce en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar 2 CSR y el ángulo de pronación.</i>	219
Gráfico 38 a. <i>Relación entre el cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos 2 CSR y las variables PRCC y FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación.</i>	223
Gráfico 38 b. <i>Relación entre el cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos 2 CSR y las variables PRCC y FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación.</i>	223
Gráfico 39. <i>Proyección de los conglomerados y de las variables cualitativas sobre los ejes factoriales. Cada punto representa un pie de la muestra estudiada.</i>	225

RELACIÓN DE ABREVIATURAS

- **PRCC:** Posición Relajada de Calcáneo en Carga.
- **FD:** Flexión Dorsal.
- **FP:** Flexión Plantar.
- **R1:** Primer Radio.
- **CSR:** Cuña Supinadora de Retropié.
- **1ª AMTF:** Primera Articulación Metatarsfalángica.
- **AMTF:** Articulaciones Metatarsfalángicas.
- **ASA:** Articulación Subastragalina.
- **TRS:** Test de Resistencia a la Supinación.
- **THL:** Test de Hallux Limitus Funcional.
- **HAV:** Hallux Abductus Valgus.
- **mm:** Milímetros.
- **cm:** Centímetros.
- **N:** Newtons.

RESUMEN

RESUMEN

INTRODUCCION

La mayoría de los trabajos que intentan determinar cómo influyen las intervenciones ortopédicas sobre el movimiento de FD de la 1ª AMTF se han realizado utilizando plantillas. Las características de las plantillas empleadas han sido variadas y los resultados que muestran estos estudios también son muy variados. Kilmartin encontró que la utilización de una ortesis elaborada con la metodología que describe Root disminuía el movimiento de FD de la 1ª AMTF. Estas variaciones fueron bajas y no mostraron significancia estadística. Munuera y col. utilizando plantillas termoconformadas en polipropileno no observaron cambios en el movimiento de FD de la 1ª AMTF inicialmente pero si en las valoraciones realizadas a los cinco meses de uso. Nawoczensky y col. encontraron cambios en torno a lo 3º que no mostraban significancia pero el análisis de regresión lineal mostro que los cambios observados en el movimiento de FP del primer metatarsiano explicaban el 60% de las variaciones del pico de máxima FD de la 1ª AMTF cuando se utilizaba una plantilla con estabilizaciones externas de antepié y retropié. Finalmente Rao y col mostraron que el uso de ortesis termoconformadas en sujetos con artritis reumatoide incrementaba el pico máximo de FD de la 1ª AMTF, aumentaba el movimiento de FP del primer metatarsiano y disminuían la eversión del retropié.

Son muy pocos los trabajos donde se ha evaluado el efecto que tienen las cuñas de retropié sobre el movimiento de FD de la 1ª AMTF. Únicamente hemos encontrado tres trabajos. Uno realizado en estática por Harradine y col. que muestra como la colocación de cuñas pronadoras de retropié disminuye el movimiento de FD de la 1ª AMTF. Los otros están realizados en dinámica y muestran que la utilización de CSR no varía el movimiento de FD de la 1ª AMTF (Halstead y col.) o incluso que lo disminuyen durante la fase propulsiva de la marcha (Smith y col). No se han encontrado trabajos donde se valore específicamente como influyen las CSR sobre el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD.

HIPÓTESIS

La colocación de CSR aumenta el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y disminuye la rigidez de esta articulación al movimiento pasivo de FD cuando un sujeto se encuentra en una posición de bipedestación.

OBJETIVOS GENERAL

Determinar el efecto que tiene la CSR sobre la 1ª AMTF cuando el sujeto se encuentra en una posición de bipedestación.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

Determinar los cambios que se producen en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y en la rigidez de la 1ª AMTF a este movimiento cuando colocamos CSR mientras el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.

Valorar si existe relación entre las maniobras clínicas utilizadas habitualmente en la exploración ortopédica del pie y los cambios que se producen en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y en la rigidez de la 1ª AMTF a este movimiento cuando colocamos CSR con el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.

Analizar si una o varias de las variables independientes que se analizan en el estudio pueden explicar los cambios que se producen en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y en la rigidez de la 1ª AMTF a este movimiento cuando colocamos CSR con el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.

Valorar si pueden establecerse grupos donde se incluyan los pies con características similares en una o varias de las variables independientes analizadas en función de la respuesta que tienen los sujetos al colocar las CSR, tanto en el movimiento pasivo de FD como en la rigidez de la 1ª AMTF a este movimiento.

MATERIAL Y METODOS

Se diseñó un estudio de intervención. Se incluyeron en el presente estudio un total de 63 alumnos (126 pies) del Grado de Podología de la Universidad Complutense de Madrid (UCM) que cursaron sus estudios en los años académicos 2012-2014. Ninguno de los sujetos incluidos en el estudio presentaba patología dolorosa en el pie.

Fueron excluidos todos los sujetos que presentaban un HAV, historia previa de fractura o cirugía en pie o tobillo, diagnóstico de enfermedad neurológica, metabólica, vascular o reumatológica con repercusión en el pie o tobillo, disimetría clínica mayor de 5 mm y presencia de genu valgo o varo asimétrico, utilización de tratamiento ortopédico o presencia de dolor en el pie en el momento de participar en el estudio, presentar menos de 40º de FD de la 1ª AMTF en descarga.

A todos los sujetos se les realizó una valoración clínica en la que se recogieron los datos de movimiento de FD de tobillo con rodilla extendida, PRCC, posición del tercio distal de la pierna, ángulo de pronación, orientación espacial de eje de rotación de la ASA, navicular drop, TRS, movimiento de R1, movimiento en FD de R1 (valorada en mm), test de hallux limitus funcional, movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en sedestación, pinch callus. Así mismo se recogieron datos antropométricos, edad y género de los sujetos incluidos en el estudio.

A todos los sujetos se les midió el movimiento de FD de la 1ª AMTF en bipedestación sin CSR y tras la colocación de 1 CSR (6 mm) y de 2 CSR (12 mm). De igual forma, con el sujeto en bipedestación se procedió a cuantificar la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD tanto en situación de bipedestación sin cuñas como tras la colocación de 1 CSR y de 2 CSR. Se calculó el cambio neto que se produce en el movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF y en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD cuando se coloca 1 CSR y 2 CSR.

RESULTADOS

La FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación que presentaron los sujetos de la muestra fue de $40,48^{\circ} \pm 13,44^{\circ}$. Se incrementó tanto al colocar 1 CSR ($47,76^{\circ} \pm 12,94^{\circ}$) como al añadir una segunda CSR ($52,50^{\circ} \pm 12,73^{\circ}$) ($p < 0,0001$). Este incremento se produjo con todas las intervenciones ortopédicas en los sujetos que presentaban un eje de rotación de la ASA medializado y un mayor movimiento de FD de R1. A medida que el eje de rotación de la ASA se lateralizaba y que el movimiento de R1 en FD disminuye se necesitó mayor altura de la CSR para generar cambios en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación.

El cambio neto de FD pasiva de la 1ª AMTF en carga que se produce cuando colocamos 1 CSR ($7,28^{\circ} \pm 5,21^{\circ}$) fue mayor que el cambio neto obtenido al colocar una segunda CSR ($4,74^{\circ} \pm 4,30^{\circ}$). Este cambio tuvo una relación leve con el valor del navicular drop ($Rho = 0,258$) y la FD de R1 ($Rho = 0,320$). El análisis de regresión por pasos mostró que sólo el 16,80% del cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga al colocar 1 CSR puede explicarse por las variaciones del movimiento de FD de R1. El cambio neto que se produce con la colocación de una segunda CSR mostró una relación positiva leve con variables que miden el grado de pronación del pie como el navicular drop ($Rho = 0,181$), la PRCC ($Rho = 0,297$) y el ángulo de pronación ($Rho = 0,299$). El análisis de regresión por pasos mostró que sólo el 9,20% del cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga al colocar 2 CSR puede explicarse por las variaciones del ángulo de pronación. Por su parte las variables cualitativas analizadas mostraron una relación muy escasa con el cambio neto que se observa en la FD pasiva de la 1ª AMTF al

colocar 1 CSR y 2 CSR. Solo los sujetos con mayor movimiento de FD de R1 mostraron un cambio neto mayor que los sujetos con mayor movimiento de FP al colocar 1 CSR. Por su parte cuando colocamos 2 CSR solo los sujetos con eje de rotación de la ASA medializado mostraron un cambio neto mayor que los sujetos con eje de rotación de la ASA lateralizado.

La rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación fue de $1,374 \pm 0,874$ N/º. La colocación de 1 CSR disminuyó el valor de la rigidez ($1,137 \pm 0,708$ N/º) y la colocación de una segunda CSR también lo disminuyó ($1,013 \pm 0,705$ N/º con 2 CSR) ($p < 0,0001$). Esta disminución se produjo con todas las intervenciones ortopédicas en los sujetos que presentaban un eje de rotación de la ASA medializado, un TRS muy costoso o costoso y un mayor movimiento de FD de R1. A medida que el eje de rotación de la ASA se lateralizaba, el TRS es menos costoso y el movimiento de R1 en FD disminuye se necesitó mayor altura de la CSR para generar cambios en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD de en bipedestación.

La colocación de 1 CSR genera un cambio neto mayor en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación ($0,237$ N/grado \pm $0,298$ N/grado) que la colocación de una segunda CSR ($0,124$ N/grado \pm $0,245$ N/grado). Este cambio tuvo una relación positiva leve con variables que miden el grado de pronación del retropié como son el navicular drop (Rho= 0,222), el ángulo de pronación (Rho= 0,381) y la PRCC (Rho= 0,397). También mostró una relación negativa moderada con la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga (Rho= -0,509) y leve con la FD pasiva de la 1ª AMTF en sedestación (Rho= -0,167) y con la FD pasiva del tobillo con rodilla extendida (Rho= -0,174). El análisis de regresión por pasos mostró que varias de estas variables explican el 34,10% del cambio neto que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos 1 CSR. El cambio neto que se produce con la colocación de una segunda CSR mostró una relación positiva leve con variables que miden el grado de pronación del pie como el ángulo de pronación (Rho= 0,265) y la PRCC (Rh0= 0,332) y una relación negativa leve con la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga (Rho= -0,354). El análisis de regresión por pasos mostró que estas variables explican el 22,10% del cambio neto que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos 2 CSR. Las variables cualitativas analizadas si mostraron relación con el cambio neto que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD en carga con la colocación de CSR. Los sujetos con eje de rotación de la ASA medializado, TRS muy costoso y pinch callus positivo fueron los que mostraron un cambio neto mayor en la rigidez de la 1ª AMTF tanto con la colocación de 1 CSR como de 2 CSR. Los sujetos con HLF positivo solo mostraron mayor cambio neto en la rigidez con la colocación de 1 CSR.

El análisis de conglomerados mostró un corte en la jerarquía quedando definidos 4 conglomerados. En los conglomerados 1 y 2 se agruparon pies caracterizados por presentar datos clínicos compatibles con pronación. El valor de la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga es bajo y la rigidez de esta articulación al movimiento pasivo de FD es elevada. La colocación de CSR generó mayor cambio neto de esta rigidez que en la muestra general. Los pies del conglomerado 1 fueron los que mostraron mayor cambio neto en la rigidez de la 1ª AMTF cuando se coloca 1 CSR. Los conglomerados 3 y 4 agruparon pies que no muestran características clínicas de pronación. La FD pasiva de la 1ª AMTF en carga mayor y una rigidez de esta articulación al movimiento pasivo de FD en carga menor que la muestra general.

CONCLUSIONES

La colocación de 1 CSR y de 2 CSR genera un incremento en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación y una disminución en la rigidez de esta articulación al movimiento pasivo de FD en bipedestación. El cambio neto que se obtiene en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga está relacionado con la presencia de un eje de rotación de la ASA medializado, un TRS muy costoso, un HLF positivo y la presencia de pinch callus. Así mismo, el 34,10% y el 22,10% del cambio neto que se produce al colocar 1 CSR y 2 CSR respectivamente puede explicarse por alguna de las variables estudiadas que miden el grado de pronación del pie y la FD pasiva de la 1ª AMTF. Sin embargo, el cambio neto que se obtiene en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación mostró una relación muy limitada con las variables cualitativas estudiadas. Sólo puede explicarse el 16,8% del cambio neto que se produce al colocar 1 CSR por variaciones de movimiento en FD de R1 y el 9,2% del cambio neto que se produce al colocar 2 CSR por variaciones en el valor del ángulo de pronación.

La colocación de CSR con el sujeto en bipedestación tiene mayor efecto sobre aspectos cinéticos de la 1ª AMTF que sobre su cinemática. Este hecho debería contemplarse en futuros estudios que pretendan valorar el efecto que tienen las intervenciones ortopédicas sobre esta articulación.

PALABRAS CLAVE

Biomecánica; cuña supinadora retropié; primera articulación metatarsofalángica, rigidez primera articulación metatarsofalángica; movilidad primera articulación metatarsofalangica.

SUMMARY

SUMMARY

INTRODUCTION

Most of the works trying to determine how to influence orthopedic interventions on the movement of FD of the 1st MTPJ have been using orthotics. The characteristics of the used orthotics have been varied and the results showing these studies are also very varied. Kilmartin found that the use of an elaborate orthotic with the methodology that describes Root decreased movement of FD of the 1st MTPJ. These variations were low and showed no statistical significance. Munuera and col using orthotic moulded in polypropylene no observed changes in the movement of FD of the 1st MTPJ initially but if in the evaluations made at five months of use. Nawoczensky et al found changes around the 3^o that did not show significance but the linear regression analysis showed that the observed changes in the movement of FP of the first metatarsal explained 60% of the variations of the maximum peak of FD of the 1st MTPJ when used an orthotic with forefoot and rearfoot external stabilizations. Finally, Rao and col showed that the use of orthoses moulded in subjects with rheumatoid arthritis increased the maximum peak of FD of the 1st MTPJ, increased movement of FP of the first metatarsal and diminishing the rearfoot eversion.

There are very few works where it has evaluated the effect that have wedges of hindfoot on the movement of FD of the 1st MTPJ. We have only found three works. One carried out in static by Harradine and col showing how the colocaciond and rearfoot prone wedges decreases movement of FD of the 1st MTPJ. Others are made in dynamics and show that the use of CSR does not vary the movement of FD of the 1st MTPJ (Halstead et al.) or even to lower it during the propulsive phase of gait (Smith and col). Not found works where it is specifically valued as influence the CSR on the degree of stiffness of FD of the 1st MTPJ movement.

HYPOTHESIS

The placement of CSR increases passive movement of FD of the 1st MTPJ and decreases the stiffness of this joint passive movement of FD when an individual is in a standing position.

GENERAL OBJECTIVES

Determine the effect that the CSR has on the 1st MTPJ when the subject is in a standing position.

SPECIFIC OBJECTIVES

Determine the changes that occur in the FD passive movement of the 1st MTPJ and the stiffness of the 1st MTPJ to this movement when we put CSR while the subject is in standing position.

Assess whether there is relationship between clinical maneuvers used in orthopaedic foot examination and changes that occur in the FD passive movement of the 1st MTPJ and the stiffness of the 1st MTPJ to this movement when we put CSR while the subject is in standing position.

Determine whether one or more of the independent variables analysed in the study may explain the changes that occur in the FD passive movement of the 1st MTPJ and the stiffness of the 1st MTPJ to this movement when we put CSR while the subject is in standing position.

Assess if can be made groups including feet with similar features in one or more of the independent variables analysed depending on the response that have subjects placing the CSR, both FD passive movement of the 1st MTPJ and the stiffness of the 1st MTPJ to this movement.

METHODS

An intervention study was designed. A total of 63 students (126 feet) of the Grade Podiatry at Complutense University of Madrid (UCM) who studied in academic year 2012-2014 were included in this study. None of the subjects included in the study had painful foot condition.

We excluded all subjects with HAV, previous history of fracture or surgery on foot or ankle, diagnosis of neurological, metabolic, vascular or rheumatologic disease with repercussion in the foot or ankle, clinical asymmetry greater 5 mm, presence of asymmetrical genu valgus or genu varus, use of orthopedic treatment or presence of foot pain at the moment to participate in the study, present less than 40° in FD passive movement of the 1st MTPJ in sitting.

All subjects underwent a clinical evaluation in which were collected data of the FD movement ankle with knee extended, PRCC, position of the distal third of the leg, pronation angle, spatial orientation of the rotation axis of the ASA, navicular drop, TRS, R1 movement, FD movement of R1 (mm), functional hallux limitus test, passive movement of the 1st FD MTPJ in a sitting position and pinch callus. Also anthropometric data, age and gender of the subjects included in the study were collected.

All subjects were measured FD movement of the 1st MTPJ in standing without CSR and after placement of 1 CSR (6 mm) and 2 CSR (12 mm). Similarly, with the subject standing, stiffness of the 1st MTPJ to FD passive movement without wedges and after placement 1 CSR and 2 CSR was

measured. The net change which occurs in FD passive movement of the 1st MTPJ and stiffness of the 1st MTPJ to this movement when is placed 1 CSR and 2CSR was calculated.

RESULTS

Passive FD of the 1st MTPJ standing that presented the sample was $40,48^{\circ} \pm 13,44^{\circ}$. It increased both by placing 1 CSR ($47,76^{\circ} \pm 12,94^{\circ}$) and by adding a second CSR ($52,50^{\circ} \pm 12,73^{\circ}$) ($p < 0,0001$). This increase occurred with all orthopedic interventions in subjects with a medialized rotation axis of the ASA and increased R1 movement of FD. As the rotation axis of the ASA was lateral and R1 movement in FD decreases greater height of the CSR was needed to bring about change in the passive FD of the 1st MTPJ standing.

The net change of passive FD of the 1st MTPJ standing that occurs when we put one CSR ($7,28^{\circ} \pm 5,21^{\circ}$) was higher than the net change obtained by placing a second CSR ($4,74^{\circ} \pm 4,30^{\circ}$). This change had a slight correlation with the value of the navicular drop ($Rho = 0,258$) and FD movement of R1 ($Rho = 0,320$). The stepwise regression analysis showed that only 16,80% of the change that occurs in the passive FD of the 1st MTPJ standing to place 1 CSR can be explained by variations in the R1 movement of FD. The net change occurring with the placement of a second CSR showed a slight positive correlation with variables measuring the degree of foot pronation as the navicular drop ($Rho = 0,181$), the PRCC ($Rho = 0,297$) and the pronation angle ($Rho = 0,299$). The stepwise regression analysis showed that only 9,20% of the change that occurs in passive FD 1st MTPJ standing when place 2 CSR can be explained by variations in the pronation angle. Meanwhile qualitative variables analyzed showed very little relationship to the net change is observed in the passive FD of the 1st MTPJ to place 1 CSR and 2 CSR. Only subjects largest R1 movement of FD showed a higher net change than subjects largest R1 movement of FP to place 1 CSR. Meanwhile only subjects with the medialized rotation axis of the ASA showed a net change greater than subjects with the lateralized rotation axis of the ASA when we place 2 CSR.

The stiffness of the 1st MTPJ to FD passive motion in standing was $1,374 \pm 0,874 \text{ N / }^{\circ}$. 1 CSR placement decreased stiffness value ($1,137 \pm 0,708 \text{ N / }^{\circ}$) and placing a second CSR also decreased ($1,013 \pm 0,705 \text{ N / }^{\circ}$) ($p < 0,0001$). This decline occurred in all orthopedic interventions in subjects with medialized rotation axis of the ASA, hard and very hard TRS and greater FD movement of R1. When the rotation axis of the ASA was lateral, the TRS is less expensive and FD movement of R1 decreases, greater height of the CSR was needed to bring about change in the stiffness of the 1st MTPJ to FD passive movement in standing.

Placing 1 CSR generates a higher net change in stiffness of the 1st MTPJ to FD passive movement standing ($0,237 \text{ N/}^\circ \pm 0,298 \text{ N/}^\circ$) than placing a second CSR ($0,124 \text{ N/}^\circ \pm 0,245 \text{ N/}^\circ$). This change had a slight positive correlation with variables measuring the degree of foot pronation as the navicular drop ($Rho = 0,222$), the pronation angle ($Rho = 0,381$) and PRCC ($Rho = 0,397$). It also showed a moderate negative correlation with FD passive of the 1st MTPJ in sitting ($Rho = -0,167$), FD passive of the 1st MTPJ standing ($Rho = -0,509$) and FD passive ankle with knee extended ($Rho = -0,174$). The stepwise regression analysis showed that several of these variables explained 34.10% of the net change that occurs in the stiffness of the 1st MTPJ to FD passive movement in standing when placed one CSR. The net change occurring with the placement of a second CSR showed a slight positive correlation with variables measuring the degree of foot pronation as pronation angle ($Rho = 0,265$) and PRCC ($Rho = 0,332$) and a negative relationship with FD passive of the 1st MTPJ standing ($Rho = -0,354$). The stepwise regression analysis showed that these variables explain 22.10% of the net change that occurs in the stiffness of the 1st MTPJ to FD passive movement in standing when we place 2 CSR. Qualitative variables analyzed showed related to the net change observed in the stiffness of the 1st MTPJ to the FD movement in standing by placing CSR. Subjects with medialized rotation axis of ASA, hard TRS and positive pinch callus showing a higher net change in stiffness of the 1st MTPJ both placement 1 CSR as 2CSR. Subjects with positive HLF only showed higher net change in stiffness with placement of 1 CSR.

Cluster analysis showed a cut in the hierarchy being defined four clusters. In the clusters 1 and 2 feet characterized by clinical data that are consistent with pronation. The value of FD passive 1st MTPJ in standing is low and the stiffness of this joint to FD passive movement of is high. Placing CSR generated greater net change of stiffness than in the overall sample. The feet of cluster 1 were those that showed higher net change in stiffness of the 1st MTPJ when one CSR is placed. Clusters 3 and 4 grouped foot without pronation clinical features. FD passive of the 1st MTPJ in standing increased and stiffness of the joint to FD passive movement in standing was less than the overall sample.

CONCLUSIONS

Placing 1 CSR and 2 CSR leads to an increase in FD passive movement of the 1st MTPJ in standing and a decrease in the stiffness of this joint to FD passive movement of standing. The net change obtained in stiffness of the 1st MTPJ to FD passive movement is related to the presence of medialized rotation axis of the ASA, hard TRS, positive HLF and the presence of pinch callus. Also, 34.10% and 22.10% of the net change that occurs when you place 1 CSR and 2 CSR respectively

can be explained by some of the variables that measure the degree of foot pronation and FD passive movement fo the 1st MTPJ. However, the net change obtained in the FD passive movement of the 1st MTPJ in standing showed a very limited relationship with the qualitative variables. Only 16.8% of the net change that occurs when you place 1 CSR can be explained by variations of R1 FD movement and 9.2% of the net change that occurs when you place 2 CSR can be explained by changes in the value of the pronation angle.

The placement of CSR with the subject standing has greater effect on kinetic aspects of the 1st MTPJ that on its kinematics. This fact should be considered in future studies that seek to evaluate the effect of orthopedic interventions on this joint.

KEY WORDS

Biomechanics; wedge supinadora hindfoot; first metatarsophalangeal joint, first metatarsophalangeal joint stiffness; first metatarsophalangeal joint mobility.

INTRODUCCIÓN

1. ANATOMÍA DE LA 1ª ARTICULACIÓN METATARSOFalÁNGICA (1ª AMTF).

1. Osteología.

La 1ª AMTF está formada por el primer metatarsiano y la falange proximal del hallux. No obstante, cuando se habla de esta articulación debemos también tener en consideración la relación anatómica que se establece entre el primer metatarsiano y los sesamoideos ya que estos juegan un papel muy importante en su comportamiento cinético y cinemático.

La cabeza del primer metatarsiano presenta un diámetro transversal superior a su diámetro vertical de forma que presenta una morfología que se asemeja ligeramente a un rectángulo (1). Los estudios radiológicos sobre piezas de cadáver sin artrosis señalan que el eje transversal de la cabeza metatarsal es de 1.97 ± 0.85 cm. (2.03 cm en hombre y 1.94 cm en mujeres) con un radio de curvatura de 5.45 ± 4.79 (5.21 en hombres y 5.8 en mujeres) (2). Valores similares obtuvo Brenner (3) aunque en su estudio no se especifica si solo incluyeron metatarsiano radiológicamente sin osteoartrosis (2.31 ± 0.19 mm con un rango de 1,75-2,81 mm). A pesar de estas diferencias en los diámetros transversales y longitudinales de la cabeza metatarsal, podemos decir que la superficie distal tiene forma esférica y la disminución de esta esfericidad (mayor aplanamiento de la superficie distal de la cabeza metatarsal) genera mayor estabilidad en el plano transversal al ser esta superficie más perpendicular con el eje longitudinal del metatarsiano. De igual forma podemos decir que un incremento de la forma esférica de la superficie distal de la cabeza metatarsal generará menor estabilidad en el plano transversal incrementándose el rango de movilidad en este plano (4). A ambos lados de la cabeza metatarsal se encuentran los tubérculos que proporcionan el punto de inserción a los ligamentos colaterales metatarsofalángicos y a los ligamentos suspensorios metatarsosesamoideos.

El primer metatarsiano presenta una torsión en eversión. Tomando como referencia la bisectriz vertical de la base del primer metatarsiano y asumiendo que esta es perpendicular al suelo Durrant y col. (4) encontraron que 19 de los 21 especímenes estudiados presentaban una torsión en eversión con unos valores que estaban entre los 3º y los 6º. Solo un sujeto presentó un valor inferior (0º) y otro un valor superior (15º). Estos valores son similares a los publicados previamente por Talbot y Saltzman (5) quienes encontraron un valor de eversión de $3,1^\circ \pm 8,4^\circ$. Estos valores fueron mayores en los sujetos que presentaban un hallux valgus ($9,3^\circ \pm 7,8^\circ$). El incremento de la eversión del primer metatarsiano se ha encontrado que tiene una relación inversa con la altura del arco interno ($r=0,93$; $p<0,0001$) (6).

El cartílago articular que recubre la cabeza metatarsal podemos dividirlo en dos regiones que presentan una continuidad entre ellas. La zona de cartílago articular que cubre la región superior y la zona de cartílago que cubre la región inferior. La primera de las zonas corresponde al cartílago que articula con la base de la falange proximal. Su superficie es lisa y presenta una convexidad más acusada en sentido vertical que en sentido transversal. Tiene mayor tamaño que el cartílago de la base de la falange proximal y se extiende dorsalmente sobre la cabeza metatarsal quedando separado de la diáfisis metatarsal a través de un borde convexo suave (1). Se extiende hacia proximal por la región dorsal de la cabeza metatarsal de forma asimétrica. La región dorso-lateral presenta mayor superficie cartilaginosa que la región dorso-medial. Esta característica permite al metatarsiano mantener contacto con la superficie cartilaginosa de la falange proximal por periodos más largos, aunque se modifique la alineación entre el metatarsiano y la falange proximal del hallux. Una superficie cartilaginosa asimétrica en la que el cartílago dorsal tiene mayor extensión por la región dorsal y lateral proximal implica que esta parte de la cabeza del metatarsiano permanece en contacto con la falange proximal en situaciones donde se incrementa el ángulo de declinación del primer metatarsiano, como sucede durante la fase propulsiva del ciclo de la marcha (4). El incremento de grado de FD de la 1ª AMTF lleva asociado una disminución de la superficie de contacto de la 1ª AMTF. Ahn y col. (7) han mostrado que la superficie de contacto de la cabeza del primer metatarsiano va disminuyendo y modificando su localización a medida que se incrementa el ángulo de FD. En una posición de alineación articular a 0º presenta una superficie de contacto de $0,38 \pm 0,08 \text{ cm}^2$ que se localiza en la región central y plantar mientras que en la posición de 70º de FD la superficie de contacto es de $0,04 \pm 0,03 \text{ cm}^2$ que se localiza en la región dorsal y lateral de la articulación. La falange proximal mantiene durante todo el movimiento de FD una superficie de contacto más o menos constante que se localiza en la región central y plantar de la base de la falange.

Por su parte la zona de cartílago que cubre la región inferior de la cabeza metatarsal se corresponde con el cartílago que articula con los sesamoideos. Tiene mayor extensión que el cartílago articular superior y presenta dos superficies con forma de canal bien definidas separadas entre sí por una cresta redondeada antero-posterior. Esta cresta no tiene una localización central de forma que medial a esta cresta quedan dos tercios de la superficie articular y lateral a la misma un tercio. El canal medial es más pronunciado que el lateral (1). Los trabajos de Brenner (3) señalan que esta cresta se encuentra presente en el 95% de los sujetos que él estudio (en 5 de los 100 metatarsianos estudiados no estaba presente y correspondían a sujetos varones) y que presenta una desviación en sentido distal – lateral de $7,99 \pm 0,38^\circ$ (rango

de -3° hasta 19°) respecto del eje longitudinal del primer metatarsiano. Parece que esta desviación es mas pronunciada en el metatarsiano derecho que en el izquierdo ($9,74^{\circ}$ vs $6,04^{\circ}$) y no presenta diferencias entre géneros ($8,14^{\circ}$ mujeres vs $7,92^{\circ}$ hombres). El autor señala que esta angulación de la cresta intersesamoidea condiciona la alineación de los sesamoideos que se localizan a ambos lados de la misma. Dado que los sesamoideos se encuentran embebidos en los tendones del flexor corto del hallux, la oblicuidad de la cresta intersesamoidea determina que el tendón de las cabezas lateral y medial del flexor corto del hallux no sea paralelo al eje anatómico del primer metatarsiano sino que tenga una oblicuidad con el mismo. De esta forma el tendón flexor corto del hallux, sobre todo su cabeza lateral, tendría un componente adductor adicional a su función flexora de la articulación metatarsofalángica. El grosor del cartílago articular en la cabeza metatarsal no tiene una distribución homogénea, existiendo diferencias de hasta un 44% entre la regiones de menor y mayor grosor de cartílago. Así las regiones centrales, que soportan la mayor cantidad de fuerzas (compresivas y fricción) durante la fase propulsiva del ciclo de la marcha, presentan el mayor grosor de cartílago (1,123 mm zona medial, 1,312 mm zona central y 1,341 mm zona lateral). La región dorsal es la que menor grosor de cartílago presenta (0,755 mm zona medial, 0,794 mm zona central y 0,808 mm zona lateral) mientras que la región plantar presenta valores intermedios (1,035 mm canal sesamoideo medial, 1,018 mm cresta intersesamoidea y 1,068 mm canal sesamoideo lateral) (8).

La falange proximal se articula con la cabeza del primer metatarsiano a través de su base. Esta presenta una superficie articular cóncava, ovalada, con mayor diámetro transversal y de menor tamaño que la superficie articular de la cabeza del primer metatarsiano (1). Esta superficie articular presenta poca profundidad y la región medial presenta mayor profundidad que la lateral lo que facilita que la cabeza del primer metatarsiano pueda realizar un movimiento de inversión simultáneamente al movimiento de FD y un movimiento de eversión a la vez que el metatarsiano plantarflexiona (4). En la región dorsal de la base la falange proximal del hallux, próxima a la superficie articular, encontramos una cresta que da asiento a la inserción del tendón extensor corto del hallux y a la cápsula articular. Por su parte la superficie plantar de la base de la falange proximal del hallux presenta dos tubérculos donde se inserta la musculatura intrínseca de la primera articulación metatarsofalángica. El tubérculo medial es de mayor tamaño y alberga las inserciones de los tendones del abductor del hallux y de la cabeza medial del flexor corto del hallux. Por su parte en el tubérculo lateral se inserta el tendón del adductor del hallux y el tendón de la cabeza lateral del flexor corto del hallux. La placa plantar se inserta en el borde plantar de la base de la falange proximal. (1). Presenta una asimetría en la longitud antero posterior entre la región medial y la lateral de forma que la región medial de la falange

proximal presenta mayor longitud que la región lateral. Esta asimetría genera que la falange proximal presente una discreta abducción y aumenta la superficie de contacto con la cabeza metatarsal favoreciendo la estabilidad en el plano transversal de la 1ª AMTF. Así mismo, la región distal de la falange proximal se encuentra evvertida en relación a su base (4). Esta rotación en eversión es similar a la que presenta el primer metatarsiano. Talbot y Saltzman (9) encontraron un valor de 4,0º en sujetos con la 1ª AMTF normal mientras que en sujetos con hallux valgus el valor ascendía a 13,8º. Encontró una relación moderada entre la presencia de un hallux valgus y un incremento de la eversión de la falange proximal ($r=0,43$; $p=0,001$).

En la región plantar de la cabeza del primer metatarsiano se encuentran situados los sesamoideos del hallux. Articulan con la cabeza metatarsal a través de su superficie dorsal. Esta superficie es ligeramente cóncava en sentido longitudinal y ligeramente convexa en sentido transversal para encajarse con la superficie troclear de la cabeza del primer metatarsiano. Están unidos entre sí a través del ligamento intersesamoideo y ambos sesamoideos se encuentran firmemente unidos a la base de la falange proximal del hallux a través de la placa plantar constituyendo una unidad funcional que se mueve conjuntamente. La región plantar o inferior presenta una forma convexa donde se insertan estructuras ligamentosas y tendinosas (tabla 1). A diferencia de otros huesos sesamoideos del pie que son inconstantes, estos se encuentran presentes en todos los casos y su ausencia se considera un hecho raro y que predispone al desarrollo de patología en la primera articulación metatarsofalángica (1). La morfología de los sesamoideos suele ser ovalada aunque puede tener también formas circulares, sin embargo su contorno es muy variable. Se han descrito como variantes de la normalidad de estos huesos la presencia de formas bipartitas, tripartitas e, incluso, multipartitas que se presentan en el $36,6\pm 2,3\%$ de los hombres y en el $30,1\pm 2,3\%$ de las mujeres. El sesamoideo medial suele tener mayor tamaño y ser más ovalado (80% casos) que el sesamoideo lateral que tiene formas menores y mas redondeadas. Solo en un 5% de casos se ha descrito mayor tamaño del sesamoideo lateral que del medial (10). El tamaño de ambos sesamoideos es de 12-15 mm x 9-11 mm (longitudinal x transversal) para el sesamoideo medial y de 9-10 mm x 7-9 mm para el sesamoideo lateral (11).

Tabla 1. Estructuras tendinosas y ligamentosas que se insertan en los sesamoideos del hallux (1).

SESAMOIDEO MEDIAL	SESAMOIDEO LATERAL
<ul style="list-style-type: none"> • Tendón cabeza lateral flexor corto hallux 	<ul style="list-style-type: none"> • Tendón cabeza medial flexor corto hallux
<ul style="list-style-type: none"> • Tres componentes tendón cabeza oblicua de adductor del hallux 	<ul style="list-style-type: none"> • Tendón del abductor del hallux
<ul style="list-style-type: none"> • Tendón transverso de adductor del hallux 	<ul style="list-style-type: none"> • Ligamento suspensorio medial metatarsosesoideo
<ul style="list-style-type: none"> • Ligamento intermetatarsiano transverso profundo 	<ul style="list-style-type: none"> • Borde medial del túnel fibroso para el tendón flexor largo hallux
<ul style="list-style-type: none"> • Ligamento suspensorio lateral metatarsosesoideo 	<ul style="list-style-type: none"> • Septo longitudinal medial de la fascia plantar para el hallux
<ul style="list-style-type: none"> • Borde lateral del túnel fibroso para el tendón flexor largo hallux 	<ul style="list-style-type: none"> • Ligamento metatarsosesoideo medial
<ul style="list-style-type: none"> • Septo longitudinal lateral de la fascia plantar para el hallux 	<ul style="list-style-type: none"> • Ligamento sesamoideofalángico medial
<ul style="list-style-type: none"> • Ligamento metatarsosesoideo lateral 	
<ul style="list-style-type: none"> • Ligamento sesamoideofalángico lateral 	

1.2. La Placa Plantar.

La placa plantar es una estructura gruesa constituida por tejido fibroso que se localiza en la superficie plantar de la 1ª AMTF. Se encuentra unida a la base de la falange proximal del hallux y en su interior se alojan los huesos sesamoideos. Estas tres estructuras (falange proximal, placa plantar y sesamoideos) se desplazan en sentido distal y proximal acompañando los movimientos del hallux alrededor de la cabeza del primer metatarsiano cuando permanece fija, por lo que Gillete (11) señaló que se comportan como una unidad funcional que denominó aparato sesamoideo-falángico.

Los sesamoideos, además de encontrarse embebidos en la placa plantar van a presentar un conjunto de estructuras ligamentosas que contribuyen a fijar su posición. Entre ambos sesamoideos se extiende un ligamento grueso, el ligamento intersesamoideo y cada uno de los

sesamoideos se encuentran unidos a la base de la falange proximal a través de un ligamento corto pero perfectamente definido, el ligamento sesamoideo-falángico. Este ligamento contribuye a dar mayor rigidez a los laterales de la placa plantar de forma que la región central de esta será algo más delgada. Ambos ligamentos sesamoideo-falángicos se encuentran unidos cerca de su inserción por una banda transversal que discurre por la superficie articular de la placa plantar. El segmento intersesamoideo de la placa plantar se corresponde con la cresta intersesamoidea de la cabeza del primer metatarsiano y sus fibras discurren longitudinalmente cubriendo el área y se mezclan con las fibras de la banda transversal más distal. En la región proximal de la placa plantar se pueden observar fibras que trascurren oblicuas en una dirección de medial a lateral. Cada lado de la placa plantar recibe la inserción de la correspondiente ligamento suspensorio metatarsosesamoideo (1)

En su extremo proximal el segmento central de la placa plantar se continúa con un tejido sinovial que se ancla en el cuello del primer metatarsiano. Este segmento proporciona anclaje a los septos verticales de la aponeurosis plantar para el primer metatarsiano y se mezcla con la región proximal del túnel fibroso del flexor largo del hallux. Los segmentos proximales lateral y medial de la placa plantar proporcionan una inserción parcial para los tendones de las cabezas lateral y medial del flexor corto del hallux respectivamente (1).

1.3. Musculatura Intrínseca del hallux

La 1ª AMTF a través de la falange proximal del hallux, es el lugar de inserción de varios músculos intrínsecos. A nivel medial del abductor del hallux, por la región plantar las cabezas medial y lateral del flexor corto del hallux y por la cara lateral las cabezas oblicua y transversa del hallux.

1.3.1. Abductor del hallux

El abductor del hallux es un músculo superficial que transcurre por la cara medial del pie. Su vientre muscular es grueso y plano y se origina a través de fibras tendinosas que se localizan principalmente en la región ínfero-medial de la tuberosidad plantar e interna del calcáneo. Además de esta localización primaria, las fibras tendinosas que dan lugar a este músculo también se originan en la superficie profunda de la fascia plantar, el extremo posterior del septo intermuscular medial y el retináculo flexor. Las fibras de la fascia profunda de este músculo se insertan en la cara medial del calcáneo, a través del septo interfascicular, y también hace conexión con los túneles fibrosos de los tendones tibial posterior, flexor hallucis longus y flexor

digitorum longus. Estos músculos junto con el paquete vascular y nervioso tibial posterior pasa por el tunel (canal del tarso) que forman el abductor del hallux, el retináculo flexor y el canal calcáneo.

El tendón de inserción del músculo aparece tempranamente en la región más superficial del músculo (zona medial). Distalmente este tendón es aplanado, ligeramente retorcido, fasciculado y con una localización más plantar que el vientre muscular. Las fibras tendinosas se insertan en el sesamoideo interno, junto con las fibras del tendón de la cabeza medial del flexor corto del hallux, y en la región medial plantar del tubérculo medial de la falange proximal del hallux. Por su parte las fibras superomedial es se insertan en la lámina transversa de la aponeurosis extensora. (1).

1.3.2. Flexor corto del hallux

Este músculo presenta un origen fibrotendinoso en forma de Y. El brazo medial de la Y se origina de la porción metatarsal del tendón tibial posterior. El brazo lateral por su parte se origina del tercer cuneiforme y del cuboides, insertándose algunas de sus fibras en los ligamentos plantares calcáneo cuboideo largo y corto. Ambos brazos confluyen en un único tronco (el tallo de la Y) que es considerado como el origen profundo del flexor hallucis brevis mientras que las fibras superficiales de este músculo se originan a partir del septo intermuscular medial que permite un anclaje adicional de este músculo con el tubérculo medial calcáneo (12).

Desde su origen este músculo está orientado hacia distal y hacia medial, atraviesa el primer espacio interóseo y el primer metatarsiano bifurcándose en dos vientres musculares, uno medial y otro lateral. La cabeza lateral, más pequeña, es cruzada oblicuamente por el tendón del flexor hallucis longus que genera en él una impronta en forma de canal. El tendón insercional de la cabeza lateral aparece de la cara plantar y penetra en la región lateral de la placa plantar a través de un túnel plano a una distancia desde el tendón adductor. Las fibras del tendón se insertan en la región lateral de la placa plantar, en la zona central y medial del sesamoideo lateral y en la región plantar del tubérculo lateral de la base de la falange proximal del hallux conjuntamente con las fibras correspondientes al tendón del adductor del hallux. La cabeza medial del flexor hallucis brevis es de mayor tamaño y discurre medial al tendón del flexor hallucis longus. Las fibras tendinosas se insertan en la región medial de la placa plantar, en la zona central y medial y lateral del sesamoideo interno y en el tubérculo medial de la falange proximal del hallux conjuntamente con las fibras correspondientes al tendón del abductor del

hallux. La división en dos cabezas del flexor hallucis brevis se genera a nivel del cuello del primer metatarsiano (1).

1.3.3. Adductor del hallux

Formado por dos vientres musculares: el oblicuo y el transverso. Tanto el origen del vientre muscular oblicuo como el transverso han demostrado que tienen una importante variabilidad habiéndose descrito cuatro variantes frecuentes en la cabeza oblicua y tres variantes en el caso de la cabeza transversa (13).

El vientre muscular oblicuo tiene su origen del segmento medio del túnel fibroso para el tendón del peroneo lateral largo. Este túnel se inserta lateralmente en la cresta del cuboides y la base de cuarto y quinto metatarsianos y medialmente en la región externa de la segunda articulación cuneometatarsal. Debido a estas relaciones entre el túnel fibroso del tendón peroneo lateral largo con las estructuras óseas del mediopie se dice que la cabeza oblicua del adductor del hallux surge desde el segmento anterior del ligamento calcaneocuboideo inferior, la cresta del cuboides, la base del segundo, tercer y cuarto metatarsianos y los cuneiformes. El origen del músculo puede formar un arco fibroso extendido desde la base hasta el borde inferior del cuarto metatarsiano. Este arco pasa lateral al paquete neurovascular plantar del compartimiento medio de la región plantar del pie.

Su vientre muscular tiene una dirección anteromedial desde el origen hacia la región lateral de la 1ª AMTF. Su región lateral atraviesa el segundo, tercer y cuarto metatarsianos subyacentes y los músculos interóseos correspondientes a lo largo de una línea oblicua trazada desde la base del cuarto metatarsiano a la base de la falange proximal del hallux. El borde medial se opone al músculo flexor corto del hallux. Previo a su inserción el vientre oblicuo del adductor del hallux pasa dorsal al ligamento intermetatarsiano transverso profundo. En su tendón de inserción se distinguen tres componentes. El medial se inserta directamente sobre el sesamoideo lateral. El componente central es el más profundo y presenta una banda tendinosa que se inserta firmemente sobre la cara plantar del sesamoideo lateral. La porción más lateral tiene un tendón amplio que se inserta en el sesamoideo lateral y en la cara plantar del tubérculo externo de la base de la falange proximal del hallux. Este componente lateral da algunas expansiones tendinosas a la aponeurosis extensora de la 1ª AMTF.

El vientre muscular transverso tiene su origen en varias zonas anatómicas de la región plantar lateral del antepie: 1) el borde proximal de la placa plantar de tercera, cuarta y quinta AMTF; 2)

el borde proximal del ligamento intermetatarsiano transverso profundo que se extiende entre segundo y tercer dedos, tercer y cuarto dedos y cuarto y quinto dedos; 3) el septo longitudinal de la fascia plantar de tercer, cuarto y quinto dedos; 4) la zona medial de la banda lateral de la fascia plantar.

Se forman tres fascículos musculares. El más posterior es de mayor longitud y el más superficial. Se superpone parcialmente con el segundo vientre muscular y este, a su vez, se superpone parcialmente con el vientre muscular más corto y más profundo. Los tres fascículos se unen a nivel de la segunda AMTF formando un tendón corto que pasa dorsal al ligamento intermetatarsiano transverso profundo del primer dedo y alcanza el tendón de la cabeza oblicua del adductor del hallux. A este nivel parte de las fibras tendinosas se insertan en la aponeurosis extensora del hallux. El resto de las fibras pasan por encima de las fibras de la cabeza oblicua del adductor del hallux a nivel del sesamoideo lateral, comparte su inserción, y terminan en la vaina fibrosa del flexor largo del dedo gordo. El vientre muscular transverso del adductor del hallux no tiene inserciones en metatarsianos ni en la base de la falange proximal (1).

1.4. Musculatura Extrínseca del hallux.

1.4.1. Flexor largo del hallux

El tendón del flexor largo del hallux converge con el tendón del flexor común de los dedos en el canal del tarso. Ambos tendones atraviesan el septo intermuscular medial en dirección medial – lateral y se introducen en el compartimento medio de la región plantar del pie. Se cruzan entre sí formando una X. El tendón del flexor largo de los dedos cruza por la superficie plantar del tendón flexor largo del hallux y continúa con un trayecto oblicuo en dirección anterior y lateral. Por su parte el tendón flexor largo del hallux se mantiene en el compartimento medial de la región plantar del pie en una localización lateral, pero muy próximo al septo intermuscular medial, y orientado anteriormente y ligeramente hacia medial. Más distalmente, pasa a través del septo intermuscular medial y cruza oblicuamente el vientre lateral del flexor corto del hallux para seguir su trayecto a través del arco fibroso formado por los dos septos que emanan de la superficie profunda de la fascia plantar y alcanza la región interesesamoidea por donde transcurre atravesando el túnel osteofibroso flexor para dirigirse hasta la base de la falange distal del hallux donde el borde terminal se expande transversalmente y se inserta (1).

1.5. Fascia Plantar.

La fascia plantar constituye una estructura subcutánea fuerte y fibrosa que recubre la región plantar del pie y se extiende desde el talón hasta los dedos constituyendo una unión mecánica entre la región proximal y distal del pie. Anatómicamente la fascia plantar está formada por tres bandas. La banda central constituye la porción más importante de la fascia y se encuentra flanqueada por una banda medial y por otra banda lateral. La banda medial constituye la cobertura fascial del adductor del hallux y es una estructura muy delgada a nivel proximal y algo más gruesa a nivel distal. Sus fibras se encuentran orientadas distal y medialmente y se continúan con la aponeurosis dorsal del pie y con la región inferomedial del retináculo extensor inferior y del retináculo flexor (1).

Por su parte la banda fascial lateral constituye una estructura muy variable en su morfología. Presenta una anchura que oscila entre los 10 mm y los 15 mm en su origen que se sitúa, junto con el tendón del músculo abductor del quinto dedo, en la región lateral del tubérculo medial del calcáneo. Desde aquí se extiende en sentido distal y a la altura del cuboides se bifurca en una banda medial y otra lateral. La banda lateral se inserta en la base del quinto metatarsiano y también se conoce como ligamento calcáneo metatarsal. En algunos casos hay una extensión hacia distal conjuntamente con el tendón del abductor del quinto dedo. Por su parte la banda medial discurre distalmente. Bordea el vientre muscular del abductor del quinto dedo y pasa bajo el paquete neurovascular del quinto dedo para insertarse en la placa plantar de la 4ª AMTF y, en ocasiones, también de la 3ª AMTF. Esta banda da origen a la componente transversal del músculo abductor (1). Loth (14) describió que la banda lateral de la fascia plantar puede tener cuatro variantes diferentes: una forma de banda fascial bien desarrollada; otra forma bien desarrollada pero con una estructura delgada y fina; otra forma que presentaba un origen normal pero que estaba incompleta (sólo llegaba a insertarse en la base del quinto metatarsiano) y finalmente una forma que se caracterizaba por la ausencia de la banda fascial. Esta última variante encontró que se presentaba en el 7% de los 410 pies de cadáver que estudió. Sin embargo, esta muestra final es el resultado de sumar los pies que analizó en diferentes ciudades europeas (seis) en diferentes periodos. El porcentaje de pies que presentaban una ausencia de la banda lateral de la fascia plantar osciló entre el 5% y el 11% cuando analizamos el conjunto de muestras estudiadas por separado. Aunque la serie total contempla pocos casos de pies de raza negra (n=11) es llamativo que en ninguno de estos pies se observó una ausencia completa de la banda lateral. Otros trabajos posteriores encontraron que el 12% de los pies estudiados presentaban una ausencia de esta banda lateral (15).

La banda central constituye la parte más importante de la fascia plantar. Presenta una anchura que oscila entre los 15 mm y los 20 mm en su origen que se localiza en la región plantar del tubérculo calcáneo medial junto con el tendón flexor corto de los dedos (1).

Desde su origen las fibras constituyen una banda gruesa y brillante que se orienta longitudinalmente y presenta una ligera torsión que aumenta gradualmente. A la altura de los metatarsianos se divide en cinco bandas cada una de las cuales se dirige hacia uno de los metatarsianos. Proximal a la cabeza metatarsal cada banda se subdivide en una porción superficial y otra profunda. De las cinco porciones superficiales las dos laterales discurren por las regiones laterales del pie en dirección del primer y quinto dedos respectivamente. Sin embargo las tres porciones centrales se unen a la piel en la región retrocapital y contribuyen a la formación del ligamento natatorio. La porción más medial se continúa distalmente hasta alcanzar el espacio entre primer y segundo dedo. La porción más central se continúa hasta alcanzar la base del tercer dedo y el espacio entre tercer y cuarto dedo. Finalmente la porción más lateral se continúa hasta alcanzar la base de quinto dedo y el espacio entre cuarto y quinto dedos. Por su parte la porción profunda se subdivide en una banda lateral y otra medial que se orientan hacia las correspondientes AMTF. Pasan a cada lado del tendón flexor largo formando un arco de entrada para este tendón. Posteriormente se van insertando secuencialmente en la fascia interósea, la fascia de la cabeza transversa del abductor del hallux, el ligamento intermetatarsiano transverso profundo, la placa plantar y la unión que tiene esta con los ligamentos colaterales metatarsofalángicos. En la porción profunda para la 1ª AMTF el septo medial se inserta en la placa plantar, el sesamoideo medial y conecta con la fascia de la cabeza medial del flexor corto del hallux. Por su parte el septo lateral se inserta en el ligamento transverso intermetatarsal, la placa plantar y el sesamoideo lateral y conecta con la fascia de la cabeza lateral del flexor corto del hallux (1).

1.5.1. Aspectos funcionales de la fascia plantar.

Los estudios que se han realizado para analizar las propiedades de la fascia han demostrado que esta presenta propiedades viscoelásticas tiempo dependientes, de forma muy similar al comportamiento que han mostrado otras estructuras del sistema musculoesquelético como tendones y ligamentos. El trabajo de Pavan y col (16) con fascias plantares de cadáveres frescos (24 muestras de 3 fascias plantares) muestran que la tensión que soporta la fascia plantar cuando se aplica una fuerza deformante constante disminuye entre un 8%-10% a los 0,1 segundos de aplicarse, entre un 23%-27% a los 6 segundos, entre un 36%-39% a los 72 segundos

y entre 40%-43% a los 240 segundos. Estos cambios en la tensión fueron independientes del grado de deformación que sufría la fascia por las fuerzas aplicadas

Wright y Rennesl (17) fueron los primeros en analizar las propiedades tisulares de la fascia plantar. Utilizando fascias plantares de cadáveres frescos disecadas y sin sus anclajes óseos, encontraron que el módulo de elasticidad se incrementaba a medida que las fuerzas aplicadas sobre ella aumentaban alcanzando unos valores que oscilaban entre 342 MPa y 822 MPa. También señalaron que la ruptura de la fascia se producía al aplicar fuerzas tensiles que oscilaban entre los 890 N y 1.001 N. Por su parte Kitaoka y col (18) analizaron las propiedades materiales de la fascia plantar sobre 12 pies de cadáveres frescos que simulaban un apoyo completo. Aplicaron diferentes tipos de fuerza (11,1 N/seg; 111,1 N/seg; 1112,0 N/seg) y encontraron que la rigidez de la fascia plantar no era dependiente de la cantidad de fuerza que se aplicaba. La banda lateral fue la que menos rigidez mostró en todas las situaciones pero las diferencias con las otras dos bandas fueron muy leves. Los valores medios de rigidez de la fascia que se obtuvieron para las tres fuerzas aplicadas fueron de 203.7 ± 50.5 N/mm (11,1 N/seg), 210.6 ± 44.7 N/mm (111,1 N/seg) y 206.3 ± 73.3 N/mm (1112,0 N/seg). El límite de ruptura de la fascia se encontró al aplicar una fuerza de 1.189 ± 244 N (1.002 ± 101 N en mujeres y 1.540 ± 246 N en hombres). Esta ruptura se producía mayoritariamente en la zona de inserción de la fascia en el tubérculo medial del calcáneo aunque encontraron también tres casos en los que se produjo un arrancamiento de la tuberosidad calcánea antes que la ruptura de la fascia. Estos hallazgos son consistentes con los encontrados por Wright y Rennesl (17) quienes observaron que en algunos especímenes la ruptura se producía en ocasiones en la zona de la fascia próxima a los dispositivos de sujeción de la misma. En la misma línea se encuentran los resultados que obtuvieron Edermir y col (19) utilizando pies de cadáver incorporados a simuladores dinámicos que permiten reproducir el ciclo de la marcha. Ellos encontraron que la ruptura de la fascia se produce cuando soporta una fuerza que oscila entre 2,15 y 2,80 veces el peso del cuerpo (916 – 1743 N).

Los modelos de elementos finitos que se han desarrollado para estudiar el comportamiento mecánico de la fascia plantar predicen que en condiciones de normalidad soporta una fuerza tensil equivalente al 44% de la fuerza que ejerce el peso corporal en una situación de bipedestación. La magnitud de esta fuerza varía en función del grado de rigidez que presente la fascia. Cuando la rigidez se incrementa la fascia plantar también incrementa la fuerza tensil que soporta en un 3,2%, aunque si analizamos solo la inserción calcánea este incremento es del 7,6%. Por el contrario, la disminución de la rigidez de la fascia plantar se asocia con una disminución del 7,7% de las fuerzas tensiles que soporta (20). La banda fascial para el primer radio es la que

mayor cantidad de fuerza tensil soporta (28,2% de la fuerza tensil total que soporta la fascia plantar) y a medida que se desplaza hacia lateral las bandas fasciales soportan menos fuerza tensil. Sin embargo, parece que es durante la fase propulsiva del ciclo de la marcha cuando la fascia plantar soporta la mayor cantidad de fuerzas tensiles alcanzando un 77% de la fuerza que genera el peso corporal en ese momento. No obstante estos resultados se obtuvieron sin considerar el grado de FD de la 1ª AMTF (21). Mediante la utilización de simuladores de marcha que si contemplan la FD de la 1ª AMTF se observa que la tensión de la fascia plantar en esta fase de la marcha llega al 96% de la fuerza generada por el peso corporal (19). Estas fuerzas tensiles que soporta la fascia plantar generan una deformación de la misma. No se encuentra un claro consenso del grado de deformidad que se produce lo que puede estar motivado por la metodología que se usa para establecer el cálculo de la deformación. Los modelos cadavéricos que simulan un apoyo completo muestran deformidades de la fascia que oscila entre 1,46% y 3,54% (21-24). Los modelos de elementos finitos han mostrado porcentajes menores que oscilan entre 0,4% y 0,74% (20,21). En cualquier caso estos valores se encuentran muy alejados de los descritos por Gefen (25) quien estimó mientras el paciente caminaba que la fascia plantar sufría una deformación entre el 9%-12% durante la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha, datos quizá un poco elevados a tenor de los resultados obtenidos por Kitaoka y col (18) sobre el umbral de ruptura de la fascia plantar que se producía cuando esta sufría una deformación en torno al 10 %. Pavan y col (26) también han señalado que cuando la fascia sufre deformaciones superiores al 12% se produce una alteración de su comportamiento mecánico.

La fascia plantar juega un papel importante en el mantenimiento del arco longitudinal interno. Los estudios sobre cadáveres simulando un apoyo completo del pie al que se le aplican fuerza axiales ponen de manifiesto que la sección de la fascia plantar genera un incremento de la longitud del arco interno y una disminución de su altura. Murphy y col. (27) encontraron un descenso en la altura del arco longitudinal interno y externo con la sección del tercio medial de la fascia plantar. Este descenso se incrementaba en un 62% y un 100% respectivamente con la sección total de la fascia plantar. Los pies que presentan inestabilidad de la columna interna han mostrado que sufren un mayor hundimiento del arco interno cuando se realiza una fasciotomía que los pies que presentan estabilidad de la columna medial (28). De igual forma, los modelos de elementos finitos que se han desarrollado para estudiar el comportamiento mecánico de la fascia plantar predicen resultados similares a los encontrados en los estudios sobre cadáveres. Cheung y col (20) desarrollaron un modelo de elementos finitos tridimensional que reproducía las fuerzas que soporta el pie de un sujeto de 70 kgrs en apoyo bipodal (350 N). El modelo predecía que la sección completa de la fascia plantar generaba un descenso de la altura del arco

interno del 50% y un incremento de la longitud del 4%. El modelo desarrollado por Gefen (29) predice que cuando la fascia plantar se secciona de forma progresiva (incrementos del 25% en la sección) se producen cambios en la altura y longitud del arco interno. Sin embargo estos cambios fueron leves cuando la fascia plantar se seccionaba solo un 25% y fueron aumentando a medida que la sección de la fascia plantar era mayor, alcanzando el máximo nivel cuando la sección de la fascia plantar fue completa. La correlación entre el grado de sección de la fascia plantar y el grado de colapso del arco interno que predijo el modelo fue muy alta ($r^2=0,99$). Por su parte, el modelo de Arangio y col (30) señala que las alteraciones de la morfología y de la rigidez que se producen en el arco interno tras la sección completa de la fascia plantar son dependientes de la altura que tenga este. Cuando simuló un arco interno elevado encontró un descenso en la altura del arco del 36,4%, un alargamiento del arco interno del 40% y una disminución de la rigidez del arco interno del 27%. Sin embargo al simular un arco interno bajo los cambios observados fueron del 14,5%, del 13,0% y del 12,0% respectivamente. Es cierto que todas las simulaciones se realizaron asumiendo las mismas condiciones y variando solo la altura del arco interno, lo que puede explicar las diferencias encontradas con los resultados de Kitaoka y col (28)

Los trabajos sobre cadáveres han mostrado que la sección de la fascia plantar produce una equinización del calcáneo asociada al descenso que sufren el escafoides y cuboides. Estos cambios en la posición de las estructuras óseas del retropié sugieren un incremento de tensión en los ligamentos plantares calcáneo cuboideo y calcáneo escafoideo (27). Estos incrementos de la tensión son variables según los trabajos estudiados y también según la metodología usada. Cuando se han utilizado cadáveres frescos que simulaban un situación de apoyo completo a los que se aplicaban fuerzas axiales de 920 N se ha encontrado que el mayor incremento se produce en el ligamento calcáneo cuboideo plantar (+94%) y algo menor en el ligamento de spring (+52%). Tras la sección de la fascia plantar y la aplicación de varios ciclos de fuerza estos ligamentos sufren una acomodación a las nuevas situaciones de fuerza y se producen incrementos de su longitud en situaciones de descarga (31). Los modelos de elementos finitos que se han desarrollado para valorar el efecto que tiene la sección de la fascia plantar sobre las estructuras ligamentosas plantares predicen situaciones muy similares aunque los porcentajes de incremento en la tensión que soportan los ligamentos son algo diferentes probablemente como consecuencia de la diferencia de metodología usada pero también por las características de rigidez que se asumen para la fascia plantar. El modelo tridimensional construido por Cheung y col. (20) predicen que la fuerza tensil que soportan los ligamentos plantares del pie son dependientes del grado de rigidez de la fascia plantar. Cuando se reprodujo una rigidez superior

a la basal la tensión que soporta el ligamento calcáneo cuboideo largo, el ligamento calcáneo cuboideo corto y el ligamento de spring se redujo en un 16%, 6% y 13% respectivamente. Por el contrario cuando se reprodujo una disminución de la rigidez de la fascia plantar la tensión se incrementaba en un 32%, 15,6% y 21,7% respectivamente. Sin embargo las mayores variaciones que predijo el modelo se produjeron cuando se simuló una fasciotomía completa. El incremento de la fuerza tensil que soportan las estructuras ligamentosas en esta situación fue de 228%, 344% y 274% respectivamente. Estos valores son similares a los encontrados por laquinto y col (32) cuyo modelo predice incrementos de la tensión en el ligamento calcáneo cuboideo plantar del 300% y en el ligamento de spring del 200% tras la sección de la fascia plantar. De estas tres estructuras la fascia plantar es la que más contribuye al mantenimiento del arco interno (79,5%) seguido del ligamento calcáneo-cuboideo plantar (12,5%) y del ligamento de spring (8,0%). De igual manera estos modelos predicen que la sección de la fascia plantar se relaciona con una pronación del retropié, un incremento de las fuerzas que soportan cuboides (+136%), escafoides (+83%), segundo metatarsiano (+53%) y cuarto metatarsiano (+153%) y una disminución de las fuerzas que soportan los metatarsianos primero (-49%), tercero (-44%) y quinto (-54%) (20). También se ha observado incrementos de las fuerzas que soporta la cortical de la diáfisis de los metatarsianos menores que oscilan entre el 65% (29) y el 178% (33). Los trabajos realizados por Ward y col (34) utilizando cuatro cadáveres frescos incorporados a simuladores de la marcha también muestran que la sección progresiva de la fascia plantar produce cambios cinemáticos en el retropié que se ponen de manifiesto sobre todo en la segunda mitad de la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha. En condiciones de normalidad el retropié realiza un movimiento de pronación desde el apoyo de talón hasta que termina la primera mitad de la fase de apoyo completo del pie. En la segunda mitad de esta fase se produce un movimiento de resupinación del retropié que le lleva a una posición de neutralidad al levantar el talón del suelo y que continúa realizándose durante toda la fase propulsiva. La sección del 33% medial de la fascia plantar genera una incapacidad del pie para continuar el movimiento de resupinación del retropié una vez que se ha elevado el talón del suelo. No obstante durante la segunda mitad de la fase de apoyo completo este movimiento de resupinación lleva al retropié a una posición de neutralidad. Tanto la sección del 66% de la fascia plantar como la sección completa de la fascia plantar genera una incapacidad del pie para realizar el movimiento de resupinación durante las fases de apoyo completo y propulsiva. Así mismo vieron que la sección progresiva de la banda medial de la fascia plantar generaba incrementos en el impulso (fuerza/tiempo) que soporta la banda lateral de la fascia plantar tanto en la fase de apoyo completo del pie como en la fase propulsiva de la marcha.

Las presiones que soporta el antepié también se modifican con la sección completa de la fascia plantar. El modelo de elementos finitos tridimensional que reproduce las fuerzas que soporta el pie en bipedestación un sujeto de 70 kgr predice que la fasciotomía incrementa las presiones en la región de antepié en un 10,1% y disminuyen las presiones del retropié en un 6,9% (20). Resultados similares se han observados en estudios hechos con simuladores de marcha a los que se incorporaban pies de cadáveres frescos. Los resultados de estos trabajos muestran que la sección parcial o completa de la banda central de la fascia plantar produce un incremento de las presiones que se localizan en la región subcapital durante el tercer rocker de la marcha (47% sección parcial y 57% sección total de banda central), pero los incrementos más significativos se producen cuando la sección de la fascia es completa (+73%). Estas variaciones del pico de presión que soportaban la región metatarsal no se asociaron a una disminución del área de contacto. De igual forma la sección completa de la banda central fascial y la sección total de la fascia plantar generaron una disminución del 58% de la fuerza, el 60% de las presiones y el 50% de las superficies de contacto que reciben los dedos menores. El momento de fuerza flexor plantar-dorsal que soporta el segundo metatarsiano y la tensión dorsal que soporta durante el tercer rocker tuvieron incrementos muy importantes. Tomando como referencia la tensión dorsal que soporta el segundo metatarsiano con la fascia intacta, se determinó que cuando se secciona completamente la fascia plantar se reduce el número de ciclos necesarios para producir una lesión por fatiga del hueso de $9,2 \times 10^6$ a $2,6 \times 10^5$ ciclos (35).

Tanto el tendón de Aquiles como el grado de FD de la 1ª AMTF han mostrado estar relacionados con la magnitud de la fuerza tensil que soporta la fascia plantar durante la fase propulsiva de la marcha. Los trabajos de Carlson y col. (24) sobre pies de cadáveres que reproducían la posición del pie al 45% del ciclo de la marcha encontraron que tanto la fuerza que ejerce el tendón de Aquiles como el grado de FD de la 1ª AMTF influyen en la fuerza tensil que soporta la fascia plantar. A medida que se incrementaba la fuerza ejercida por el tendón de Aquiles (100 N – 500 N) se observó un incremento de la fuerza tensil que soporta la fascia plantar aunque la 1ª AMTF se encuentre a 0º de FD. De la misma forma observaron que la FD de la 1ª AMTF (0º-45º) sin la acción del tendón de Aquiles genera también incrementos de la tensión de la fascia plantar, aunque de menor magnitud que el incremento de tensión fascial observado por la acción aislada del tendón de Aquiles. La acción combinada del tendón de Aquiles (cuando ejerce una fuerza de 500 N) y de la 1ª AMTF (posición de FD de 45º) fue la situación que mayor incrementó la tensión que soporta la fascia plantar. Los autores también encontraron una relación positiva entre la fuerza que genera el tendón de Aquiles y la FD de la 1ª AMTF con el incremento de la deformación que sufre la fascia plantar. La relación fue moderada para el incremento aislado de

FD de la 1ª AMTF ($r=0,49$; $p<0,0001$) y fuerte para el incremento aislado de la fuerza del tendón de Aquiles ($r=0,82$; $p<0,0001$). Sin embargo el estudio tiene una limitación importante ya que los resultados sobre la deformación que sufre la fascia plantar se calcularon asumiendo que la fascia tiene un comportamiento lineal y no viscoelástico. El modelo de elementos finitos que desarrollaron Cheng y col (36) predicen resultados muy similares a los descritos por Carlson y col (24) sobre pies de cadáveres y señalan, además, que la fuerza generada por el tendón de Aquiles es la responsable del 66,14% de la fuerza tensión que soporta la fascia plantar y la FD de la 1ª AMTF es la responsable del 33,86% restante. El incremento de la fuerza tensil se localiza sobre todo en la inserción calcánea de la fascia plantar y en la banda fascial para el primer radio. El modelo de elementos finitos tridimensional que desarrollaron Cheung y col (20) confirman los efectos del tendón de Aquiles sobre la fuerza tensil que soporta la fascia plantar. Encontraron que la fuerza generada por el tendón de Aquiles incrementa la fuerza tensil de la fascia plantar el doble que las fuerzas que soporta la fascia como consecuencia de la bipedestación. A medida que se incrementa la fuerza generada por el tendón de Aquiles se produce un progresivo aplanamiento del arco interno hasta que la fuerza generada supera los 525 N, momento en el que el talón comienza a elevarse y el arco interno deja de aplanarse. Estos resultados también han sido observados en estudios in vitro con cadáveres frescos (37).

La sección de la fascia plantar ha mostrado que genera alteraciones en el mecanismo de windlass. Los trabajos de Thordarson y col (38) sobre pies de cadáveres muestran que cuando la 1ª AMTF presenta una FD de 30º la sección parcial de la fascia plantar no tiene mucha influencia sobre la altura del arco interno pero la sección completa de la fascia plantar si producía una disminución significativa de la altura del arco interno. Sin embargo tanto las secciones parciales como la sección completa de la fascia plantar produjeron una disminución significativa en el grado de acortamiento del arco interno (2,2 mm en fascia intacta vs 0,5 mm en fascia seccionada). Cuando se colocó la 1ª AMTF en su posición de máxima FD, tanto la sección progresiva como la sección completa de la fascia plantar mostraron cambios en el acortamiento del arco interno que fueron mucho más evidentes que al colocar la 1ª AMTF a 30º de FD (7,0 mm en fascia intacta vs 3,3 mm en fascia seccionada). La altura del arco interno también se modificó significativamente con la sección completa de la fascia plantar. Sin embargo la sección del 25% de la fascia plantar no produjo disminución de la altura del arco interno. Los trabajos de Sharkey y col (39) utilizando modelos simuladores de la marcha confirman los resultados que se han encontrado en situaciones estáticas. Tanto al inicio como al final del tercer rocker encontraron que la sección completa de la fascia plantar producía una disminución en la altura del arco interno, un incremento de la longitud del arco interno y una posición de flexión dorsal

del primer metatarsiano en relación al astrágalo. Estos hallazgos eran más evidentes en la fase final que en la fase inicial del tercer rocker. La acción del tendón tibial posterior no evitó el colapso del arco interno que se produce con la sección de la fascia plantar. Cuando la sección de la fascia plantar fue parcial se observaron cambios en la longitud del arco interno pero no en la altura del mismo. Tanto con una sección parcial como total de la fascia plantar se encontró una disminución de la fuerza que necesita generar el tendón de Aquiles durante la fase propulsiva.

2. CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LA 1ª AMTF.

2.1. Cinemática de la 1ª AMTF

2.1.1. Movilidad de la 1ª AMTF en Estática.

Los textos clásicos señalan que se necesita un rango de FD de la 1ª AMTF entre 65º y 75º para que pueda realizarse correctamente la fase propulsiva, o tercer rocker, del ciclo de la marcha (40). Los primeros 20º de FD de esta articulación se realizan como consecuencia del trabajo del tríceps sural que genera una elevación del talón del suelo y lleva al primer metatarsiano a iniciar el movimiento de FP alrededor del eje de rotación transversal de la 1ª AMTF (41). A partir de estos grados y como consecuencia de la instauración del mecanismo de windlass, el primer metatarsiano continúa realizando un movimiento de FP que provoca un movimiento de deslizamiento de la cabeza del primer metatarsiano sobre la base de la falange proximal del hallux hasta que la región dorsal de la cabeza del primer metatarsiano se articula con la base de la falange proximal del hallux. Este movimiento de deslizamiento del metatarsiano sobre la base de la falange proximal permite que la 1ª AMTF realice un amplio movimiento de FD necesario para realizar de forma correcta la fase propulsiva de la marcha.

Sin embargo, a lo largo del siglo XX han sido numerosas las investigaciones que se han realizado para intentar determinar el rango normal de movimiento de la 1ª AMTF, sobre todo cuál es su rango de FD. Uno de los primeros trabajos en este sentido fue el realizado por Joseph en 1954 (42). Analizó el rango de FD y FP de la 1ª AMTF y de la articulación interfalángica del hallux a partir de las mediciones angulares que formaban los ejes longitudinales del primer metatarsiano y de las falanges del hallux trazados en radiografías laterales realizadas en carga. Estudió a 50 sujetos que subdividió en tres grupos en base a la edad del sujeto (menores de 30 años, entre 30-45 años y mayores de 45 años). Encontró que en una situación de bipedestación la 1ª AMTF presentaba una posición de discreta FD (entre 13,1º y 18,9º según el grupo de edad estudiado). El rango de FD activo de la 1ª AMTF fue menor a medida que los sujetos presentaban más edad, pero estas diferencias no mostraron significancia estadística (54,0º±3,8º pie derecho y 56,2º±3,4º pie izquierdo en grupo menor de 30 años frente a 46,3º±4,0º pie derecho y 44,1º±5,7º pie izquierdo en grupo mayor de 45 años). De igual forma observó que al hacer la FD pasiva de la 1ª AMTF (se realizó sin que el sujeto estuviera soportando carga) se incrementaba el rango de FD. Aquellos sujetos que tenían un rango bajo de FD de la 1ª AMTF activo presentaban incrementos altos de la misma en las mediciones pasivas y aquellos sujetos con rangos de FD activa altos presentaban incrementos bajos del rango de FD pasiva de la articulación. Aunque los sujetos presentaron una alta variabilidad en el rango de FD pasivo

obtenido (valores encontrados entre 40º-100º), los valores medios obtenidos se encontraron en torno a los 70º. Como sucedía con el rango activo de FD de la 1ª AMTF, las mediciones pasivas que se realizaron tampoco mostraron diferencias significativas entre los diferentes grupos de edad, aunque se mantiene una tendencia a disminuir el valor con la edad (77,9º pie derecho y 77,1º pie izquierdo en grupo menor de 30 años frente a 70,9º pie derecho y 62,7º pie izquierdo en grupo mayor de 45 años).

Los primeros trabajos en trasladar a la clínica el método descrito por Joseph (42) para medir la FD de la 1ª AMTF en radiografías fueron los realizados por Buell y col (43). Trazaron la bisectriz de hallux y de primer metatarsiano por su cara medial y realizaron las mediciones con el sujeto en descarga pero simulando una situación de carga. Para realizar esta simulación colocaron la ASA en posición neutra y estabilizaron la articulación mediotarsiana aplicando una fuerza dorsiflexora sobre cuarto y quinto metatarsianos. En esta situación realizaron una FD pasiva de la 1ª AMTF midiendo con un goniómetro el ángulo que formaban las bisectrices trazadas en hallux y primer metatarsiano. Los valores medios que obtuvieron fueron de 105º (superiores a los descritos por Joseph). Estos resultados fueron muy similares a las mediciones obtenidas con la misma técnica sobre radiografías laterales realizadas a los sujetos de estudio que tuvieron un valor medio de 100º. Hopson y col. (44) utilizando la misma técnica de medición que Buell y col. (43), obtuvieron valores algo inferiores ($95,9^\circ \pm 9,7^\circ$; rango $89,0^\circ - 116,7^\circ$) y señalaron que esta técnica presentaba una alta fiabilidad intraobservador (ICC 0,951 con error estándar de la media (SEM) de 1,26º). Sin embargo Hopson y col (44) también valoraron el rango de FD de la 1ª AMTF utilizando otras técnicas de medición tanto en descarga como simulando una posición de carga (carga parcial). Con el sujeto en descarga y en una posición igual a la descrita por Buell y col (43) pero colocando el goniómetro sobre la superficie dorsal de hallux y de primer metatarsiano encontraron valores medios del rango de FD de la 1ª AMTF algo menores ($85,0^\circ \pm 10,7^\circ$; rango $66,0^\circ - 99,3^\circ$) y una fiabilidad intraobservador también buena pero también algo menor que la obtenida para la técnica descrita por Buell y col (43) (ICC 0,906 con error estándar de la media (SEM) de 1,38º). Esta técnica había sido descrita previamente por Norkin y White (45) quienes habían señalado como valores de normalidad entre 70º y 90º. Las mediciones del rango de FD de la 1ª AMTF que valoraron Hopson y col (44) en semicarga y simulando la fase propulsiva de la marcha mostraron valores más elevados que las mediciones realizadas en descarga. Para realizar estas mediciones, que los autores describen como semicarga, se colocó al paciente en sedestación con las rodillas y tobillos a 90º. Después se pide al sujeto que coloque el tobillo de una pierna en su máxima FP y la 1ª AMTF en su posición de máxima FD sin que el hallux se levante del suelo. En esta posición se mide el ángulo formado por las bisectrices de hallux y de

primer metatarsiano. Los resultados muestran un valor medio de $100,4^{\circ} \pm 6,2^{\circ}$ (rango $90,0^{\circ}$ - $107,3^{\circ}$) y una fiabilidad intraobservador también alta (ICC $0,948$ con error estándar de la media (SEM) de $0,80^{\circ}$). Por su parte, la valoración en carga que simulaba la máxima FD de la articulación durante la fase propulsiva fue la técnica de medición del rango de FD de la 1ª AMTF que mostró valores más altos. Para realizar esta medición se colocó al sujeto en bipedestación con rodilla en extensión y tobillo en máxima FP y 1ª AMTF en máxima FD sin levantar el hallux del suelo. Con el paciente en esta posición el valor medio que presentó el ángulo formado por las bisectrices de hallux y de primer metatarsiano fue de $109,6^{\circ} \pm 11,1^{\circ}$ (rango $92,0^{\circ}$ - $142,3^{\circ}$). Como sucedía en las otras mediciones, la fiabilidad intraobservador también fue buena (ICC $0,976$ con error estándar de la media (SEM) de $1,44^{\circ}$). Las cuatro mediciones valoradas en estática mostraron una buena fiabilidad intraobservador, sin embargo la alta variabilidad que mostraron entre ellas en el valor de FD obtenido sugiere que los valores son muy dependientes del tipo de técnica empleado por lo que los clínicos deberían usar la misma técnica para poder valorar y hacer seguimientos del rango de FD de la 1ª AMTF.

Recientemente Jones y Curran (46) han encontrado que el resultado obtenido al valorar el rango de FD de la 1ª AMTF es dependiente de la experiencia que tenga el examinador, no solo para las mediciones goniométricas sino también para las estimaciones visuales del rango de FD. Utilizaron 3 fotografías a tamaño real del pie de 12 sujetos jóvenes que representaban 3 posiciones diferentes de FD de la 1ª AMTF (1 fotografía con FD entre 0° - 15° ; una fotografía con FD entre 15° - 55° y una fotografía con FD entre 55° - 70°). Las mediciones visuales se realizaron sobre estas fotografías y las angulares también se realizaron sobre estas fotografías colocando un brazo del goniómetro paralelo bisectriz del primer metatarsiano, el fulcro en el centro de la articulación y el otro brazo paralelo a la bisectriz de la falange proximal del hallux. Encontraron que la valoración goniométrica presentaba una fiabilidad excelente tanto intraobservador (ICC entre $0,829$ – $0,975$ según la imagen) como interobservador (ICC entre $0,827$ – $0,951$ según la imagen) cuando los examinadores presentaban una elevada experiencia. Sin embargo, los examinadores con baja experiencia mostraron una fiabilidad baja o moderada tanto intraobservador (ICC entre $0,351$ – $0,597$ según la imagen) como interobservador (ICC entre $0,322$ – $0,572$ según la imagen). El error estándar de la medición también fue menor en los examinadores con experiencia ($1,8$ - $2,5^{\circ}$) que en los examinadores poco experimentados ($2,0^{\circ}$ - $3,0^{\circ}$). Por su parte, la valoración visual del rango de FD de la 1ª AMTF que presentaban las tres imágenes mostró resultados inversos. Los examinadores experimentados mostraron una fiabilidad baja o moderada tanto intraobservador (ICC entre $0,187$ – $0,672$ según la imagen) como interobservador (ICC entre $0,167$ – $0,643$ según la imagen) mientras que los examinadores

con poca experiencia mostraron una buena fiabilidad tanto intraobservador (ICC entre 0,673 – 0,808 según la imagen) como interobservador (ICC entre 0,666 – 0,794 según la imagen). El error estándar de la medición también fue menor en los examinadores sin experiencia (2,8-4,4º) que en los examinadores experimentados (3,8º-6,4º). Así pues, la medición goniométrica del rango de FD de la 1ª AMTF es más fiable que la estimación visual, sobre todo cuando la realizan examinadores con experiencia. Sin embargo, la estimación visual ha demostrado buena fiabilidad tanto intraobservador como interobservador cuando la realizan examinadores sin experiencia por lo que podría ser un método alternativo en este tipo de examinadores.

Como se ha visto, la bisectriz lateral del primer metatarsiano y del hallux son las referencias que se han utilizado clásicamente para medir el rango de FD de la 1ª AMTF. Como método alternativo se ha usado el ángulo que forma la bisectriz lateral del hallux con la superficie del suelo. Creighton y Olson (47) utilizaron esta técnica de medición de la 1ª AMTF con el sujeto colocado en posición de decúbito supino y el tobillo colocado a 90º. Encontraron unos valores medios de la FD activa de 51,9º y unos valores de la FD pasiva de 67,6º. Estos valores son solo discretamente inferiores a los encontrados por Joseph en sus estudios sobre radiografías utilizando el ángulo que forman la bisectriz de la diáfisis de primer metatarsiano y de falange proximal de hallux. Sin embargo son claramente inferiores a los valores encontrados por Buell y col (43) y por Hopson y col. (44) Debemos tener en cuenta, pues, que la valoración del rango de FD de la 1ª AMTF mediante este procedimiento ofrece valores inferiores a los otros procedimientos descritos anteriormente, por lo que los resultados obtenidos con diferentes técnicas de medición del rango de FD de la 1ª AMTF difícilmente pueden ser comparados entre sí. Así mismo, Greighton y Olson (47) encontraron que los sujetos con fascitis plantar presentan rangos de FD de la 1ª AMTF medidos en descarga inferiores a los sujetos que no presentan fascitis plantar (16,3º menos de FD activa y 22,3º menos de FD pasiva en su muestra estudiada), indicando que la reducción del rango pasivo de la FD de la 1ª AMTF podría ser un factor que contribuya al desarrollo de esta patología como consecuencia de un retardo o una mala instauración del mecanismo de windlass. Sin embargo el bajo número de la serie que publican no permite establecer claramente una asociación entre estas situaciones (disminución de rango de FD de 1ª AMTF en descarga y presencia de fascitis plantar) aunque si muestra una tendencia que debería confirmarse en futuras publicaciones. Chuter y Payne (48) también sugieren que una limitación del rango de FD de la 1ª AMTF podría jugar un papel en el desarrollo de la neuroartropatía de Charcot en pacientes con diabetes mellitus. El tipo de estudio que plantean no permite establecer de forma clara si la limitación del rango de FD de la 1ª AMTF lleva al desarrollo de la neuroartropatía de Charcot o la relación es inversa, sin embargo encontraron

que el rango de FD pasivo de la 1ª AMTF medido en descarga es significativamente menor en los sujetos con neuroartropatía de Charcot ($51,2^{\circ}\pm 13,8^{\circ}$) que en los sujetos con diabetes mellitus que no han desarrollado esta complicación ($65,9^{\circ}\pm 11,2^{\circ}$). También encontraron diferencias similares entre la FD de la 1ª AMTF del pie con neuroartropatía de Charcot y el pie contralateral sin ella ($51,2^{\circ}\pm 13,8^{\circ}$ frente $67,1^{\circ}\pm 11,73^{\circ}$).

Roukis y col (49) utilizaron también el ángulo que forma la bisectriz del hallux con el suelo como método para medir el rango de FD de la 1ª AMTF en carga. Ellos diseñaron un dispositivo formado por dos plataformas unidas por una bisagra que llevaban incorporado un goniómetro en la región lateral. El fulcro del goniómetro se colocó a la altura de la bisagra y el paciente se colocaba en bipedestación sobre el dispositivo de forma que el pie estaba colocado sobre la plataforma proximal y el hallux sobre la distal quedando la 1ª AMTF en la región de la bisagra. De esta forma midió el rango de FD de la 1ª AMTF en bipedestación simulando la realización del test de Jack. Uno de los brazos del goniómetro quedaba paralelo al suelo y el otro brazo paralelo a la bisectriz lateral del hallux. Consideraron el máximo rango de FD de la 1ª AMTF el momento en que el clínico notaba resistencia al movimiento de FD de la 1ª AMTF y previo a que el primer metatarsiano realice una FP. Utilizaron una muestra baja para sus trabajos ($n=20$ pies) y utilizaron sujetos que presentaban un rango de movilidad normal en las articulaciones del pies. Obtuvieron un rango de FD de la 1ª AMTF muy inferior al descrito por los estudios, tanto clínicos como radiológicos, donde se contempla la posición del primer metatarsiano. El valor medio de la muestra estudiada fue de $22,7^{\circ}\pm 0,4^{\circ}$ (rango 20° - 26°).

Si bien los trabajos que pretenden cuantificar el rango de FD de la 1ª AMTF suelen realizarse sobre pacientes o voluntarios sanos por la fácil accesibilidad para realizar las mediciones, también hemos encontrado un trabajo que valora el rango de movilidad de esta articulación utilizando cadáveres frescos. Shereff y col. (50) estudiaron la cinemática de la 1ª AMTF sobre cadáveres frescos a los que realizaron radiografías lateral y dorso-plantar en las posiciones de máxima FD, máxima FP, posición neutra y puntos intermedios entre la posición neutra y la máxima FD y la máxima FP. Estudiaron 15 pies (6 normales, 6 con hallux valgus y 3 con hallux rigidus). El rango de FD de la 1ª AMTF que encontraron en los pies sin patología fue de 76° con un arco total de movimiento de la 1ª AMTF de $111^{\circ}\pm 11,5^{\circ}$ (rango entre $100,0^{\circ}$ y $130,0^{\circ}$). Estas mediciones se realizaron con la misma técnica empleada por Joseph y muestran también resultados similares de FD de la 1ª AMTF. Aunque el trabajo está realizado sobre pocos especímenes, es el primero que muestra las diferencias de comportamiento cinemático que tiene la 1ª AMTF según la presencia o ausencia de alteraciones estructurales de la misma. Encontraron que los pies con hallux valgus presentaban un arco de movimiento menor que los

pies normales (arco de movimiento de $47,0^{\circ} \pm 10,6^{\circ}$ con un rango de $35,0^{\circ} - 61,0^{\circ}$) sobre todo a costa de una disminución significativa del rango de FP de la articulación. Los sujetos con hallux rígidus también mostraron una disminución significativa del arco total de movimiento de la articulación ($69,0^{\circ} \pm 7,9^{\circ}$; rango entre $60,0^{\circ}$ y $75,0^{\circ}$). Sin embargo, la disminución en estos pies no se debe a limitación del rango de FP, que es normal en estos pies, sino a una disminución del rango de FD. El análisis del centro instantáneo de rotación de la articulación en las diferentes posiciones analizadas también mostró diferencias entre los tres tipos de 1ª AMTF analizada. En los pies sin patología se observaba que el centro instantáneo de rotación se desplazaba desde una posición plantar proximal a una distal y dorsal pero en todo el arco de movimiento mantenía una posición concéntrica en la cabeza metatarsal. Por contra, en los pies que presentaban hallux valgus o hallux rígidus encontramos que el centro instantáneo de rotación ocupaba posiciones excéntricas llegando a ocupar posiciones fuera de la cabeza metatarsal en uno de los movimientos estudiados en pies con hallux valgus y en dos de los movimientos analizados en pies con hallux rígidus. Estas anomalías cinemáticas observadas en pies con patología estructural de la 1ª AMTF podrían ser debidas al crecimiento de exóstosis en la cabeza metatarsal así como a las alteraciones de espacio articular y de las partes blandas articulares. Finalmente analizaron las características de las superficies de movimiento. En los pies normales estas superficies de movimiento quedan representadas por líneas tangentes a la cabeza metatarsal desde la máxima posición e FP hasta la posición de moderada FD. Únicamente en la posición de máxima FD se observó una discreta compresión y pinzamiento de la articulación. Así pues, en condiciones de normalidad los movimientos de la 1ª AMTF se realizan a través de un deslizamiento y solo en el rango final de FD de la articulación se observa discreto pinzamiento y compresión. Sin embargo en los sujetos con hallux valgus se observó que la máxima FP generaba compresión y la FP moderada distracción articular. Y los movimientos de FD generaban, por su parte, movimientos de deslizamiento asociados con pinzamiento y compresión articular, sobre todo en los rangos máximos de FD. En los pies con hallux rígidus los movimientos de FP muestran distracción de la articulación y los movimientos de FD muestran compresión importante de la articulación. Los hallazgos encontrados en los pies con hallux valgus y hallux rígidus sugieren que en estas articulaciones el movimiento de FD tiene poco componente de deslizamiento y mucho componente de rotación alrededor de los centros instantáneos de rotación que presentan localizaciones anómalas, lo que favorece el pinzamiento y compresión articular.

Como se ha visto, la mayoría de los estudios clínicos valoran el movimiento de la 1ª AMTF en el plano sagital mientras que no se presta demasiada atención a sus movimientos en el plano transversal. Fundamentalmente por la dificultad técnica para realizar estas valoraciones. El

trabajo de Shereff y col. (50) con cadáveres frescos es uno de los pocos experimentos in vitro que valoran, sin utilizar sistemas de análisis de movimiento, la cantidad de movimiento que presenta la 1ª AMTF en el plano transversal asociado a los movimientos que realiza en el plano sagital. Se observó que los sujetos con la 1ª AMTF normal presentaban pequeños movimientos en el plano transversal (medido a través del desplazamiento del borde interno de la base de la falange proximal del hallux) que suponían un $15,4\% \pm 2,8\%$ de la anchura máxima de la cabeza metatarsal (menos de 2 mm. de desplazamiento). Los pies con hallux valgus mostraron resultados similares a los pies normales (el desplazamiento fue un $14,6\% \pm 2,7\%$ de la anchura máxima de la cabeza metatarsal) mientras que la mayor reducción de movilidad en este plano se observó en los pies con hallux rigidus que mostraron un 50% menos de movilidad que los otros dos grupos de pies ($8,3\% \pm 1,1\%$ de la anchura máxima de la cabeza metatarsal).

2.1.2. Movilidad de la 1ª AMTF en Dinámica.

2.1.2.1. Rango de FD de la 1ª AMTF valorado mediante uso de sistemas de videocaptura.

Uno de los primeros trabajos utilizando estos sistemas para valorar la cinemática de las AMTF y su importancia durante el ciclo de la marcha fue el publicado por Bojsen-Moller and Lamoreux (51). Estudiaron una muestra de 21 sujetos sanos a los que colocaron marcas reflectantes en la punta del hallux, la 1ª AMTF, el centro del talón, justo debajo del maléolo interno, y la pierna. El rango de FD de la 1ª AMTF en la fase propulsiva se estimó mediante el ángulo que formado por la línea que unen el marcador colocado en la punta del hallux y el marcador de la 1ª AMTF y la línea que une el marcador de la 1ª AMTF con el marcador colocado en el talón. Esto puede sesgar los resultados ya que se incluye el movimiento de la articulación interfalángica del hallux y se asume que la inclinación del primer metatarsiano está representada por la línea que une el talón con la 1ª AMTF. En realidad los autores asumen que en la fase propulsiva el pie se comporta como una estructura única y rígida que rota alrededor del eje de la 1ª AMTF. Teniendo en consideración estos aspectos, encontraron que cuando los sujetos caminaban descalzos el rango máximo de FD a nivel de la 1ª AMTF fue de $58,0^\circ \pm 3,41$ (rango entre $50,0^\circ$ y $60,0^\circ$). Este rango se ve disminuido cuando el sujeto camina con un calzado que tiene la suela del antepie blanda (la FD obtenida osciló entre $45,0^\circ$ y $50,0^\circ$) y sobre todo cuando se utiliza un calzado de suela dura (la FD obtenida osciló entre $25,0^\circ$ y $30,0^\circ$). Aunque la metodología para determinar el rango de FD de la 1ª AMTF es diferente, los trabajos de Hetherington y col (52) sobre una muestra de 60 pies muestran unos resultados en la línea de los descritos por Bojsen-Moller y Lamoreux (51). Encontraron que el valor máximo de FD de la 1ª AMTF oscilaba entre los $50,0^\circ$ y los $56,0^\circ \pm$

4,45°. Hopson y col. (44) encontraron valores discretamente superiores ($64,5^{\circ} \pm 8,5^{\circ}$ con un rango entre $51,0^{\circ}$ y $81,7^{\circ}$), pero clarametne inferiroes a los que habían obtenido al realizar las mediciones en descarga o con el sujeto en bipedestación simulando la fase propulsiva de la marcha.

Sin embargo de todos los trabajos que utilizan sistemas de videocaptura para el análisis cinemático de la 1ª AMTF el que aporta mayor información es el realizado por Phillips y col (53). Analizaron la fase propulsiva del ciclo de la marcha en 10 voluntarios sanos. Definieron la fase de despegue de talón como el fotograma previo a ver espacio entre talón y suelo y la fase de despegue de los dedos como el fotograma previo a ver espacio entre el suelo y la punta del hallux. Colocaron marcas reflectantes en los diferentes huesos de la columna interna y analizaron el movimiento rotacional que presentaban durante la fase propulsiva cada uno de estos huesos con el suelo y entre ellos. Encontraron que el primer metatarsiano se encontraba angulado en relación al suelo $59,3^{\circ} \pm 8,4^{\circ}$ (rango entre $46,2^{\circ}$ y $73,5^{\circ}$). Así mismo encontraron angulaciones de $62,5^{\circ} \pm 11,8^{\circ}$ para el primer cuneiforme, de $42,5^{\circ} \pm 7,0^{\circ}$ para el escafoides y de $43,8^{\circ} \pm 6,1^{\circ}$ para el calcáneo. Durante casi la primera mitad del periodo propulsivo (45% de esta fase) se observa una rotación similar de estas cuatro estructuras óseas, sin embargo a partir de este momento se observa como el primer metatarsiano realiza un movimiento de rotación ligeramente más rápido que el resto de segmentos óseos, lo que es indicativo de un movimiento de FP de la articulación metatarso-cuneana. Este movimiento de FP del metatarsiano presentó una fuerte relación inversa con el movimiento de FD de la 1ª AMTF ($r = -0,80$). Se encontró que hasta que la 1ª AMTF no se aproxima a los 20° de FD puede no producirse ningún movimiento neto de FP del primer metatarsiano con respecto al cuneiforme medial y que a partir de este momento es cuando se observa que por cada 3° de movimiento en FD que realiza la 1ª AMTF se produce un grado de movimiento en FP del primer metatarsiano. El máximo rango de FD de la 1ª AMTF se produce al 95% de la fase propulsiva y el rango máximo de FD que se obtiene es de $45,0^{\circ} \pm 8,0^{\circ}$. La máxima velocidad de FD de esta articulación ocurre al 80% de la fase propulsiva y a partir de aquí se produce una deceleración del movimiento de FD en parte porque en el 20% distal de la fase propulsiva es cuando se produce el movimiento de FD de la articulación interfalángica del hallux (FD media de $8,0^{\circ}$). Se encontró una relación inversa entre el máximo rango de FD de la 1ª AMTF y el máximo rango de FD de la articulación interfalángica del hallux ($r = -0,62$). Los autores encontraron que en todos los sujetos se presentaba una FD de la articulación interfalángica del hallux por lo que esta situación debe considerarse como normal y complementaria al rango de FD de la 1ª AMTF durante la fase final del periodo propulsivo de la marcha. Sin embargo, los resultados también muestran que la disminución del rango de FD de la 1ª AMTF lleva asociado un incremento del rango de FD de la articulación interfalángica del

hallux como mecanismo compensatorio para garantizar un movimiento de FD neto determinado. En esta línea también se encuentran los trabajos de Munuera y col (54) quienes encontraron que los pacientes que presentaban maniobras clínicas compatibles con un hallux limitus tenían un rango de FD de la articulación interfalángica del hallux mayor que los sujetos sin diagnóstico clínico de hallux limitus (grupo hallux limitus: $10.65^\circ \pm 8.24^\circ$ y grupo control: $1.17^\circ \pm 2.50^\circ$; $P < 0,001$). También encontraron una fuerte correlación inversa entre el rango de FD de la 1ª AMTF y el rango de FD de la articulación interfalángica del hallux ($r = -0,766$; $p < 0,001$). Se puede establecer, pues, que la presencia de un déficit de movilidad en la 1ª AMTF se compensa dinámicamente con un incremento del rango de FD de la articulación interfalángica del hallux.

Cuando se midió el rango de FD de la 1ª AMTF que mostraron los sujetos durante la fase propulsiva mediante sistemas de videocaptura se observó que presentaba valores diferentes a los que se habían obtenido al medir la FD pasiva de esta articulación con el sujeto en sedestación o en bipedestación. Los valores eran inferiores a los obtenidos con las mediciones del ángulo formado por las bisectrices laterales de primer metatarsiano y de hallux y eran superiores a los valores obtenidos cuando se medía el ángulo formado por la bisectriz lateral del hallux y el suelo. Es cierto que esta última técnica de medición no contempla el ángulo de inclinación del primer metatarsiano. Cuando sumamos el valor de este ángulo al valor de FD de la 1ª AMTF el resultado final se aproxima más a los valores obtenidos en dinámica por los sistemas de videocaptura. En cualquiera de los casos, los resultados obtenidos con los sistemas de videocaptura ya pusieron de manifiesto que durante la fase propulsiva el rango de FD de la 1ª AMTF que se utiliza es diferente al que se puede medir en situaciones de estática.

2.1.2.2. Rango de FD de la 1ª AMTF valorado mediante uso de sistemas electromagnéticos de análisis del movimiento.

A finales de la última década del siglo XX los sistemas de análisis del movimiento en 2D que se venían utilizando (videocapturas que se digitalizaban y analizaban posteriormente mediante el uso de software de análisis de movimiento que permitían cuantificar el movimiento de uno o varios segmentos óseos en el plano sagital) comenzaron a ser sustituidos por sistemas de análisis del movimiento que permitían establecer la localización espacial de varios segmentos óseos y, así, determinar su movimiento en los tres planos. Los trabajos que usaban estos sistemas de análisis del movimiento confirmaron la tendencia mostrada por los trabajos realizados con sistemas de videocaptura. El rango de FD de la 1ª AMTF en dinámica es inferior al que se obtiene mediante mediciones pasivas en descarga y es superior a los valores obtenidos con mediciones pasivas en carga realizadas haciendo el test de Jack. Además, han mostrado el papel que juega

el ángulo de inclinación del primer metatarsiano en el rango de FD de la 1ª AMTF, algo que se podía intuir con los trabajos de Joseph (42) quien señalaba que la 1ª AMTF presenta cierto grado de FD cuando el sujeto tiene el pie completamente apoyado en el suelo como consecuencia del ángulo de inclinación del primer metatarsiano.

El trabajo más importante que se ha realizado utilizando estos sistemas de análisis del movimiento para analizar la cinemática de la 1ª AMTF es el publicado en 1999 por Nawoczensky y col (55) que estudiaron en 33 sujetos sanos el rango de FD de la 1ª AMTF, tanto en dinámica como en diferentes situaciones estáticas. El valor que obtuvieron del rango de FD de la 1ª AMTF en sedestación fue de $57,0^{\circ} \pm 3,1^{\circ}$. Este valor es muy similar al obtenido por Halstead y Redmon (56) sobre una muestra similar de sujetos ($55,0^{\circ} \pm 10,7^{\circ}$). Otra de las valoraciones realizadas por Nawoczenski y col (55) en estática fue solicitar al paciente que se colocara de puntillas en apoyo bipodal. En esta situación el valor máximo que se obtuvo de FD de la 1ª AMTF fue discretamente superior al obtenido en sedestación ($58,0^{\circ} \pm 3,2^{\circ}$). Sin embargo estos valores se encuentran alejados de los encontrados en los estudios que se realizaban utilizando mediciones clínicas y se aproximan más a los valores obtenidos en las mediciones dinámicas con sistemas de análisis de la marcha 2D. Cuando los sujetos estaban en carga y se les realizaba la FD pasiva o se les solicitaba que realizaran una FD activa de la articulación, los valores que se obtuvieron fueron incluso más bajos ($37,0^{\circ} \pm 2,8^{\circ}$ y $44,0^{\circ} \pm 2,5^{\circ}$ respectivamente). Al igual que encontraron Hopson y col (44), los valores obtenidos con las diferentes técnicas utilizadas para medir el rango de FD de la 1ª AMTF no son intercambiables ya que hay diferencias significativas entre los valores obtenidos en cada una de ellas ($p < 0.001$). La única excepción fueron los valores obtenidos al realizar la medición de FD de la 1ª AMTF con el sujeto en sedestación y solicitando al sujeto que se colocara de puntillas en apoyo bipodal. En ambos casos los valores obtenidos fueron muy similares. Los valores obtenidos en las mediciones dinámicas fueron de $42,0^{\circ} \pm 2,3^{\circ}$, superiores a los valores obtenidos en la FD pasiva con el paciente en bipedestación e inferiores a los obtenidos en la FD pasiva en sedestación. Sin embargo fueron muy similares a los valores que se obtuvieron al medir el rango de FD activa que presentaban los sujetos en bipedestación. Así mismo, en el estudio observaron que la 1ª AMTF se encontraba en una posición de discreta FD ($11,0^{\circ} \pm 1,4^{\circ}$) cuando estaba en una posición de neutralidad (pie apoyado en el suelo completamente y hallux apoyado sobre el suelo). Esta situación de FD de la 1ª AMTF con el sujeto en bipedestación o sedestación es achacable al ángulo de inclinación del primer metatarsiano, por lo que diferencias en la inclinación de este ángulo tienen relación con la presencia de variaciones en el rango de FD de la 1ª AMTF. Se observó una relación moderada

entre la FD de partida que presenta la 1ª AMTF y el rango de FD que muestra al caminar ($r=0,74$), al ponerse de puntillas ($r=0,61$) y al realizar una FD activa ($r=0,60$).

Otro trabajo interesante es el publicado por Turner y col (57). Los valores que encontraron son inferiores a los publicados por los estudios anteriores, tanto para la FD pasiva en sedestación ($45,2^{\circ}\pm 14^{\circ}$) como para la FD en dinámica ($29,2^{\circ}\pm 6,9^{\circ}$). Sin embargo en su estudio también analizaron el rango de FD de la 1ª AMTF en sujetos que presentaban diabetes mellitus con diferentes grados de complicaciones (afectación neurológica e historia de úlceras plantares) Encontraron que el rango de FD de la 1ª AMTF estaba disminuido en los sujetos con diabetes mellitus, sobre todo en aquellos pacientes con neuropatía e historia de ulceración que mostraron rangos de FD pasiva en sedestación de $27,3^{\circ}\pm 7,3^{\circ}$ ($p=0,015$ cuando se comparó con el valor obtenido con los sujetos sin diabetes) y en dinámica de $22,3^{\circ}\pm 8,0^{\circ}$ ($p=0,005$ cuando se comparó con el valor obtenido con los sujetos sin diabetes). El rango de FD en dinámica que mostraron los pacientes diabéticos sin neuropatía ($26,3^{\circ}\pm 6,9^{\circ}$) y con neuropatía pero sin historia de ulceración ($27,3^{\circ}\pm 7,3^{\circ}$) fue muy próximo al mostrado por los sujetos sanos, lo que pone de manifiesto la importancia del rango de FD de la 1ª AMTF en el desarrollo de lesiones ulcerosas en la población diabética neuropática.

2.1.2.3. Rango de FD de la 1ª AMTF valorado mediante uso de sistemas de captura del movimiento 3D utilizando modelos multisegmento de pie.

En estos casos el análisis del movimiento se realiza mediante la utilización de sistemas ópticos de captura tridimensional del movimiento que se basan en la colocación de marcadores reflectantes en diferentes localizaciones anatómicas. Estos marcadores permiten dividir el pie en segmentos (se asume que cada uno de estos segmentos tiene un comportamiento de cuerpo rígido) y establecer un sistema de coordenadas que permite la localización espacial de estos segmentos en los tres planos de movimiento. Mediante el uso de cámaras de luz infrarroja que recogen la reflexión de esta en los marcadores se registra la trayectoria de los marcadores durante el ciclo de la marcha lo que permite obtener los datos cinemáticos de cada segmento definido. Para definir las fases del ciclo de la marcha se usan plataformas de fuerza que, además, permiten la obtención posterior de datos cinéticos de los segmentos del pie que se hayan definido con los marcadores. Clásicamente se han utilizado marcadores que se colocaban adheridos a la piel de los sujetos estudiados. Sin embargo la colocación de este tipo de marcadores en el pie tiene limitaciones. Entre ellas se encuentra que en muchos casos se genera un segmento rígido que incluye varios huesos, sobre todo de mediopie. Otra limitación es que

el movimiento de la piel puede no reflejar exactamente todo el rango de movimiento del segmento óseo analizado. Para intentar corregir estas limitaciones se ha utilizado modelos in vitro (pies de cadáveres frescos incorporados a simuladores de marcha) a los que se les ha colocado el marcador reflectante a través de una aguja insertada directamente sobre la estructura ósea. Sin embargo estos modelos también tienen problemas derivados de la incapacidad de reproducir la acción de la musculatura intrínseca del pie, la dificultad de reproducir con exactitud las fuerzas de reacción del suelo o conseguir con precisión la velocidad de la marcha. Asumiendo estas limitaciones este tipo de sistemas de análisis del movimiento aportan información mucho más aproximada a la realidad porque no solo aporta información del movimiento de un segmento óseo en los tres planos de movimiento, sino de un número elevado de estructuras óseas, lo que permite una aproximación más global (no tan específica como los sistemas de análisis de movimiento electromagnéticos) del comportamiento cinemático del pie. Además, aportan datos sobre el comportamiento cinético que antes no se recogían.

La utilización de este tipo de sistemas de análisis del movimiento ha mostrado una alta disparidad en los valores máximos de movimiento de la 1ª AMTF, sobre todo en el plano sagital. Posiblemente esto se deba a las características de la población utilizada para el estudio, la velocidad de la marcha de los sujetos y al protocolo de colocación de los marcadores. Lo que parecen mostrar los estudios en general es que durante la fase de contacto de talón la 1ª AMTF se encuentra en una ligera posición de FD y una vez que el sujeto contacta con el suelo se realiza un movimiento de FP que lleva a la articulación hasta una posición de neutralidad. Es durante el tercer rocker cuando se produce el movimiento de FD de la misma. Acompañando al movimiento en el plano sagital se ha observado que la articulación está colocada en el plano transversal en una posición de abducción que modifica sobre todo durante la fase propulsiva en la que se realiza un movimiento de adducción de la misma. Por su parte los movimientos en el plano frontal, aunque son los menos importantes, también siguen un patrón parecido al plano transversal. Durante la primera mitad de la fase de apoyo unipodal se mantiene en una posición de discreta eversión y será durante la fase propulsiva cuando se produce un movimiento de inversión de la articulación.

Uno de los primeros trabajos realizados en este sentido es el publicado por Leardini y col (58). Definieron 5 segmentos en el pie (pierna, calcáneo, mediopie, primer metatarsiano y hallux). Los resultados del estudio muestran que la 1ª AMTF en la fase de apoyo de talón se encuentra en discreta posición de FD (12,2º) y que durante la fase de apoyo completo realiza un movimiento de FP hasta colocarse la articulación en una posición e 1,2º de FD. Finalmente en la fase

propulsiva vuelve a producirse un movimiento de FD de la articulación que la lleva a un pico máximo de FD de 26,8°. Este movimiento de FD de la articulación durante la fase propulsiva se asocia a un movimiento de adducción que tiene un pico máximo de 14,7°. Estos registros cinemáticos de la 1ª AMTF en el plano sagital han sido corroborados posteriormente por otros trabajos como los desarrollados por Kim y col (59) quienes utilizando también un modelo multisegmento del pie encontraron que la 1ª AMTF se encontraba en discreta FD (13,2°±4,0°) durante la fase de apoyo del talón (primer rocker) seguido de un movimiento de FP de la articulación hasta colocarse en una posición de neutralidad durante la fase de apoyo completo (segundo rocker) y de un movimiento de FD durante la fase propulsiva (tercer rocker) hasta llegar a un rango máximo de FD de 37,3°±3,2°. Los análisis cinemáticos con pies de cadáver montados en simuladores de la marcha han mostrado valores de FD de la 1ª AMTF algo superiores a los análisis cinemáticos realizados con modelos in vivo. Whittaker y col (60) encontraron que la 1ª AMTF se encontraba en posición de FD al contacto de talón y desde este momento realiza un movimiento de FP que la lleva a posicionarse en torno a 0° durante toda la fase del segundo rocker para comenzar a realizar un movimiento de FD durante el tercer rocker de la marcha hasta llegar a un rango máximo de FD de la 1ª AMTF de 61,9°±7,0°. Además encontraron que en el plano transversal la 1ª AMTF se encontraba en una posición de abducción próxima a los 20° durante la fase de apoyo de talón que se mantiene constante durante el segundo rocker del ciclo de la marcha. Es durante el tercer rocker de la marcha cuando se produce un movimiento en adducción de 18,4°. De igual forma observaron que en el plano frontal se producía el menor movimiento de la 1ª AMTF. Durante el apoyo de talón se encuentra ligeramente evertida y se mantiene en esta posición durante todo el segundo rocker de la marcha para realizar un movimiento de inversión durante el tercer rocker de 13,2°

La mayoría de los trabajos que se han publicado en la literatura modelan la secuencia de movimientos de la 1ª AMTF a partir de matrices de rotación que permiten calcular primero el ángulo de Cardan del plano sagital, luego de plano transversal y luego del plano frontal. Los trabajos de Glasoe y col (61) encontraron diferencias en el rango de movilidad de la 1ª AMTF según el plano que se tome de referencia para modelar la secuencia de movimientos de la 1ª AMTF. Así cuando se utiliza como plano de referencia el transversal (se obtiene primero el movimiento en el plano transversal, luego en el sagital y finalmente en el frontal), se observa una reducción de 5,1° de movimiento en el plano sagital y un incremento de 12,5° de movimiento en el plano transversal que cuando se utiliza como plano de referencia el plano sagital (se obtiene primero el movimiento en el plano sagital, luego en el transversal y finalmente en el frontal). Estas diferencias las obtuvieron tanto en sujetos con hallux valgus como en sujetos

sin patología de la 1ª AMTF. Estos resultados indican que debería revisarse el protocolo de estudio cinemático de la 1ª AMTF. Quizá sea mejor analizar la cinemática de la 1ª AMTF mediante matrices de rotación que permitan calcular primero el ángulo de Cardán del plano transversal, luego el del plano sagital y finalmente el del plano frontal.

La presencia de patología de la 1ª AMTF se ha correlacionado con alteraciones cinemáticas que afectan sobre todo a los planos sagital y transversal. Kuni y col. (62) estudiaron la cinemática del pie en sujetos con diagnóstico de hallux rígido (grados I y II) y en sujetos sin patología de la 1ª AMTF. Encontraron que los sujetos que no presentaban patología de la 1ª AMTF mostraban un rango de movilidad de la 1ª AMTF de $49,3^{\circ} \pm 6,4^{\circ}$ caminando en terreno llano con un pico de máxima FD de la 1ª AMTF de $38,2^{\circ} \pm 5,8^{\circ}$. El rango de movilidad era menor cuando el sujeto subía o bajaba escaleras que caminando por terreno liso ($33,6^{\circ} \pm 7,0^{\circ}$ subiendo escaleras y $39,5^{\circ} \pm 8,3^{\circ}$ bajándolas). En todas las actividades analizadas los sujetos con hallux rígido mostraron una reducción del rango de movilidad de la 1ª AMTF ($37,4^{\circ} \pm 8,3^{\circ}$ caminando en línea, $27,7^{\circ} \pm 7,8^{\circ}$ al subir escaleras y $31,3^{\circ} \pm 4,0^{\circ}$ al bajarlas) y del pico de máxima FD de la articulación cuando el sujeto caminaba en línea ($29,6^{\circ} \pm 6,0^{\circ}$). En los sujetos sin patología de la 1ª AMTF la movilidad en el plano transversal muestra valores de abducción bajos ($6,4^{\circ} \pm 1,8^{\circ}$) que no se modifican significativamente al subir y bajar escaleras ($6,3^{\circ} \pm 2,4^{\circ}$ y $7,4^{\circ} \pm 2,7^{\circ}$ respectivamente). Sin embargo en los sujetos con hallux rígido se observa una clara disminución de la abducción de la 1ª AMTF cuando se camina en línea ($3,9^{\circ} \pm 1,4^{\circ}$) pero estos valores aumentan de forma llamativa, sobre todo al subir escaleras que muestra valores superiores a los sujetos sin patología ($8,2^{\circ} \pm 4,8^{\circ}$). Por su parte Dubbeldam y col (63) han encontrado también una relación inversa de moderada a fuerte entre la cinemática de la 1ª AMTF y la existencia de patología (sinovitis y erosiones) tanto en la 1ª AMTF como en las regiones de retropie y de mediopie. En una muestra de 25 sujetos con diferentes grados de afectación de artritis reumatoide encontraron que el pico de máxima FD de la 1ª MTF fue de $34,1^{\circ} \pm 10,2^{\circ}$. Este rango de FD presentaba una correlación inversa de moderada a fuerte con la existencia de sinovitis de la articulación (95% CI $r = -0,82$; $-0,30$) y con la presencia de erosiones de la articulación (95% CI $r = -0,86$; $-0,40$). De igual forma, el rango de FD de la 1ª AMTF en dinámica mostro una correlación inversa moderada con la existencia de erosiones en la región de mediopie (95% CI $r = -0,77$; $-0,17$) y de retropie (95% CI $r = -0,69$; $-0,00$).

Buell y col (43) fueron los primeros en señalar que la velocidad de la marcha podría ser un factor que influyera en el rango de FD de la 1ª AMTF durante la deambulación, de forma que cuando los sujetos caminan a una velocidad baja también es menor el rango de FD de la 1ª AMTF que se necesita para una correcta fase propulsiva. La utilización de sistemas de análisis del

movimiento 3D ha permitido demostrar la influencia que tiene la velocidad de la marcha sobre los parámetros temporo-espaciales de la misma y sobre las características cinemáticas del pie. Caravaggi y col (64) valoraron el efecto que tiene el incremento de la velocidad de marcha en la función de las articulaciones metatarsofalángicas así como en la deformidad del arco interno y la tensión que soporta la fascia plantar durante la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha. Utilizando un sistema de captura del movimiento de 6 cámaras que recogían la trayectoria de los marcadores colocados sobre la piel registraron la fase de apoyo unipodal del pie izquierdo de 10 sujetos caminando a tres velocidades diferentes. Una velocidad de marcha lenta ($1,07 \pm 0,10 \text{ m/s}^{-1}$), una velocidad de marcha media ($1,42 \pm 0,15 \text{ m/s}^{-1}$) y una velocidad de marcha rápida ($1,98 \pm 0,11 \text{ m/s}^{-1}$). Encontraron que el incremento de velocidad en la marcha estaba asociado con una posición e mayor FD de las articulaciones MTF durante el momento del contacto del talón. A partir de aquí se producía un movimiento de FP que llevaba a estas articulaciones hasta una posición próxima a los 0° y a partir del momento en que se inicia el despegue de talón (este se inicia al 50% de la fase de apoyo unipodal en marcha rápida y el 61% en marcha lenta; $p < 0,0001$) comienzan a realizar un movimiento de FD que las lleva a la máxima posición de FD un poco antes del despegue de los dedos. Esta posición de máxima FD de la 1ª AMTF era mayor cuando se caminaba rápido que cuando caminaba lento ($64,0^\circ \pm 4,0^\circ$ frente $52,0^\circ \pm 5,0^\circ$; $p < 0,0001$). Por su parte la deformidad que sufre el arco interno en la fase de apoyo unipodal es mayor cuando se camina rápido que cuando se camina lento durante el periodo inicial (0-30% de la fase de apoyo unipodal). De igual forma, la elevación del talón que se produce a partir del 50% de esta fase de la marcha es mayor cuando los sujetos caminan rápido que cuando caminan lento ($5,7^\circ \pm 3,4^\circ$ frente $4,6^\circ \pm 4,0^\circ$; $p = 0,019$). Sin embargo estos cambios no se relacionan con la cantidad de tensión que soporta la fascia plantar en esta momento de la fase de apoyo unipodal, ya que se observó que, con independencia de la velocidad de marcha, la tensión de la fascia durante la fase propulsiva es de 1,5 veces el peso corporal. Los trabajos de Dubbeldam y col. (65) analizan la influencia que tiene reducir la velocidad de marcha en la cinemática de las articulaciones del pie y tobillo. Utilizando también un sistema de captura del movimiento de 6 cámaras que recogían la trayectoria de los marcadores colocados sobre la piel registraron la fase de apoyo unipodal del pie izquierdo de 15 sujetos jóvenes y sanos mientras caminaban con un patrón de marcha confortable ($1,28 \pm 0,13 \text{ m/s}$) y con un patrón de marcha más lento que consistió en reducir la velocidad de su patrón de marcha confortable en un 25% ($0,97 \pm 0,11 \text{ m/s}$) y en un 50% ($0,97 \pm 0,08 \text{ m/s}$). Encontraron que a medida que la velocidad de la marcha se disminuía se reducía la longitud del paso ($p < 0,0001$), se incrementaba el tiempo de cada paso ($p < 0,0001$) y se incrementaba la duración de la fase de doble apoyo del ciclo de la marcha ($p < 0,0001$). Así mismo, el despegue digital se produce en un porcentaje del ciclo de la

marcha más avanzado ($p < 0,0001$). Por su parte los análisis cinemáticos de pierna, retropie, mediopie, antepie y hallux mostraron que la reducción de la velocidad de la marcha produce una disminución del pico de máxima FD de la 1ª AMTF ($51,11^{\circ} \pm 5,08^{\circ}$ en patrón comfortable frente a $47,34^{\circ} \pm 6,28^{\circ}$ y $42,07^{\circ} \pm 5,70^{\circ}$ cuando se reduce la velocidad de marcha un 25% y 50% respectivamente; $p < 0,0001$). Estos cambios cinemáticos de la 1ª AMTF se asociaron también a otros cambios en el plano sagital como un mayor aplanamiento del arco longitudinal interno ($p = 0,01$) y una disminución del rango de FP de la articulación del tobillo ($p < 0,0001$). Además en el plano transversal se observó una disminución del rango de movilidad del hallux y una menor posición de abducción del hallux ($7,84^{\circ} \pm 3,12^{\circ}$ en patrón comfortable frente a $6,96^{\circ} \pm 2,84^{\circ}$ y $5,59^{\circ} \pm 2,43^{\circ}$ cuando se reduce la velocidad de marcha un 25% y 50% respectivamente; $p < 0,0001$). Estos cambios se asociaron a una menor posición de rotación externa de la pierna en la fase propulsiva ($p < 0,0001$) y a un incremento de la pronación de retropié durante la fase del segundo rocker de la marcha ($p < 0,0001$).

Los resultados que muestran los diferentes estudios sugieren que los datos cinemáticos de la 1ª AMTF pueden ser algo diferentes debido a la velocidad de marcha que tengan los sujetos estudiados. Esta velocidad puede estar condicionada por la edad de la muestra estudiada, ya que el incremento de la edad constituye un factor que disminuye la velocidad de la marcha, así como por la presencia de patologías como diabetes mellitus, artrosis de tobillo, artritis reumatoidea o historia de accidentes cerebrovasculares. Así mismo, los resultados muestran que cuando disminuye la velocidad de la marcha se produce una disminución del pico de FD de la 1ª AMTF y un retraso de la fase de despegue digital que se acompaña con una mayor pronación de mediopie, un mayor hundimiento del arco interno y una menor rotación externa de la pierna, datos todos ellos que podrían ser compatibles con un retraso de la instauración del mecanismo de windlass, lo que puede incrementar las fuerzas tensiles que soportan las estructuras mediales del pie predisponiendo a estos sujetos a sufrir lesiones por fatiga de las mismas.

De forma inversa, también se ha encontrado que la presencia de patología en la 1ª AMTF produce una disminución de la velocidad de marcha al realizar actividades cotidianas de la vida diaria. Kuni y col. (62) encontraron que los sujetos con hallux rígido (grado I y II) presentaban una velocidad de marcha inferior que los sujetos sin patología en la 1ª AMTF cuando caminaban por terreno liso ($1,18$ m/sg en sujetos con hallux rígido vs $1,38$ m/sg en sujetos sin patología; $p = 0,034$). Sin embargo la presencia de un hallux rígido no parece que altere la velocidad en otras actividades de la vida diaria como son subir o bajar escaleras. Otros trabajos han encontrado una fuerte relación entre la presencia de una disminución del rango de FD de la 1ª

AMTF y la alteración de parámetros temporo-espaciales de la marcha como la velocidad de la marcha ($r^2=0,75$) o la longitud de paso ($r^2=0,67$) que se encuentran disminuidas (66).

2.1.2.4. Relación entre las mediciones del rango de FD de la 1ª AMTF realizadas en estática y las realizadas en dinámica.

Clínicamente se ha utilizado con frecuencia el rango de movilidad de la 1ª AMTF en estática como valor predictor del comportamiento de esta articulación en dinámica. Sin embargo los estudios encaminados a valorar la relación que hay entre los valores de FD de la 1ª AMTF obtenidos en estática y los obtenidos en dinámica son variables y dependientes del tipo de metodología utilizada para realizar las valoraciones dinámicas.

Así cuando las valoraciones dinámicas se han realizado mediante sistemas de videocaptura se ha encontrado grandes diferencias entre las mediciones realizadas en estática y las obtenidas en dinámica. El trabajo de Hopson y col (44) muestra que las mediciones realizadas en estática (dos mediciones realizadas en descarga y dos mediciones realizadas en carga simulando situaciones dinámicas) presentaban valores al menos un 24% superiores (rango entre $85,0^\circ \pm 10,7^\circ$ y $109,6^\circ \pm 11,1^\circ$) a los valores que encontraron en dinámica ($64,5^\circ \pm 8,5^\circ$), existiendo diferencias significativas entre todas las mediciones realizadas en estática y las realizadas en dinámica. Estos datos les llevo a señalar que ninguna de las cuatro mediciones realizadas en estática permite al clínico poder predecir si el paciente puede tener un rango de FD de la 1ª AMTF en dinámica suficiente como para poder realizar de manera normal la fase propulsiva de la marcha.

Cuando se han utilizado sistemas ópticos de captura tridimensional del movimiento se han obtenido correlaciones moderadas entre las mediciones de FD realizadas en descarga (toman como referencia el ángulo que forman las bisectrices mediales de hallux y primer metatarsiano) y las obtenidas en dinámica. Estas correlaciones variaron según fuera el pie derecho ($r= 0,36$ pie derecho) o izquierdo ($r= 0,45$ pie izquierdo). Encontraron que aquellos sujetos con rango de FD inferior a 70° en las mediciones realizadas en descarga presentaban también menor rango de FD en dinámica que los sujetos con rango de FD en descarga superior a 70° ($p=0,008$). Además, la presencia de una restricción en el rango de FD en descarga (valor inferior a 70° medido con sujeto en posición de decúbito y tomando como referencia las bisectrices de hallux y primer metatarsiano) no se asoció con la presencia de una restricción de la movilidad en FD durante la dinámica (valor inferior a 55°). El 68% de los pies izquierdos y el 50% de los pies derechos estudiados presentaban criterios clínicos de reducción del rango de FD de la 1ª AMTF en

sedestación y no presentaban una limitación de la FD de la 1ª AMTF en dinámica. Otras variables cinemáticas, como la instauración precoz del pico de máxima FD de la 1ª AMTF, pueden ser un indicador de buena función de esta articulación más fiable que las valoraciones del rango máximo de FD tanto si se realizan en sedestación ($p=0,003$) como si se realizan en dinámica ($p=0,008$) (67).

Las mediciones dinámicas del rango de FD de la 1ª AMTF realizadas mediante sistemas electromagnéticos son las que han mostrado mejores correlaciones con el rango de FD medido en situaciones estáticas. Turner y col (57) encontraron correlaciones moderadas tanto si los sujetos no presentaban diabetes mellitus ($r=0,61$; $p=0,01$) como si presentaban diabetes pero sin neuropatía ($r=0,49$; $p=0,01$) o presentaban ya neuropatía e historia de ulceración en el pie ($r=0,57$; $p=0,01$). Estos resultados son similares a los obtenidos por Nawozcensky y col (55) sobre una muestra de 33 sujetos sin patología del pie. Encontraron una correlación moderada entre la medición de FD realizada en descarga y la medición realizada en dinámica ($r=0,67$; $p<0,0001$). Sin embargo, esta medición clínica no era la que mayor correlación mostraba con los valores de FD que presentan los sujetos en dinámica. El rango de FD activo en bipedestación y el rango de FD que muestra el sujeto al ponerse de puntillas en apoyo bipodal fueron las valoraciones clínicas del rango de FD de la 1ª AMTF que mostraron las correlaciones más fuertes ($r=0,80$; $p<0,0001$ $r=0,87$; $p<0,0001$ respectivamente). Los autores señalan que la medición activa del rango de FD de la 1ª AMTF en carga podría ser un buen indicador del rango de FD que presentará el sujeto en dinámica ya que además de tener una alta correlación, los valores medio obtenidos ($44,0^{\circ}\pm 2,5^{\circ}$) son los más similares a los encontrados en dinámica ($42,0^{\circ}\pm 2,3^{\circ}$).

Otra de las pruebas clínicas que con frecuencia se utilizan para inferir el comportamiento que tiene la 1ª AMTF durante la dinámica es el test de Jack. Sin embargo, los valores de FD medidos al realizar este test (FD pasiva de la articulación realizada en carga) no son buenos predictores del rango de FD que tienen luego los sujetos en dinámica, como han mostrado varios trabajos. El único trabajo que sale de esta línea es el realizado por Nawozcensky y col (55) quienes si encontraron una correlación moderada entre los valores del rango de FD pasiva de la 1ª AMTF medido en bipedestación y el que presenta esta articulación en dinámica ($r=0,61$; $p<0,0001$). Sin embargo otros trabajos que también se han realizado con metodología similar han arrojado datos que cuestionan la utilidad de la FD pasiva en bipedestación como predictor del comportamiento dinámico que tiene esta articulación. Cuando se comparan los valores de FD que presentaban en dinámica sujetos con un rango de FD pasivo inferior a 40° en carga (compatible con hallux limitus) con los valores de FD en dinámica que presentaban sujetos con un rango de FD pasivo superior a 40° en carga no se encuentran diferencias significativas entre

ambos grupos. Aunque la diferencia entre ambos grupos en el rango de FD pasivo en carga fue de unos 20,0º, los valores de la FD que se encontraron en dinámica fueron muy similares (36,4º±9,1º en el grupo con bajo rango pasivo de FD en carga y 36,9º±6,1º en el grupo control; $p=0,902$) y no se encontró una correlación entre ambas mediciones ($r=0,186$; $p=0,325$) (56,68). Los trabajos utilizando sujetos con patología del pie también arrojan resultados muy similares. Gatt y col (69) encontraron en una muestra de 30 sujetos con pies pronados o muy pronados (clasificados utilizando el foot posture index) que el rango de FD pasiva en bipedestación era inferior a los 12º en todos los casos mientras que los valores obtenidos en dinámica oscilaban entre los 30º-70º (no ofrecen los autores los valores medios obtenidos y los datos que se aportan se han sacado de la gráfica que presentan en su trabajo) ($p=0,865$) por lo que consideraron que esta maniobra es un pobre indicador del comportamiento dinámico de la 1ª AMTF. No obstante la metodología usada en el trabajo podría justificar parte de los resultados encontrados ya que valoraron el rango de FD de la 1ª AMTF con mediciones goniométricas realizadas con la técnica descrita por Roukis y col (49) y las mediciones dinámicas las realizaron con un sistema de videocaptura donde miden el ángulo que forma la bisectriz de hallux y primer metatarsiano. Mientras que para las mediciones en estática no se contempla el ángulo de inclinación del primer metatarsiano para las dinámicas si lo hacen y esta situación incrementa el valor de FD obtenido.

2.1.3. Factores que influyen en el rango de FD de la 1ª AMTF.

2.1.3.1. Fascia plantar.

Harton y col (70) estudiaron el efecto que tiene la sección fascia plantar sobre el rango de FD de la 1ª AMTF, dado que las expansiones distales de la fascia plantar tienen inserción en la base de la falange proximal del hallux. Incluyeron en el estudio a 18 pacientes sin lesión de la 1ª AMTF y sin alteraciones de su rango de movilidad. A todos se les realizaron mediciones del rango de FD de la 1ª AMTF en descarga antes y después de realizarles una fasciotomía en su inserción calcánea. Las mediciones del rango de FD se realizaron en descarga con un goniómetro que tenía colocado el fulcro en el centro de la articulación, uno de sus brazos paralelo a la bisectriz del primer metatarsiano y el otro brazo paralelo a la bisectriz del hallux. Los resultados mostraron que la sección de la fascia plantar produce un incremento de unos 9,8º en el rango de FD de la 1ª AMTF en descarga (69,9º antes de fasciotomía frente a 79,7º después; $p<0,001$). El rango de FP de la articulación en descarga apenas sufrió 0,2º de modificación (14,5º antes de fasciotomía frente a 14,7º después). Resultados similares encontraron Chen y col (71) en sus trabajos

realizados sobre cadáveres frescos. Les colocaron agujas K en la falange proximal y en la cabeza del primer metatarsiano y aplicando una fuerza constante de 10 N midieron el rango de FD de la 1ª AMTF con la fascia intacta y tras la sección de la banda central de la fascia plantar correspondiente a la 1ª AMTF. Los resultados ponen de manifiesto datos muy similares a los descritos por Harton y col (70), aunque el nivel de sección de la fascia plantar, la posición del pie (en posición de apoyo completo en este estudio) y las características de los sujetos de estudio eran diferentes. La fasciotomía selectiva de la banda central para la 1ª AMTF produjo un incremento en el rango de FD de la 1ª AMTF de $10,16^{\circ} \pm 2,10^{\circ}$ ($75,67^{\circ} \pm 4,92^{\circ}$ sin seccionar la fascia plantar y $85,84^{\circ} \pm 5,40^{\circ}$ tras sección de la fascia plantar). Una vez que se produjo la sección de la banda fascial para la 1ª AMTF los autores si observaron que al colocar la 1ª AMTF en posición de FD a 45° , el desplazamiento vertical de las estructuras óseas que conforman la columna medial solo era discretamente menor que con la fascia intacta para el escafoides ($-3,29 \pm 0,53$ mm intacto vs $-3,21 \pm 0,57$ mm tras sección fascial; $p=0,19$) y la base del primer metatarsiano ($-1,62 \pm 0,22$ mm intacto vs $-1,57 \pm 0,16$ mm tras sección fascial; $p=0,21$). El primer cuneiforme fue el único que mostró una disminución del desplazamiento vertical significativo tras la sección fascial ($-2,49 \pm 0,48$ mm intacto vs $-2,24 \pm 0,37$ mm tras sección fascial; $p=0,03$). Estos datos indican que la sección selectiva de esta banca de la fascia plantar no produce alteraciones significativas del mecanismo de windlass. De igual forma encontraron que el mecanismo de windlass inverso no se altera significativamente cuando se hace esta sección selectiva de la fascia plantar ya que los resultados que encontraron al aplicar una fuerza axial de 600 N con el pie en apoyo completo muestran discretos cambios en la posición de los huesos que constituyen el arco interno compatibles con mayor aplanamiento pero sin significancia estadística. Tampoco observaron cambios significativos en la magnitud de las presiones plantares que soportaban tanto la falange proximal del hallux como las diferentes cabezas metatarsales. Estos resultados llevaron a los autores a señalar que la sección selectiva de la banda fascial para la 1ª AMTF podría ser una técnica utilizada para ganar rango de FD de la articulación sin que se comprometa la estabilidad del arco interno, la instauración del mecanismo de windlass a la magnitud de presiones plantares que se localizan en antepie, como si sucede cuando se realizan secciones más amplias de la fascia plantar en su inserción calcánea. No obstante deberían ser corroborados los resultados con trabajos en dinámica para ver los efectos que tiene sobre la 1ª AMTF, el arco interno y el mecanismo de windlass.

La fascia plantar también parece que juega un papel importante en la magnitud de las fuerzas que soporta el cartílago articular de la 1ª AMTF durante el movimiento de FD. Flavin y col (72) encontraron que el incremento de tensión que soporta la fascia plantar está relacionado con

incrementos del pico máximo de fuerza que soporta la 1ª AMTF. Sin embargo el incremento de la tensión que soporta la musculatura flexora (flexor corto del hallux y flexor largo del hallux) no se relaciona con cambios significativos en estos picos máximos de fuerza. Elaboraron un modelo de elementos finitos 3D de la 1ª AMTF que simulaba la posición de bipedestación de un varón joven y sin patología en el pie al que le realizaban de forma pasiva una FD de la 1ª AMTF hasta su rango máximo. En condiciones de normalidad el pico máximo de fuerza que registraron en la región dorsal de la cabeza del primer metatarsiano fue de 3,6 MPa. Cuando simulaban incrementos en la tensión del flexor corto del hallux (de igual forma sucedía en el flexor largo) del 30%, 40% y del 100% el pico máximo de fuerza que soporta la cabeza del primer metatarsiano se elevó discretamente hasta los 4,32-4,39 MPa ($p=0,648$). Sin embargo cuando se incrementó la tensión de la banda medial de la fascia plantar en un 30%, se observó que las fuerzas intraarticulares que se generan en la región dorsal de la cabeza del primer metatarsiano se incrementan en algo más del doble (7,3 MPa; $p=0,0015$). Los autores no relacionan sus resultados con aspectos morfológicos o funcionales del pie. Sin embargo parecen indicar que aquellos pies cuya fascia plantar soporte mayor grado de tensión son los que tendrán picos más altos de fuerza compresiva en la 1ª AMTF. Estos pies son aquellos que presentan un grado bajo de rigidez al movimiento de FD en las articulaciones de la columna interna ya que serán los pies donde la acción de las fuerzas de reacción del suelo generarán mayor grado de movilidad en FD de estas estructuras óseas y, por tanto, producirán mayor incremento en la tensión que soporta la fascia plantar. Esta situación estaría relacionada con pies de morfotipo plano y con pronación de retropie. Por el contrario en aquellos pies con alta rigidez al movimiento de FD en las articulaciones de la columna interna, la acción de las fuerzas de reacción del suelo tenderían a generar muy poco movimiento en FD y, por tanto, muy poco incremento de la tensión de la fascia plantar. Esta situación, relacionada con pies de arco normal o pies con arco elevado (pies cavos), llevaría a cambios leves o moderados del pico de presión máxima que soporta la cabeza del primer metatarsiano cuando se realiza el movimiento de FD de la 1ª AMTF. Estos datos que se podían presuponer a partir de los resultados del trabajo de Flavin y col (72) fueron confirmados por el trabajo publicado por Mootanah y col (73) quienes utilizando también un modelo de elementos finitos 3D que crearon de la 1ª AMTF encontraron que la inclinación del primer metatarsiano jugaba un papel importante en la magnitud de las fuerzas que soporta la 1ª AMTF durante la fase de apoyo completo del ciclo de la marcha. Así, encontraron que cuando el primer metatarsiano estaba angulado a 20,2º (simulaba pie normoalineado) el pico de presión máxima se localizaba en la región dorso-lateral de la cabeza del primer metatarsiano y alcanzaba un valor de 0,61 MPa. Cuando la angulación se incrementaba a 30,7º (simulaba un pie cavo), el pico máximo de presión se localizaba en una región plantar lateral y alcanzaba un valor de 0,97

MPa. Finalmente, cuando la angulación disminuía a 10,1º (simulaba un pie plano), el pico máximo de presión se localizaba en una región dorsal lateral y alcanzaba un valor de 1,10 MPa. De igual forma, encontraron que a medida que se incrementaba la rigidez de la fascia plantar, el pico máximo de fuerza que soportaba la cabeza del primer metatarsiano iba disminuyendo (Cuando la rigidez de la fascia plantar era de 250 N/mm, el pico de presión que soportaba la cabeza metatarsal llegaba casi a 5,00 MPa, mientras que cuando la rigidez aumentaba a 1.500 N/mm la fuerza descendía hasta algo menos de 3,60 MPa y cuando la rigidez de la fascia llegaba a 4.500 N/mm la fuerza oscilaba en torno a los 3,30 MPa).

Los resultados de estos trabajos otorgan un papel importante a la fascia plantar como modulador de la magnitud de fuerzas que soporta la 1ª AMTF durante su movimiento de FD. De forma que cuanto menor sea la rigidez de la fascia plantar, cuanto menor sea el ángulo de inclinación del primer metatarsiano y cuanto mayor sea la tensión que soporta la fascia plantar, mayor será la fuerza compresiva que soporta la 1ª AMTF. Estas características las presentan los pies con arco aplanado que tienen bajo grado de inclinación del primer metatarsiano y elevada tensión de la fascia plantar, ya que el bajo grado de rigidez de la fascia plantar favorece un mayor desplazamiento en FD de las articulaciones de la columna interna ante la acción de las fuerzas de reacción del suelo. Dado que el incremento de fuerzas que soporta la 1ª AMTF se ha relacionado con el desarrollo de patología degenerativa de la 1ª AMTF, podría decirse, a la luz de estos trabajos, que este tipo de pies serían los que tienen mayor predisposición mecánica para el desarrollo artrosis de la 1ª AMTF.

2.1.3.2. Navicular drop.

Durante la valoración clínica del pie con frecuencia se utiliza la prueba del navicular drop como un método para valorar la pronación del tarso posterior cuando el sujeto se encuentra en una situación de bipedestación. Los trabajos de Paton (74) muestran que el grado de FD pasiva que realiza la 1ª AMTF en bipedestación (haciendo el test de Jack) se encuentra relacionado la posición de pronación que tenga el tarso posterior en bipedestación. En su estudio realizó las mediciones del rango de FD de la 1ª AMTF siguiendo la descripción realizada por Roukis (49) y aplicó una fuerza constante de 16 N a una distancia de 11 mm para hacer el movimiento de FD de la articulación (momento de fuerza aplicado fue de 17,6 N.cm). En estas circunstancias el valor medio de FD de la 1ª AMTF que obtuvo en su muestra fue de 22,78º (rango de 8º - 36º). El valor medio de navicular drop fue de 5,48 mm (rango de 1,68 mm – 11,50 mm). Hubo una correlación inversa moderada entre el valor del navicular drop y el rango de la 1ª AMTF medido

en bipedestación ($r = -0,474$; $p = 0,02$). El análisis de regresión simple mostró que algo más del 30% de las variaciones del rango de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación pueden explicarse por el valor que presente el paciente en el navicular drop ($r^2 = 0,332$; r^2 ajustada = $0,332$; $p = 0,04$).

Sin embargo, los trabajos realizados en dinámica para analizar la relación que puede existir entre la presencia de un valor elevado de navicular drop y una disminución del rango de FD de la 1ª AMTF (o viceversa) no confirman los resultados del estudio de Paton (74). Griffin y col (75) realizaron un estudio sobre 10 sujetos sanos a los que colocaron marcadores en inserción del tendón de Aquiles en calcáneo, en la tuberosidad de escafoides, en la cabeza de primer metatarsiano y en la cabeza de falange proximal del hallux. Midieron la altura de navicular al suelo en bipedestación y la altura del arco interno en bipedestación. Posteriormente hicieron mediciones del arco interno y del navicular drop en dinámica utilizando un sistema de videocaptura para analizar la marcha en el plano sagital. Se tomaron como referencia los fotogramas que representaban apoyo completo del pie y la posición de máxima FD de la 1ª AMTF durante la fase propulsiva. Los resultados mostraron un rango de FD de la 1ª AMTF de $33,5^\circ \pm 5,08^\circ$ (rango sin embargo $23,6^\circ - 43,9^\circ$) y un valor medio del navicular drop de $6,49 \pm 2,52$ mm (rango de $1,93 - 11,90$ mm). Contrariamente a los resultados obtenidos por Paton (74), no se encontró correlación entre los valores de máximo rango de FD de la 1ª AMTF y el valor del navicular drop.

Un aspecto a considerar a la hora de interpretar los resultados de estos dos estudios es que ambos trabajos solo reflejan que se hicieron con sujetos sanos pero no especifican las características clínicas de los pies y podría ser que estas fueran diferentes en las dos muestras. Sin embargo la mayor diferencia entre ambos trabajos es la metodología para la medición del rango de FD de la 1ª AMTF. Ya se ha visto que técnicas diferentes de medición del rango de FD de esta articulación ofrecen resultados diferentes que no pueden ser comparables. Además el valor obtenido de FD de la 1ª AMTF cuando se contempla el ángulo de inclinación del primer metatarsiano suele ser mayor que cuando este dato no se contempla. Mientras el trabajo de Griffin (75) la medición dinámica del ángulo se forma utilizando la línea que une inserción Aquiles en calcáneo y cabeza del primer metatarsiano y la bisectriz del hallux (contempla el ángulo de inclinación del primer metatarsiano) Paton (74) mide el rango de FD mediante el ángulo que forma el hallux con el suelo (no contempla la posición del primer metatarsiano). Tampoco la técnica de medición del navicular drop es la misma en ambos estudios. Estas situaciones podrían explicar las diferencias obtenidas en ambos estudios. No obstante, debemos considerar también como posibilidad que el rango de FD de la 1ª AMTF se encuentre relacionado

con el valor del navicular drop cuando la medición de la FD se realiza de forma pasiva en carga pero que no haya correlación cuando la medición de la FD se realiza en dinámica.

2.1.3.3. Posición del primer metatarsiano y movilidad de R1.

Anatómicamente el R1 es un conjunto de estructura anatómica de la región medial del pie que abarca el escafoides, cuneiforme medial y primer metatarsiano así como las estructuras capsulares y ligamentosas que presentan las articulaciones que forman estas estructuras óseas (articulación escafo-cuneana interna, primera articulación cuneo-metatarsal). Así, el movimiento que se produce en el primer radio es la suma de los movimientos individuales que se producen en estas articulaciones alrededor de un eje común de movimiento que tiene una dirección oblicua desde la región proximal, plantar y medial de la tuberosidad del escafoides a la región dorsal y lateral de la base del tercer cuneiforme. Se estima una angulación de 45º por lo que el movimiento se produce en proporciones similares en los planos frontal y sagital. El movimiento de FP se asocia a una cantidad proporcional de eversión y el movimiento de FD se asocia a una inversión similar. Se considera insignificante la cantidad de movimiento que presenta en el plano transversal (76,77).

Clásicamente la movilidad del primer radio se ha valorado en la clínica mediante el test que describieron Root y col (40). Es un método de estimación visual del rango de movilidad del primer radio. El explorador coloca una mano en el antepie sujetando los metatarsianos menores a la altura de sus cabezas y la otra mano la utiliza para sujetar el primer metatarsiano a la altura de su cabeza de forma que el dedo índice de ambas manos queda a la misma altura. Partiendo de esta posición se aplica una fuerza en la región plantar de la cabeza del primer metatarsiano para valorar el rango de movimiento en FD y, tras volver a la posición de partida, se aplica una fuerza en la región dorsal de la cabeza metatarsal para determinar el rango de movimiento en FP. En condiciones de normalidad debe observarse un arco de movimiento similar para la FD y la FP de R1. Numéricamente Root (40) señaló que el arco de movimiento total de R1 debería ser de 10 mm, divididos equitativamente entre los movimientos de FD y de FP. Desde su descripción han sido numerosos los trabajos que se han realizado para cuantificar el rango de FD de R1 tanto en situaciones de normalidad de la 1ª AMTF como en situaciones de patología de la misma (presencia de hallux valgus). No obstante los estudios ofrecen valores algo diferentes, sobre todo por las diferencias en la metodología para la realización de los mismos. Birke y col (78) utilizando un dispositivo que fijaba los metatarsianos menores y aplicando una fuerza controlada en la región plantar de la cabeza del primer metatarsiano encontraron un desplazamiento de este en

FD de $6,4 \pm 2,4$ mm. Por su parte Glasoe y col (79) en un trabajo in vitro sobre 20 pies de cadáveres a los que se les aplicaba una fuerza de FD controlada sobre la cabeza del primer metatarsiano encontraron que el R1 tenía un desplazamiento en FD de $4,3 \pm 1,2$ mm (rango entre 1,6 y 6,6 mm). Cuando se compara el desplazamiento en FD de R1 entre sujetos con hallux valgus y sin hallux valgus se observan diferencias significativas. Glasoe y col (80) encontraron sobre una muestra de 14 pies con hallux valgus y 14 pies sin patología de la 1ª AMTF que los primeros presentaban un rango de desplazamiento en FD de R1 de $5,9 \pm 1,0$ mm y los segundos de $4,2 \pm 1,0$ mm. Por su parte Klaue y col (81) encontraron que los sujetos con hallux valgus presentaban mayor desplazamiento en FD de R1 ($9,3$ mm; $6,79^\circ$) que los sujetos sin hallux valgus ($5,3$ mm; $3,4^\circ$).

Los estudios realizados, tanto en cadena cinética abierta como en cadena cinética cerrada, para determinar la cantidad del movimiento de FD que sucede en las articulaciones que conforma el primer radio han puesto de manifiesto que la mayor cantidad de movimiento se produce en la articulación escafo-cuneana. Roling y col (82) encontraron en un estudio in vitro sobre 6 cadáveres que el movimiento en el plano sagital de la columna interna era de $6,4^\circ \pm 0,46^\circ$. El 50,0% de este movimiento se producía en la articulación escafo-cuneana medial, el 41,0% en la articulación entre el cuneiforme medial y el primer metatarsiano y el 9,0% en la articulación talonavicular. Otros estudios realizados también en cadena cinética cerrada pero utilizando sujetos vivos han mostrado mayor rango de movilidad de R1 en su conjunto ($12,9^\circ \pm 4,8^\circ$ en sujetos con hipermovilidad clínica de R1 y $10,8^\circ \pm 4,2^\circ$ en sujetos normales) aunque ellos no determinaron la cantidad de movimiento que realizaba cada articulación (83). Los estudios realizados en cadena cinética abierta ponen de manifiesto menores rangos de movilidad en FD. Gellman y col (84) en un estudio realizado in vitro sobre 15 pies con artrodesis del tarso encontraron un movimiento total de la articulación metatarso-cuneana en el plano sagital de $11,51^\circ$ ($5,81^\circ$ de FD y $5,70^\circ$ de FP) y en el plano frontal de $7,23^\circ$ ($3,2^\circ$ inversión y $3,6^\circ$ eversión). Por su parte Kelso y col (85) también en un análisis in vitro sobre 24 cadáveres encontraron que el movimiento total del primer radio en el plano sagital era de $12,38 \pm 3,40$ mm y en el plano frontal de $8,23^\circ \pm 4,12^\circ$. Calcularon que por cada 1 mm de movimiento en el plano sagital se produce un movimiento en el plano frontal de $0,77^\circ \pm 0,33^\circ$. Ellos propusieron que el R1 se posiciona en FD cuando la ASA está pronada siempre que la articulación mediotarsiana no sea capaz de realizar un movimiento de FD suficiente para compensar la pronación de la ASA. Ouzounian y Shereff (86) encontraron en su trabajo in vitro sobre 4 cadáveres un arco de movimiento de la articulación escafo-cuneana de $5,0^\circ \pm 4,0^\circ$ en el plano sagital y de $7,3^\circ \pm 3,0^\circ$ en el plano frontal. En la articulación metatarso-

cuneana el rango de movilidad fue de $3,5^{\circ} \pm 1,9^{\circ}$ en el plano sagital y de $1,5^{\circ} \pm 1,1^{\circ}$ en el plano frontal.

Los sistemas tridimensionales de análisis del movimiento han permitido observar que la mayor cantidad de movimiento de las articulaciones de R1 se produce durante el tercer rocker de la marcha. Mientras que en el primer y segundo rocker de la fase de apoyo unipodal se encuentran en una posición de FD y de abducción, es durante la fase propulsiva cuando se produce un progresivo movimiento de FP, adducción y de eversión. Whittaker y col. (60) realizaron análisis cinemáticos utilizando pies de cadáver montados en simuladores de la marcha. Los resultados muestran que las articulaciones que conforman la columna interna del pie tienen una importancia grande en el movimiento del pie en el plano sagital, de forma que la suma de movilidad en el plano sagital de las articulaciones astrágalo-escafoidea ($9,6^{\circ}$), escafo-cuneiforme ($12,2^{\circ}$) y metatarso-cuneana ($5,4^{\circ}$) aportan un rango de movimiento superior al del tobillo ($27,2^{\circ}$ la suma de las articulaciones de la columna interna frente a $23,2^{\circ}$ del tobillo). Es destacable que la articulación escafo-cuneiforme es la que mayor movilidad mostró en el plano sagital. Todas las articulaciones de la columna interna mostraron un movimiento de FD durante el primer y segundo rocker de la marcha y a partir del 75% del ciclo de apoyo unipodal de la marcha se observa un progresivo movimiento de FP. Los movimientos en el plano transversal de las articulaciones de la columna interna mostraron también un movimiento de adducción durante la fase propulsiva de la marcha mientras que se encontraban en una posición de discreta abducción durante las fases de contacto de talón y apoyo completo del pie. Finalmente los movimientos en el plano frontal mostraron diferencias entre las diferentes articulaciones de la columna medial. Así la articulación astrágalo-escafoidea mostró una ligera eversión durante el primer rocker de la marcha, posición que se mantiene constante durante el segundo rocker para realizar un movimiento de inversión durante el tercer rocker ($18,8^{\circ}$). Las articulaciones escafo-cuneana y cuneo-metatarsal se mantienen en una posición constante durante el primer y segundo rocker del ciclo de la marcha para realizar un movimiento de eversión durante el tercer rocker ($9,8^{\circ}$ y $8,5^{\circ}$ respectivamente).

La literatura podológica ha relacionado la posición del primer metatarsiano en FD con una disminución del rango de FD de la 1ª AMTF. Roukis y col (49) demostraron con sus trabajos esta relación. Encontraron que al simular incrementos de 4 mm en la posición de FD de R1 el rango de FD de la 1ª AMTF disminuía un 19,0%. Cuando simularon un incremento en la posición de FD de R1 de 8 mm la disminución de la FD de la 1ª AMTF fue de un 34,7% respecto al rango de FD que presentaba el paciente en posición de bipedestación. Las limitaciones del trabajo son que se hizo con una muestra reducida ($n= 20$ pies) y, sobre todo, que se realizó el estudio con los

sujetos en bipedestación. No puede extrapolarse que en dinámica una posición de mayor FD de R1 lleve asociados estos porcentajes de reducción del rango de FD de la 1ª AMTF, pero parece razonable pensar que en dinámica se mantenga la tendencia mostrada en estática de reducirse el rango de FD de la 1ª AMTF. Los autores proponen que en dinámica este incremento de la posición de FD de R1 estaría relacionado con la presencia de patología pronadora del pie. La disminución que se observa en el rango de FD de la 1ª AMTF al simular una posición mayor de FD estaría relacionada con un desplazamiento del centro instantáneo de rotación hacia una posición más plantar y distal que incrementa las fuerzas compresivas de la articulación y disminuyen el movimiento de FD de la articulación.

En la misma línea van los resultados de los trabajos in vitro realizados sobre cadáveres que demuestran una relación positiva entre el incremento de estabilidad del primer radio incrementa el rango de FD de la 1ª AMTF. Este incremento de estabilidad se ha simulado con la realización de artrodesis metatarso-cuneanas. La artrodesis de la articulación metatarso-cuneana medial es una técnica utilizada en la cirugía de hallux valgus cuando existe una inestabilidad de esta articulación. Se ha demostrado en estudios in vitro con cadáveres frescos que una artrodesis metatarsocuneana mejora el efecto estabilizador que genera la contracción del peroneo lateral largo sobre R1. Después de realizar esta artrodesis la contracción del peroneo lateral largo genero mayor eversión, FP y abducción tanto del primer metatarsiano como de la primera cuña, aunque el incremento del movimiento de FP no fue estadísticamente significativo (87). También ha mostrado efectos positivos tanto sobre el rango de movilidad de la 1ª AMTF como sobre la localización del centro instantáneo de rotación de esta articulación. Pérez y col (88) utilizando 5 cadáveres frescos encontraron que tras realizar la artrodesis de la articulación metatarso-cuneana medial el rango de FD que presentaba la 1ª AMTF al aplicar una fuerza constante de 40 N era un 25% mayor ($12,41^{\circ} \pm 3,0^{\circ}$ antes de la artrodesis y $15,54^{\circ} \pm 4,94^{\circ}$ tras la artrodesis). Así mismo encontraron que tras la artrodesis el centro instantáneo de rotación de la 1ª AMTF al realizar el movimiento de FD presentaba una localización mas concéntrica que antes de la artrodesis lo que sugiere que el movimiento se realiza de forma más suave (mayor deslizamiento entre las superficies articulares y menor interferencia).

Esta relación observada en los trabajos en estática ha sido también confirmada en los trabajos dinámicos realizada por Phillips y col. (53) quienes analizaron mediante un sistema de videocaptura la fase propulsiva del ciclo de la marcha en 10 voluntarios sanos. Definieron la fase de despegue de talón como el fotograma previo a ver espacio entre talón y suelo y la fase de despegue de los dedos como el fotograma previo a ver espacio entre el suelo y la punta del hallux. Colocaron marcas reflectantes en los diferentes huesos de la columna interna y

analizaron el movimiento rotacional que presentaban cada uno de estos huesos con el suelo y entre ellos durante la fase propulsiva. Encontraron que el primer metatarsiano se encontraba angulado en relación al suelo $59,3^{\circ} \pm 8,4^{\circ}$ (rango entre $46,2^{\circ}$ y $73,5^{\circ}$). Así mismo encontraron angulaciones de $62,5^{\circ} \pm 11,8^{\circ}$ para el primer cuneiforme, de $42,5^{\circ} \pm 7,0^{\circ}$ para el escafoides y de $43,8^{\circ} \pm 6,1^{\circ}$ para el calcáneo. Durante casi la primera mitad del periodo propulsivo (45% de esta fase) se observa una rotación similar de estas cuatro estructuras óseas, sin embargo a partir de este momento se observa como el primer metatarsiano realiza un movimiento de rotación ligeramente más rápido que el resto de segmentos óseos, lo que es indicativo de un movimiento de FP de la articulación metatarso-cuneana. A partir del 64% de la fase propulsiva se observa como el primer cuneiforme es el que comienza a realizar un movimiento de rotación mucho más rápido que escafoides y calcáneo, indicativo del movimiento de FP que se está produciendo en este momento en la articulación escafo-cuneana. Este movimiento de FP de la articulación escafo-cuneana se mantiene hasta el final del periodo propulsivo que muestra una posición de unos 20° de FP del cuneiforme en relación al escafoides. A partir del 80% de la fase propulsiva se observa como el cuneiforme medial mantiene una rotación mayor que el primer metatarsiano lo que indica que en esta fase final se produce una ligera FD de la articulación metatarso-cuneiforme. El incremento del movimiento de FP del primer cuneiforme coincide con el momento en que la 1ª AMTF se encuentra colocada a 20° de FD, encontrando que por cada grado de FD de la 1ª AMTF se produce un movimiento de FP del cuneiforme medial de $0,7^{\circ}$. Sin embargo la relación que se establece entre el rango de FD de la 1ª AMTF y la FP de la articulación escafo-cuneana es moderado ($r = -0,52$). Esto podría indicar que hay un cierto acople entre las articulaciones proximales y distales a esta articulación de forma que si el movimiento de FP de la articulación escafo-cuneana es muy alto en las otras articulaciones se produce un leve movimiento de FD compensatorio para mantener un movimiento de FP neto de R1. El movimiento de FP más grande que se observa se produce en la articulación escafo-cuneana y esto podría estar en línea con la acción de peroneo lateral largo que se inserta en el cuneiforme medial y en la base del primer metatarsiano.

2.1.3.4. Características estructurales del pie.

Durante la primera mitad de la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha se ha descrito que el retropié realiza un movimiento de pronación y la fascia plantar sufre un incremento de la tensión que soporta. Este incremento de la tensión fascial es necesario para prevenir el hundimiento del arco interno y proporcionar estabilidad a la articulación mediotarsiana. Durante la fase propulsiva se produce un segundo pico de tensión en la fascia plantar, de mayor

magnitud que el primero, como consecuencia de la contracción del tríceps sural y del movimiento de FD de la 1ª AMTF. Este incremento de la tensión fascial se produce sobre todo en la banda medial de la fascia plantar y se asocia a un movimiento de supinación de la ASA (34). Tanto la supinación de la ASA como la tensión fascial se han descrito como necesarios para poder realizar correctamente la fase propulsiva de la marcha. Aquino y Payne (89) han señalado que un incremento de la pronación del retropié puede alterar la capacidad del pie para instaurar el mecanismo de windlass y, en consecuencia, dificultar tanto la FD de la 1ª AMTF como la supinación del retropié durante la fase propulsiva. Kappel-Bargas y col (90) en un estudio clínico encontraron que los sujetos que establecían el mecanismo de windlass de forma tardía presentaban mayor rango de pronación del retropié durante el periodo de apoyo completo de la marcha y, además, se producía menor elevación del arco longitudinal interno asociado a la FD de la 1ª AMTF que en los sujetos que presentaban una instauración inmediata del mecanismo de windlass. Los trabajos de Nakamura y Kakurai (91) también identifican que los sujetos que tardan más tiempo en alcanzar el pico de máxima pronación del retropié durante la fase de apoyo unipodal de la marcha muestran un mayor hundimiento del arco interno y presentan un retraso en la instaurarse del movimiento de FD de la 1ª AMTF. Sugieren estos autores que la combinación de pronación excesiva del retropié durante segundo rocker de la marcha combinado con el retardo en la instauración de la FD de la 1ª AMTF podría llevar a estos sujetos a tener un menor rango de FD de la 1ª AMTF en dinámica.

Aunque esta relación entre el movimiento de eversión de retropié y el grado de FD de la 1ª AMTF no ha sido demostrada en sujetos sin una posición pronada del retropié, sí parece estar presente en sujetos que presentan una posición de pronación patológica del pie en bipedestación. Halsted y col (68) estudiaron la relación que hay entre el movimiento de la 1ª AMTF en el plano sagital y los movimientos y posición del retropié durante la marcha en un grupo de 14 sujetos sin dolor del pie ni historia de antecedentes podológicos que presentaban menos de 40º de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y más de 50º en sedestación. Como grupo control seleccionaron 15 sujetos con FD de la 1ª AMTF superior a los 40º en sedestación. En ambos casos recogieron datos cinemáticos del retropié en el plano frontal (de eversión / inversión) y de la 1ª AMTF en plano sagital (FD/ FP) durante la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha utilizando un sistema de análisis del movimiento electromagnético. Encontraron que hay una relación moderada entre el pico de máxima eversión de retropié (obtenido al 68% de la fase de apoyo completo de la marcha) y el pico de máxima FD de la 1ª AMTF (obtenido al 98% de la fase de apoyo de la marcha) ($r=0,471$; $p=0,01$). Sin embargo la regresión logística mostró que la posición de máxima eversión del retropié durante la marcha es un predictor pobre de la limitación del rango de FD de la 1ª

AMTF en bipedestación ($r^2= 0,035$). Por su parte el estudio de Gatt y col (69) sobre sujetos que presentaban pies pronados (valores entre +6 y +9 en el foot posture index) y muy pronados (valores entre +10 y +12 en el foot posture index) en bipedestación muestran que el rango de FD de la 1ª AMTF era menor en el grupo de pacientes muy pronados ($p=0,004$) existiendo una relación inversa entre la severidad de la pronación y el rango de FD de la 1ª AMTF ($r= -0,534$). Los autores concluyen que la pronación influye en el rango de FD de la 1ª AMTF de forma que a mayor severidad de la pronación que presentan los sujetos menor rango de FD de la 1ª AMTF presentara el sujeto en dinámica. Las mediciones cinemáticas se realizaron utilizando una grabación de vídeo que fue visualizada fotograma a fotograma y se seleccionó como el máximo rango de FD de la 1ª AMTF el fotograma previo a que la articulación dejara de apoyar en el suelo. En este fotograma se midió el rango de FD de la 1ª AMTF tomando como referencia la bisectriz del primer metatarsiano y del hallux.

2.1.4. Limitación del rango de FD de la 1ª AMTF. Implicaciones sobre la cinemática del pie y de las articulaciones de la extremidad inferior.

La presencia de una limitación en el rango de FD de la 1ª AMTF se ha relacionado con cambios cinemáticos en las articulaciones de la extremidad inferior. Laroceh y col (66) en una muestra de pacientes con artritis reumatoidea valoraron los efectos que tiene la reducción del rango de FD activo de la 1ª AMTF (valores inferiores a 30º medidos con el sujeto en descarga). A pesar de lo reducido de su muestra ($n=9$) y del grupo control ($n=7$) los resultados mostraron que la limitación del rango de FD de la 1ª AMTF se encontraba relacionado con la presencia de cambios en el patrón de marcha, en concreto con una reducción de la longitud del paso ($r^2=0,67$; $p=0,007$) y de la velocidad de la marcha ($r^2=0,75$; $p=0,002$). Así mismo encontraron también relación con los patrones cinemáticos de rodilla y de cadera. La limitación del rango de FD de la 1ª AMTF presentaba una relación inversa con el máximo rango de flexión que presentan las articulaciones de rodilla ($r^2=0,67$; $p=0,007$) y de cadera ($r^2=0,54$; $p=0,02$) durante el ciclo de la marcha. Los cambios cinemáticos observados en este estudio ya fueron insinuados por Hall y Nester (92) quienes observaron que durante el segundo rocker de la marcha se producía una disminución de la extensión de la rodilla y, en menor medida, de la cadera en los sujetos estudiados a los que se les había simulado una limitación severa del rango de FD de la 1ª AMTF mediante la colocación en el calzado de una palmilla a la que se le había añadido una lámina de acero en la zona de 1ª AMTF. No obstante, los mayores cambios que observaron se localizaban a nivel de la articulación del tobillo, que presentó un incremento de la posición de FD durante el segundo rocker y una disminución del pico máximo de FP durante el tercer rocker (el valor absoluto es

unos 7º menor) que, además, tarda más tiempo en alcanzarse. Kuni y col. (62) por su parte encontraron que los sujetos con hallux rígido (grado I y II) presentan una disminución del rango total de movilidad de la articulación del tobillo cuando caminan en línea ($22,5^{\circ} \pm 5,3^{\circ}$ vs $16,7^{\circ} \pm 3,1^{\circ}$ con hallux rígido) aunque estas diferencias no se mantuvieron cuando se estudió la cinemática durante la realización de otro tipo de actividades de la vida diaria como como fueron subir escaleras ($27,6^{\circ} \pm 3,6^{\circ}$ vs $26,8^{\circ} \pm 5,7^{\circ}$ en hallux rígido) y bajar escaleras ($46,5^{\circ} \pm 4,8^{\circ}$ vs $45,8^{\circ} \pm 7,1^{\circ}$ en hallux rígido). En la misma línea de los trabajos anteriores se encuentran los resultados del estudio realizado por Zhang y col. (93) sobre 10 voluntarios jóvenes a los que se les simuló una limitación en el rango de FD de la 1ª AMTF mediante la incorporación de una pieza de madera a una juanetera elástica que coincidía con la región plantar de la 1ª AMTF. Encontraron cambios cinemáticos tanto en tobillo como en rodilla y cadera. A nivel del tobillo encontraron una disminución de la posición de máxima FP que se produce tanto en primer rocker ($-1,52^{\circ} \pm 1,73^{\circ}$ frente a $-3,57^{\circ} \pm 2,38^{\circ}$ en articulación normal; $p < 0,0001$) como en tercer rocker ($-5,65^{\circ} \pm 2,57^{\circ}$ frente a $-11,05^{\circ} \pm 1,68^{\circ}$ en articulación normal; $p < 0,0001$) de la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha. Durante el segundo rocker de esta fase se observó un incremento de la posición de FD ($16,53^{\circ} \pm 1,90^{\circ}$ frente a $12,99^{\circ} \pm 3,13^{\circ}$ en articulación normal; $p < 0,0001$). Así mismo, el rango total de movimiento del tobillo en la fase de apoyo unipodal fue menor ($23,16^{\circ} \pm 2,58^{\circ}$ frente a $24,78^{\circ} \pm 2,23^{\circ}$ en articulación normal; $p = 0,02$). A nivel de la rodilla y de la cadera también se observó un incremento de la flexión durante el primer rocker seguido de una disminución de la posición de máxima extensión durante el resto de la fase de apoyo unipodal ($p = 0,001$). Durante la fase de oscilación la rodilla se encontró en una posición de mayor flexión ($p = 0,003$). No se observaron diferencias en el rango de movimiento total de la rodilla ($p = 0,945$) y el rango total de la cadera se incrementó ($p = 0,018$).

2.1.5. Limitación del rango de FD de la 1ª AMTF. Efecto sobre las presiones plantares del pie.

Los trabajos realizados in vitro con cadáveres frescos han mostrado que existe una correlación entre el movimiento de FD de la 1ª AMTF y las presiones que se localizan tanto en hallux como en el primer metatarsiano. Bayomy y col (94) simularon una artrodesis de la 1ª AMTF a varios grados de FD (10° - 15° - 20° - 25° - 30°) y colocaron los pies en un modelo robótico que simulaba la marcha de los sujetos a 1/5 de la velocidad normal y con un 50% del peso de un sujeto. Bajo estas circunstancias, encontraron que el pico de máxima presión y la integral presión tiempo del hallux estaban inversamente correlacionados con el ángulo de FD de la 1ª AMTF ($p = 0,004$) mientras que el pico de máxima presión y la integral presión-tiempo del primer metatarsiano presentaba una correlación positiva con el ángulo de FD de la 1ª AMTF ($p = 0,004$).

Los trabajos realizados in vivo han encontrado también una correlación inversa entre el rango de FD de la 1ª AMTF y las presiones plantares en el hallux ($p=0,036$) y una correlación positiva con la velocidad angular de FD de esta articulación ($p=0,001$). Sin embargo no encontraron relación entre las presiones plantares bajo la cabeza del primer metatarsiano y la cinemática de la 1ª AMTF. Probablemente esto se debe a que las variaciones en la magnitud de las presión que se localiza en el hallux puede ser explicada en un porcentaje mayor mediante parámetros cinemáticos de las articulaciones del pie que las variaciones de presión en la magnitud de la presión que se localiza en el primer metatarsiano (30,0% en hallux frente 11,2% en primer metatarsiano). De forma inversa, los parámetros estructurales tienen mayor peso a la hora de explicar las variaciones en la magnitud de la presión que soporta el primer metatarsiano (31,5% en hallux frente 48,0% en primer metatarsiano) (95).

Van Gheluwe y col (67) señalan que el análisis de las presiones plantares de la 1ª AMTF puede predecir mejor el comportamiento mecánico de esta articulación que el estudio de su rango de FD, tanto en carga como en descarga. Se consideró que los sujetos que presentaban en dinámica valores de FD inferiores a 55º tenían una restricción de la misma. Tomando como referencia estos valores encontraron que los sujetos con una restricción de la FD en dinámica presentaban un mayor cociente entre la presión del hallux y la presión del primer metatarsiano ($p=0,023$ para pie izquierdo y $p=0,049$ para pie derecho), alcanzaban el pico de máxima presión de cuarto y quinto metatarsiano en un momento del ciclo de la marcha más avanzado ($p=0,030$ y $p=0,028$ respectivamente) y presentaban una disminución de las presiones en el primer metatarsiano, de forma que presenta una disminución en el valor del cociente entre la presión de este con el segundo metatarsiano, con el quinto metatarsiano y el cociente entre la suma de las presiones del primer y segundo metatarsiano con la suma de las presiones de cuarto y quinto metatarsianos. Estos datos relacionan la reducción del rango dinámico de FD de la 1ª AMTF con la existencia de un incremento de la magnitud de las presiones en el hallux y en la región lateral del antepie y una disminución de las presiones de la región medial del antepie.

2.2. Cinética de la 1ª AMTF.

Son muy escasos los trabajos publicados en la literatura donde se analiza la cinética de la 1ª AMTF. Miyazaki y Yamamoto (96) publicaron un trabajo donde, asumiendo que las fuerzas de reacción del suelo se concentraban todas en antepie después de levantarse el talón del suelo, encontraron que el momento de fuerza máximo que se localizaba en la 1ª AMTF se encontraba entre 1/5 y 1/3 del momento de fuerza de FP máximo que soporta la articulación del tobillo durante la marcha. Estudios posteriores realizados por Kim y col (59) en los que no se contempla solo la fase propulsiva sino toda la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha, han puesto de manifiesto que en las articulaciones MTF se genera momento de FP desde el inicio de la fase de apoyo completo (entre 10% y 20% del ciclo completo de la marcha), si bien es cierto que durante la fase propulsiva es cuando se ve un incremento importante en la magnitud del momento de FP hasta alcanzar su valor máximo en el momento previo al despegue de los dedos ($0,13 \pm 0,04$ Nm/kg que constituye una décima parte de la magnitud del momento de fuerza que soporta el tobillo). De igual forma se encontró que entre el 30% y el 60% del ciclo total de la marcha el momento de FP que se genera en las articulaciones MTF produce una importante absorción de energía (6,56 J/kg). Estos parámetros cinéticos se ven modificados en presencia de patología de la 1ª AMTF. Jeong y col (97,98) encontraron que los sujetos con hallux valgus presentan un pico máximo del momento de fuerza de FP de la 1ª AMTF significativamente menor que los sujetos sin patología en la articulación ($0,07$ Nm/kg grupo normal vs $0,05$ Nm/kg grupo hallux valgus $p < 0,05$). La energía que absorben las AMTF en su conjunto también se ve reducida en los sujetos con hallux valgus en un 25% ($4,59 \pm 0,85$ J/kg en grupo de hallux valgus vs $6,09 \pm 1,00$ J/kg en grupo sin patología; $p < 0,05$). Esta reducción se observa sobre todo en la 1ª AMTF ($2,44 \pm 0,42$ J/kg en grupo de hallux valgus vs $3,38 \pm 0,51$ J/kg en grupo sin patología; $p < 0,05$) y en la 2ª AMTF ($1,68 \pm 0,34$ J/kg en grupo de hallux valgus vs $2,26 \pm 0,38$ J/kg en grupo sin patología; $p < 0,05$). Esta disminución en la magnitud del momento de FP de la 1ª AMTF y de la energía que se absorbe podría estar relacionado con la presencia de debilidad en la musculatura intrínseca del pie y con alteración de sus vectores de acción en los sujetos que presentan una deformidad en hallux valgus. Se ha definido que en condiciones de normalidad el momento de FP que genera la musculatura intrínseca de la 1ª AMTF oscila entre los 4,27 Nm y 6,84 Nm (1,05 Nm-1,68 Nm para flexor corto y abductor hallux; 1,39 Nm-2,23 Nm para adductor hallux; 1,83 Nm-2,93 Nm para flexor largo hallux) (99). Estos cambios en los parámetros cinéticos de las articulaciones MTF se ven asociados a un incremento de la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha que pasa de ocupar el $60,86\% \pm 1,21\%$ del ciclo total de la marcha en sujetos sin patología a ocupar el $63,75\% \pm 0,91\%$ del ciclo total de la marcha en los sujetos con hallux valgus ($p < 0,05$). (97,98)

2.3. Rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF.

Como se ha desarrollado hasta ahora, la funcionalidad de la 1ª AMTF se ha estudiado a través de la amplitud de movimiento que tiene esta articulación tanto en situaciones estáticas (en carga y en descarga) como en situaciones dinámicas. Se ha buscado conocer los patrones de normalidad de esta articulación para su movimiento de FD y relacionar alteraciones de este patrón con la presencia de patología o con el riesgo para desarrollar una patología en el pie. Así mismo se han analizado los factores, funcionales y estructurales, que pueden contribuir a generar alteraciones en el rango de movilidad de la 1ª AMTF. Sin embargo, los trabajos que analizan la funcionalidad de la 1ª AMTF a través de la rigidez al movimiento de FD de esta articulación son meramente testimoniales. Solo hemos encontrado una publicación que hace referencia a esta situación. Heng y Kong (100) han descrito recientemente un método para cuantificar la rigidez al movimiento de FD de 1ª AMTF utilizando un sistema de presión que lleva incorporado un sensor táctil. Este sistema se coloca en el dedo pulgar del explorador y está sincronizado con una cámara para grabar el movimiento en FD de la 1ª AMTF. Los autores aplicaron siempre la fuerza en la cabeza de la falange proximal del hallux y calcularon el momento de fuerza aplicado como la fuerza que se aplica en newtons por la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza y la cabeza del primer metatarsiano. Las mediciones se realizaron en descarga a un sujeto que presentaba una disfunción del tendón tibial posterior y se encontró una rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF de 3,8 N mm/grado. Encontraron, así mismo, que el 61% de la variabilidad en el rango de FD de la 1ª AMTF puede ser explicado por el cambio de la magnitud del momento de fuerza que se aplica sobre la articulación ($r^2 = 0,6141$), por lo que los autores proponen que esta debería ser una técnica a considerar para valorar la funcionalidad de la 1ª AMTF y tomar decisiones sobre actitudes terapéuticas en sujetos con patología de esta articulación. No obstante, este trabajo no es más que una descripción de la técnica y son necesarios más estudios que determinen el alcance de su utilidad clínica.

3. MECANISMO DE WINDLASS.

3.1. Concepto de mecanismo de Windlass y mecanismo de Windlass inverso.

La asociación entre la FD de la 1ª AMTF y la elevación del arco longitudinal interno del pie era un fenómeno conocido por la comunidad ortopédica de la primera mitad del s. XX. El cirujano ortopeda escocés Ewen Jack describe el test de elevación del dedo (toe raising test) como una maniobra clínica que permite determinar de manera orientativa (la forma precisa sería mediante radiografía lateral en carga del pie) el nivel articular donde se ha producido el hundimiento de arco interno en pies planos valgus (articulación astrágalo-escafoidea, articulación escafo-cuneana o combinado a nivel de ambas articulaciones). Señala que esta maniobra de elevación del hallux permite restaurar el arco longitudinal interno y obtener una postura estable del pie siempre que el hundimiento del arco interno se produzca a nivel de la articulación escafo-cuneana. La restauración del arco interno lleva, automáticamente, a una corrección del componente de valgo que se produce a nivel de la articulación astrágalo-escafoidea. Cuando el hundimiento del arco interno es combinado esta maniobra clínica también suele modificar la posición del arco interno, pero cuando el hundimiento del arco interno se produce a nivel de la articulación astrágalo-escafoidea la maniobra de elevación del hallux no es capaz de restaurar la posición del arco interno (101).

Sin embargo fue Hicks (77) con sus trabajos sobre mecánica articular quien mejor describió esta asociación. Utilizando modelos experimentales (piernas de cadáveres frescos) y pies de sujetos sanos, definió los ejes de las articulaciones más importantes del pie y los movimientos que se producían alrededor de estos ejes tanto en cadena cinética abierta como en cadena cinética cerrada. Señaló que los movimientos del pie deben considerarse como rotaciones que se producen alrededor de un eje. No es que fuera un concepto novedoso para la época que los movimientos articulares se producían alrededor de un eje de rotación. Otros autores ya habían publicado trabajos donde definían el eje de rotación de articulaciones como la del tobillo (102), la articulación subtalar o la mediotarsiana (103). Sin embargo todos ellos habían estudiado las articulaciones de forma individual y esta es la principal diferencia con el trabajo de Hick (77), quien estudió todas las articulaciones del pie en conjunto. Esto le permitió demostrar que en cadena cinética cerrada los movimientos de todas las articulaciones del pie se encuentran interrelacionados y juegan un papel importante en el cambio de morfología del pie. Tanto en modelos experimentales como en los sujetos sanos, encontró que al realizar la FD de la 1ª AMTF

se producía un movimiento de FP del primer metatarsiano. Este cambio de posición del primer metatarsiano se asociaba con un incremento de la altura del arco longitudinal interno, con una supinación de la región posterior del pie (se generaba a nivel de las articulaciones mediotarsiana y talo-calcáneo-navicular) y con un movimiento de rotación externa de la pierna. Concluye, pues, que estos movimientos, y los contrarios, se dan de forma simultánea en el pie en cadena cinética cerrada y son responsables de cambios en la forma del pie (arco más alto o arco más bajo). Este es un concepto novedoso para la época ya que cuestionaba los cánones establecidos hasta la fecha que concebían la acción muscular como la única responsable del cambio de forma del pie. Es cierto que Hicks (77) comparte esta idea y atribuye también a la acción muscular la capacidad de producir cambios en la morfología del pie, pero hace hincapié en que no es la única forma. Los movimientos primarios de las estructuras óseas de antepie pueden, por sí mismos, producir cambios en la forma del pie.

La explicación de porqué la FD de la 1ª AMTF produce en el pie una FP del primer metatarsiano, elevación del arco interno, supinación de retropié y rotación externa de la pierna aunque no exista actividad muscular se debe a la acción de la fascia plantar. De una manera simplista se puede asemejar el pie a una estructura triangular compuesta por dos columnas que estarían unidas en su base por una cuerda. La columna posterior representaría al retropié y mediopie, la columna anterior el antepie (podría entenderse también que esta columna anterior se subdivide en cinco columnas que representarían a cada uno de los radios) y la cuerda que une ambas columnas sería la fascia plantar (104, 105). A nivel distal la fascia plantar da expansiones a cada una de las AMTF y cada una de estas se subdivide, a su vez, en dos bandas que se apoyan en los tendones flexores. La banda más larga se inserta, a la altura de los sesamoideos, en las estructuras capsulo-ligamentosas plantares de 1ª AMTF y son estas estructuras las que se insertan directamente en la cara plantar de la base de la falange proximal. Teniendo en cuenta esta disposición anatómica de la fascia plantar, es sencillo entender que al hacer la extensión del hallux la base de la falange proximal se va a deslizar hacia dorsal por la superficie articular de la cabeza del primer metatarsiano traccionando de las estructuras capsulo-ligamentosas plantares e, indirectamente, de las expansiones que la fascia plantar manda a estas estructuras. Esta situación se asemejaría al enrollamiento de un cable alrededor de un tambor donde el tambor sería la cabeza del primer metatarsiano, el cable que se enrolla la fascia plantar y la manivela que permite el enrollamiento del cable la extensión del hallux. Este mecanismo se conoce en términos de ingeniería como un “windlass”, de ahí que Hicks (105) describiera que la FD de la 1ª AMTF se comporta como un mecanismo de windlass. Hicks (105) observó que cuando se generaba la extensión del hallux se producía un acortamiento de la fascia plantar de 1 cm,

aunque este acortamiento se debía a que el metatarsiano realizaba un movimiento hacia plantar y posterior que provocaba una disminución en longitud del arco interno y un incremento en su altura. Este efecto le observó en todos los radios, aunque de una forma más evidente en el primer metatarsiano. Los estudios radiológicos realizados tanto en los pacientes como en los cadáveres confirmaron las observaciones descritas: el primer metatarsiano se colocaba en flexión, la cabeza del mismo se aproxima al calcáneo, el arco interno aumenta y las estructuras capsulo-ligamentosas plantares de la articulación se desplazan hacia la superficie dorsal de la cabeza del metatarsiano. El rango de movimiento de flexión fue variable entre los individuos, pero se observó que este se producía tanto en la articulación metatarso-cuneana como en la articulación cuneo-escafoidea. A nivel de la articulación talo-navicular se observó cambios de posición que se interpretaron como manifestaciones del movimiento de inversión que se produce secundariamente cuando se realiza el mecanismo de windlass con el pie en carga. Los estudios cinematográficos que realizaron a los sujetos caminando mostraron que al elevar el talón del suelo se produce una FD de la 1ª AMTF por la acción de las fuerzas de reacción del suelo y los efectos de FP del primer metatarsiano y de elevación del arco interno fueron iguales a los descritos al realizar la FD de la 1ª AMTF con el sujeto en bipedestación. Cabe reseñar que en los cadáveres cuando se realizó una sección completa de la fascia plantar no se produjeron ninguno de los efectos descritos al realizar la FD de la 1ª AMTF. Ni el primer metatarsiano se colocaba en posición de FP ni la altura y forma del arco interno se modificaba.

Estas observaciones hechas por Hicks (105) han sido corroboradas por trabajos posteriores realizados in vitro, tanto en situaciones estáticas que reproducen el mecanismo de windlass como en situaciones dinámicas mediante el uso de simuladores de marcha. Thordarson y col (38) sobre pies de cadáveres que simulaban el mecanismo de windlass mediante la colocación de las AMTF a 30º de FD y al rango máximo de FD encontraron que la sección completa de la fascia plantar producía cambios significativos en la altura y longitud del arco interno. Estos cambios eran más evidentes cuando las AMTF se encontraban en la máxima posición de FD. Sharkey y col (39) utilizando modelos simuladores de la marcha obtuvieron resultados similares a los encontrados en situaciones estáticas. Tanto inicio como al final del tercer rocker encontraron que la sección completa de la fascia plantar producía una disminución en la altura del arco interno, un incremento de la longitud del arco interno y una posición de flexión dorsal del primer metatarsiano en relación al astrágalo. Estos hallazgos eran más evidentes en la fase final que en la fase inicial del tercer rocker. La acción del tendón tibial posterior no evitó el colapso del arco interno que se produce con la sección de la fascia plantar. Cuando la sección de la fascia plantar fue parcial se observaron cambios en la longitud del arco interno pero no en la

altura del mismo. Este último aspecto también había sido observado por Thordarson y col (38). Cuando realizaron una sección parcial de la fascia plantar la altura del arco interno no se alteraba significativamente cuando las AMTF se encontraban a 30º de FD y no encontraron cambios cuando la sección de la fascia era solo del 25%. Esto llevo a pensar que secciones parciales de la fascia plantar podrían no tener repercusión sobre el mecanismo de windlass ya que los cambios de altura y longitud que se observan con la FD de la 1ª AMTF eran muy similares a los observados con la fascia intacta. Sin embargo, los trabajos de Ward (34) con simuladores de marcha mostraron que la sección parcial de la fascia plantar (33%) disminuye el movimiento de supinación que se produce en la ASA durante la fase propulsiva. Cuando la sección fue del 66% observaron que no se producía movimiento de resupinación y la ASA se mantenía en la posición de pronación que había alcanzado durante el apoyo completo del pie. Por tanto, debemos entender que la sección parcial de la fascia plantar si produce alteración del mecanismo de windlass ya que genera una dificultad para resupinar la ASA que es uno de los efectos que se generan con el mecanismo de windlass.

De igual forma, los datos cinemáticos que aportan los estudios realizados in vivo utilizando sistemas ópticos de análisis tridimensional de la marcha son consistentes con el mecanismo de windlass. Durante todo el segundo rocker de la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha se observa que el arco interno desciende progresivamente su altura. Este descenso del arco interno se mantiene durante el despegue de talón del suelo (inicio del tercer rocker). Es a partir del 70% de la fase de apoyo unipodal cuando se observa una progresiva elevación del arco interno que alcanza sus valores máximos justo antes del despegue digital. Estos cambios en la altura del arco interno se inician una vez que los metatarsianos comienzan a realizar un movimiento de FP y que la 1ª AMTF comienza a incrementar su movimiento de FD. Cuando se analizó el movimiento del segmento antepie en relación a los otros dos segmentos del pie definidos (mediopie y retropié) se observaron datos que iban en la misma línea. Es cierto que la movilidad del segmento antepie en relación al mediopie tuvo pocos grados de movilidad y que la mayor cantidad de grados de movimientos e produjeron en el plano transverso. Por el contrario, el segmento antepie tuvo mayor cantidad de movilidad en relación al segmento retropié, siendo el plano sagital el que mostro mayor movilidad. Sin embargo en ambos caso durante la fase propulsiva del ciclo de la marcha se observó que el segmento antepie se encontraba realizando un movimiento de eversión, FP y adducción en relación a los otros segmentos del pie definidos (106, 107). Tanto la deformación que sufre el arco interno durante la el segundo rocker como la elevación la elevación de este que se produce en el tercer rocker de la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha parece que pueden modificarse en función de la velocidad de marcha del

sujeto como se desprende de los trabajos de Caravaggi y col (64). Cuando los sujetos estudiados caminaban rápido ($1,98 \pm 0,11 \text{ ms}^{-1}$) presentaban mayor deformación del arco interno durante la primera mitad del apoyo unipodal que cuando caminaban despacio ($1,07 \pm 0,10 \text{ ms}^{-1}$). A partir de este momento y hasta la elevación del talón el descenso del arco interno era menor ($1,3^{\circ} \pm 1,0^{\circ}$ marcha rápida vs $3,2^{\circ} \pm 1,5^{\circ}$ marcha lenta; $p < 0,0001$) y durante el tercer rocker la elevación del arco interno fue mayor ($-5,7^{\circ} \pm 3,4^{\circ}$ marcha rápida vs $-4,6^{\circ} \pm 4,0^{\circ}$ marcha lenta; $p = 0,019$).

Hicks (105) también constató que el mecanismo de windlass puede darse de forma inversa (mecanismo de windlass inverso), un concepto al que se ha dado menos protagonismo pero que juega un papel muy destacado en el desarrollo de la función digital durante el segundo rocker del ciclo de la marcha y que ayuda a explicar el desarrollo de ciertos procesos patológicos que se producen en el pie. Así cuando el pie, tanto de los cadáveres estudiados como de los sujetos vivos, está completamente apoyado sobre el suelo y soportando el peso del cuerpo se produce una FD del metatarsiano y un hundimiento del arco interno observándose que la fascia plantar se coloca en tensión cuando llega el arco interno a su límite de aplanamiento. De forma paralela la tensión de la fascia plantar en una situación de FD del metatarsiano provoca un movimiento de FP del dedo a nivel de la AMTF que provoca que el dedo se encuentre presionando sobre el suelo. Este efecto de agarre del dedo al suelo dejó de observarse cuando se realizó la sección de la fascia plantar, por lo que se puede señalar que la fascia plantar juega un papel importante en el desarrollo del mecanismo de agarre de los dedos al suelo durante la fase de apoyo completa de la marcha y no es una función esta que dependa exclusivamente de la acción muscular. Trabajos posteriores realizados in vitro utilizando pies de cadáveres en simuladores de marcha han puesto de manifiesto que la sección de la fascia produce una disminución de la fuerza, la presión y la superficie de apoyo de los dedos durante la fase propulsiva (35).

Los estudios realizados con modelos de elementos finitos tanto en 2D como en 3D predicen que la FD de la 1ª AMTF genera cambios en la morfología del arco interno e incrementos en la tensión que soporta la fascia plantar. El modelo 2D en el plano sagittal desarrollado por Cheng y col (108) mostró que la FD progresiva de la 1ª AMTF produce un progresivo incremento de la altura del arco interno (2.0 mm, 2.9 mm, 3.9 mm para una posición de flexión dorsal de hallux de 15° , 30° y 45° respectivamente) y un progresivo acortamiento de la longitud del mismo (1.7 mm, 3.9 mm y 6.1 mm respectivamente para las mismas angulaciones). Así mismo, el incremento de FD de la 1ª AMTF lleva asociado un incremento de la tensión que soporta la fascia plantar (12,87 MPa a 45° de FD), como también han reflejado otros modelos de elementos finitos. (36,109).

3.2. Análisis mecánico del mecanismo de Windalss.

3.2.1. Leyes de Newton.

La dinámica es la parte de la física que se dedica a estudiar la relación que existe entre el movimiento de los cuerpos y las causas que provocan este movimiento, más concretamente las fuerzas que actúan sobre estos cuerpos. La mecánica clásica es la que se utiliza para el estudio dinámico de sistemas que tienen tamaños superiores a los átomos y que se mueven a velocidades inferiores a las de la luz. La cuestión fundamental a la que se pretende dar respuesta es un hecho observacional cotidiano como puede ser el cambio de posición que sufre un objeto. Para que esto pueda producirse es necesario que se ejerza una acción sobre el objeto (bien sea empujarlo bien sea levantarlo). Pues bien, el movimiento, que es un hecho observacional cotidiano de nuestra vida diaria y que a simple vista parece sencillo de entender cómo y porque se produce, constituye un problema realmente complejo de explicar. Así durante muchos siglos la explicación de cómo y porque se producía el movimiento fue errónea. Fue Isaac Newton quien a finales del siglo XVII estableció una formulación completa de las leyes de la mecánica y respondió de forma precisa cuál es el parámetro del movimiento que indica la acción de las fuerzas externas sobre un objeto. No es la velocidad, sino los cambios de velocidad que producen en un objeto por la acción de las fuerzas externas. Esta relación entre la fuerza que se aplica sobre un cuerpo y el cambio de la velocidad que se produce (aceleración) constituye la base de la mecánica clásica. Su formulación matemática fue publicada por Isaac Newton en 1687 en su obra *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*.

1ª Ley de Newton o principio de la inercia: Todo cuerpo permanece en su estado inicial de reposo o movimiento rectilíneo uniforme a menos que sobre él actúe una fuerza externa neta no nula. Esta ley postula que un cuerpo no puede cambiar por sí mismo su estado inicial, ya sea de reposo o de movimiento rectilíneo uniforme, a menos que se aplique sobre él una fuerza o una serie de fuerzas cuya resultante no sea nula. Cuando sobre un cuerpo no actúa ninguna fuerza o la fuerza resultante de todas las fuerzas externas que actúan sobre el cuerpo es nula, el cuerpo no variará su velocidad. Esto es, si está en reposo permanecerá en reposo y si está en movimiento seguirá haciéndolo mediante un movimiento rectilíneo uniforme.

2ª Ley de Newton o principio fundamental de la dinámica: La aceleración de un objeto es inversamente proporcional a su masa y directamente proporcional a la fuerza neta que actúa sobre él. Es decir, que cuando sobre un cuerpo actúa una fuerza este modificará su velocidad

(aceleración). Viene representada por la siguiente fórmula matemática:

$$F = m \cdot a$$

La m representa la masa del cuerpo. La masa constituye un parámetro característico de cada objeto que mide su resistencia a cambiar su velocidad. Es una magnitud escalar y aditiva.

La F representa la suma vectorial de todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo (fuerza neta). Una fuerza es una magnitud vectorial que puede definirse como la causa capaz de provocar en un cuerpo un cambio de velocidad, es decir, una aceleración. Además, la dirección de la aceleración coincide con la de la fuerza. Sin embargo, la fuerza en ocasiones se manifiesta de una forma diferente. En ocasiones la acción de una fuerza sobre un cuerpo no produce una aceleración sino una deformación del cuerpo. En este último caso lo que se produce es un desplazamiento relativo entre las partículas que forman el cuerpo y este modifica su geometría. O dicho de otra forma, la fuerza también produce una aceleración, pero esta tiene lugar a nivel microscópico. El efecto que produce una fuerza (la aceleración) solamente se mantendrá mientras la fuerza sigue actuando. En el momento que deja de actuar la fuerza, el objeto volverá a desplazarse a una velocidad constante y por tanto su aceleración será nula ($a = 0$)

La medición de la magnitud de una fuerza se realiza en el laboratorio mediante la utilización de dinamómetros. Un dinamómetro es un dispositivo formado por un muelle y un cilindro que sirve de carcasa. Un puntero o aguja indica sobre una escala el grado de deformación del muelle cuando sobre él actúa una fuerza. Generalmente la escala que se utiliza es de tipo lineal porque el muelle se construye para que fuerza ejercida y deformación sean directamente proporcional.

La unidad de medición de la fuerza en el sistema internacional de unidades (S.I.) es el newton (N) que se define como la fuerza que tiene que aplicarse a un cuerpo de 1 kg para producirle una aceleración de 1m/s^2 .

$$1 \text{ N} = \text{kg} \cdot 1\text{m/s}^2$$

3ª Ley de Newton o principio de acción y reacción: Si un objeto A ejerce una fuerza sobre un objeto B, éste ejerce sobre el objeto A una fuerza igual en módulo y dirección pero de sentido contrario. No obstante, debemos tener presente que las fuerzas de acción y reacción no se anulan entre sí ya que están aplicadas sobre cuerpos diferentes. Solo cabría la posibilidad de anulación entre sí de las fuerzas en el caso de que los cuerpos tuvieran la misma masa.

3.2.2. Momentos de fuerza. Par de fuerzas.

Antes de continuar el análisis mecánico del mecanismo de windlass es preciso comprender como interactúan las fuerzas en el pie durante las actividades de bipedestación, deambulación, carrera o salto. En todas estas actividades que el hombre realiza durante su vida diaria, el pie constituye la región anatómica que se encuentra en contacto con la superficie del suelo y, por tanto, es a través del pie como el hombre ejerce una fuerza sobre la superficie del suelo (en bipedestación será la acción de la fuerza de la gravedad, mientras que cuando corre o camina a esta fuerza deberemos añadir la derivada de las acciones musculares). A su vez, será el pie la región anatómica del cuerpo a través de la cual recibimos la acción de las fuerzas de reacción que ejerce el suelo sobre nosotros. Esta situación no tendría ninguna connotación especial si la superficie plantar del pie fuera plana y estuviera completamente en contacto con la superficie del suelo. En este caso toda la superficie del pie ejercería una fuerza de acción sobre el suelo y, a su vez, toda la superficie plantar del pie recibiría su correspondiente fuerza de reacción del suelo. Las fuerzas de acción y de reacción tendrían la misma línea de acción y en esta situación sólo podría generarse compresión, pero no se generaría en ningún caso movimiento rotacional.

Sin embargo la estructura anatómica del pie determina que su morfología sea arciforme, tanto si lo analizamos en el plano frontal como en el plano sagital. La visión en el plano sagital quizá sea la más gráfica, ya que en el plano frontal esta estructura arciforme queda especialmente de manifiesto cuando se estudia la región del mediopie y a medida que nos desplazamos hacia retropié o antepié se va perdiendo la configuración arciforme. De manera que si analizamos el pie en una visión lateral (en un corte en el plano sagital), podemos comparar su estructura anatómica con la de un arco donde los extremos están constituidos por la superficie plantar de calcáneo (extremo proximal) y la cara plantar de las cabezas metatarsales y los dedos (extremo distal) y el punto más alto del arco lo constituyen los huesos astrágalo y escafoides. Así la articulación astrágalo-escafoidea es considerada como el ápex de esta estructura arciforme. Además, se da otra característica más. El astrágalo es la estructura anatómica del pie que le conecta con la pierna y el resto del sistema musculoesquelético. Por tanto, el peso corporal ejercerá una fuerza de acción a través de la articulación tibio-astragalina sobre el pie y éste será, a su vez, quien ejerza la fuerza sobre el suelo a través de calcáneo, cabezas metatarsales y de los dedos. Por tanto las fuerzas de reacción del suelo se recibirán a través de estas estructuras anatómicas generándose una diferencia entre la zona donde el cuerpo ejerce la fuerza de acción sobre el pie (astrágalo) y las estructuras anatómicas donde el pie recibe las fuerzas de reacción del suelo (calcáneo, metatarsianos y dedos). Dicho de otro modo, la línea de acción de la fuerza que ejerce el peso corporal no es la misma que la línea de acción de las fuerzas de reacción del

suelo que recibe el pie. En esta situación se va a generar un par de fuerzas. (110). Se define un par de fuerzas como un sistema formado por dos fuerzas paralelas entre sí, de la misma intensidad o módulo pero de sentido contrario (111). Cuando se aplica un par de fuerzas a un cuerpo se va a crear un momento de fuerza que tenderá a producir una rotación. El momento es una magnitud vectorial que viene definida por el producto entre la magnitud de una de las fuerzas que componen el par y la distancia entre las fuerzas (brazo del par). Su unidad de medición en el sistema internacional de unidades (SI) es el Nm.

3.2.3. Concepto de Equilibrio.

Un sistema se encuentra en una situación de equilibrio mecánico cuando la suma de todas las fuerzas o momentos de fuerza que actúan sobre las partículas del sistema es cero. Si aplicamos las leyes de Newton podemos afirmar que cuando un sistema se encuentra en equilibrio no sufre ninguna aceleración lineal o rotacional lo que implica que puede encontrarse en una situación de reposo, estar moviéndose a una velocidad uniforme o estar rotando a una velocidad angular uniforme. De forma inversa, podemos decir que cuando un sistema no se encuentra en una situación de equilibrio es porque la suma de las fuerzas que actúan sobre él generan una aceleración, bien lineal bien rotacional Así, pues, el sistema se estará moviendo con una velocidad no uniforme (111).

3.2.4. Aplicación de las leyes de la mecánica al funcionamiento del pie

Durante la década de los 60 y de los 70 del siglo XX los trabajos realizados por el Dr. Root y sus colegas del California College of Podiatric Medecine les llevaron a desarrollar un modelo de comportamiento biomecánico del pie que cristalizó en la publicación de un primer texto en 1971 (*biomechanical examination of the foot*) y segundo volumen posterior en 1977 (*normal and abnormal function of the foot*). En estos libros desarrollaron un sistema de clasificación de las deformidades del pie y de la extremidad inferior. El eje central de este sistema de clasificación es el concepto de posición neutra de la ASA. Establecieron ocho criterios que representaban la relación ideal entre los segmentos óseos de pie y extremidad inferior para obtener la máxima eficiencia durante la bipedestación y la locomoción. Estos criterios fueron utilizados durante años como los criterios de normalidad estructural del pie y la extremidad inferior (112). Root y col (76) explicaban la patología del pie fundamentalmente mediante parámetros estructurales derivados de las relaciones que se establecen entre los segmentos óseos en el plano frontal.

En contraposición a este modelo biomecánico, a finales del siglo XX miembros de la comunidad podológica americana comenzaron a desarrollar otros modelos donde se utilizaba como eje central los principios de la mecánica para poder explicar el comportamiento normal del pie durante la bipedestación y deambulaci3n así como para explicar el desarrollo de las patologías que sufre. El primero en contemplar de forma clara y explícita esta situaci3n fue el Dr. Kevin Kirby, cuyos trabajos y observaciones cristalizaron en 1989 con la publicaci3n de su modelo biomecánico *“Equilibrio rotacional alrededor del eje de la ASA”* (113). Aplicando las leyes de Newton al movimiento rotacional este modelo aporta una explicaci3n mecánica coherente al funcionamiento del pie y aporta una explicaci3n a situaciones que se observan en la exploraci3n clínicade los pacientes como puede ser la PRCC. También permite una mejor comprensi3n de las causas que llevan al desarrollo de patologías en el pie y de los motivos por los que la colocaci3n de una ortesis plantar genera un efecto beneficioso sobre el dolor que presentan los pacientes en el pie. Todas estas situaciones se comprenden mejor si consideramos el efecto que tienen las fuerzas de reacci3n del suelo sobre las estructuras anatómicas del pie y como modificamos estos efectos con nuestros procedimientos terapéuticos. El eje central alrededor del cual se construye este modelo es la orientaci3n que tiene el eje de rotaci3n de la ASA. Tomando este eje como punto de referencia, tanto las fuerzas de reacci3n del suelo como las fuerzas que ejerce la musculatura extrínseca del pie tendrán una localizaci3n medial o lateral en relaci3n a al eje de rotaci3n de la ASA. De esta forma, se generará un momento de fuerza pronador cuando su localizaci3n sea lateral al eje de rotaci3n de la ASA y un momento de fuerza supinador cuando su localizaci3n sea medial al eje de rotaci3n de la ASA. La magnitud de los momentos de fuerza pronadores y supinadores que generan la acci3n de las fuerzas de reacci3n del suelo dependerá tanto de la magnitud de la fuerza de reacci3n del suelo (esta es dependiente del peso del sujeto y de la velocidad a la que se mueve) como de la distancia que exista entre el punto de aplicaci3n de la fuerza y el eje de rotaci3n de la ASA (brazo de momento). Por su parte los momentos de fuerza generados por la acci3n de los músculos dependerá de la magnitud de la fuerza contráctil del músculo, de su brazo de momento así como del diámetro de secci3n del tend3n. Los momentos de fuerza pronadores tenderán a generar un movimiento rotacional de la ASA en pronaci3n y los momentos de fuerza supinadores un movimiento rotacional en supinaci3n. La ASA se encontrará en una posici3n de equilibrio rotacional cuando la magnitud de los momentos de fuerza pronadores sea igual a la magnitud de los momentos de fuerza supinadores. Mientras esta situaci3n de equilibrio rotacional no se dé, la ASA realizará un movimiento de pronaci3n o de supinaci3n según el momento de fuerza dominante. Dado que la longitud del brazo de momento constituye una variable importante para determinar la magnitud del momento de fuerza que soporta la ASA, la existencia de variaciones anatómicas en la

orientación espacial de su eje de rotación entre individuos determina que la magnitud del momento de fuerza pronador y supinador que soporta la ASA sea muy variable.

Los textos clásicos de anatomía y biomecánica recogen que la ASA se mueve a través de un único eje de rotación que tiene una orientación espacial fija de 42° en el plano sagital y de 16° en el plano transversal. Estos valores se toman utilizando como referencia los trabajos que realizó Manter en 1941 (103), quien valoró la posición del eje de rotación de la ASA en 16 piezas de cadáver. Encontró que este eje estaba angulado a 42° (rango de 29°-47°) con el plano transversal y a 16° (rango de 8°-24°) con el plano sagital. Estos valores son muy similares a los que encontraron años más tarde Root y col (114) [41°±8° (rango 22°-55°) y 17°±2° (rango de 8°-29°)] e Isman e Inman (115) [41°±9° (rango 20°-68°) y 23°±11° (rango de 4°-47°)] en sus trabajos sobre cadáveres. Todos ellos contemplaban que el movimiento en la ASA se realizaba a través de un único eje de rotación, pero también pusieron de manifiesto que había una alta variabilidad de la orientación del eje de rotación de la ASA entre los diferentes individuos. Sin embargo, estudios posteriores realizados por Van Langelaan sobre 10 cadáveres (116) pusieron de manifiesto que la ASA no se mueve a través de un único eje de rotación. Mediante la implantación de marcadores metálicos tanto en el astrágalo como en el calcáneo y tomando después radiografías estandarizadas de los pies en dos planos cardinales, encontraron que el movimiento de la ASA no se producía a través de un único eje de rotación sino más bien a través de un número discreto de ejes de rotación que conformaban lo que denominó un haz de ejes de rotación. Si consideramos que el eje de rotación de una articulación no es más que una línea imaginaria que pasa por el centro geométrico de las superficies articulares, estos resultados ponen de manifiesto que las relaciones entre las superficies articulares de astrágalo y de calcáneo son diferentes en cada punto del rango de movimiento de la ASA, lo que determina una localización espacial diferente del eje de rotación para cada una de estas situaciones. Los resultados del trabajo de Van Langelaan fueron confirmados posteriormente por otras investigaciones como las realizadas por Lundberg (117).

Tomando como referencia la variabilidad que existe entre individuos en la orientación espacial del eje de rotación de la ASA, sus cambios de orientación con el movimiento de la articulación y los datos de su experiencia clínica el Dr. Kirby (118) desarrolló una técnica para proyectar la orientación espacial del eje de rotación de la ASA sobre la superficie plantar del pie. El paciente debe colocarse en posición decúbito supino con los pies y tobillos por fuera de la camilla de exploración y con una separación y angulación de las piernas en el plano frontal que simule la base de sustentación del paciente durante la bipedestación y la marcha. En esta posición el explorador realizara movimientos de pronación y supinación del pie hasta que la bisectriz de la

cara plantar del pie desde el talón hasta el segundo dedo sea vertical y que la superficie plantar del pie se encuentre en una posición paralela al plano transversal. A esta posición de partida se la conoce como posición plantar paralela. Para poder mantener al paciente en esta posición plantar paralela el examinador deberá sujetar el pie ejerciendo una ligera fuerza con el pulgar sobre la superficie plantar de la cabeza del quinto metatarsiano y utilizará el pulgar de la mano contralateral para localizar el eje de la ASA. Este proceso se inicia en el talón. El explorador ejercerá con el pulgar una fuerza paralela al plano sagital del paciente sobre la superficie plantar del talón para simular los efectos de las fuerzas de reacción del suelo sobre el eje de rotación de la ASA en bipedestación. Cuando la fuerza ejercida por el pulgar se localice medial al eje de rotación de la ASA se generará un movimiento de supinación del pie y el explorador notará como el antepie se invertirá en relación a la pierna del paciente. Cuando la fuerza se localice lateral al eje de rotación de la ASA se generará un movimiento de pronación del pie y el explorador notará como el antepie se coloca en eversión en relación a la pierna del paciente. El explorador deberá continuar ejerciendo fuerzas sobre la superficie plantar del talón hasta que la fuerza ejercida no genere ningún movimiento. Este punto de no movimiento se marcará ya que coincide con la región por la que pasa el eje de rotación de la articulación subtalar (cuando se aplica una fuerza directamente sobre el eje de rotación no hay movimiento porque el valor del brazo de momento es cero). Una vez que se localiza el eje de rotación de la ASA en el talón, se realiza la misma operación en las zonas de mediopie y de antepie para poder trazar una línea que una estos puntos y determinar así la proyección del eje de rotación de la ASA sobre la superficie plantar del pie. Tomando como base las observaciones realizadas en más de 2000 pacientes, el Dr. Kirby encontró que el eje de la ASA se dirigía desde una localización postero-lateral del talón al primer espacio intermetatarsal en aquellos pacientes que presentaban un pie con patrones de normalidad en la exploración clínica y de la marcha. Así pues, utilizando estas observaciones estableció ésta como la localización normal del eje de rotación de la ASA, si bien no coincidía con la ubicación descrita por Manter (103) quien señalaba que el eje de la ASA tenía una orientación que se dirigía desde la región postero-lateral del calcáneo a la región medial del primer cuneiforme muy cerca de la base del primer metatarsiano.

Como variaciones de a la situación de normalidad del eje de rotación de la ASA, el Dr. Kirby definió la presencia de un eje de rotación de la ASA con una orientación medializada y un eje de rotación de la ASA con una orientación lateralizada. Cuando presenta una orientación medializada el eje de rotación de la ASA se caracteriza por tener una orientación más perpendicular con el plano sagital (mayor angulación con la línea media del pie). Así la parte distal del eje de rotación de la ASA se proyectará por cualquiera de las estructuras anatómicas

que quedan proximales al sesamoideo medial (diáfisis y base del primer metatarsiano, cuneiforme medial, escafoides) de forma que la superficie plantar del pie que queda lateral al eje de rotación de la ASA aumenta y la superficie plantar medial a este eje disminuye. Las fuerzas de reacción del suelo generaran un momento de fuerza pronador de mayor magnitud y un momento de fuerza supinador de menor magnitud que en condiciones de normalidad. La medialización del eje de rotación de la ASA también tendrá efectos sobre las acciones musculares. Los músculos que se localizan mediales verán como disminuye su distancia al eje de rotación (menor brazo de momento) y los músculos que se localizan laterales al eje de rotación tendrán un incremento de su distancia al eje (mayor brazo de momento). En consecuencia la magnitud de los momentos de fuerza generados por la acción muscular será menor en la musculatura supinadora y mayor en la musculatura pronadora.

Por su parte, el eje de rotación de la ASA desviado hacia lateral se caracteriza porque su parte distal se proyecta por cualquiera de las estructuras que se localizan laterales al sesamoideo fibular (cabeza de metatarsianos centrales o espacios intermetatarsianos segundo y tercero) de manera que la superficie medial al eje de rotación se incrementa y la superficie lateral disminuye. De forma paralela los músculos que se insertan en regiones anatómicas mediales al eje de la ASA verán cómo se incrementa su distancia con dicho eje de rotación (mayor brazo de momento) y los músculos que se insertan en regiones anatómicas laterales a este eje de rotación tendrán una disminución de su distancia al eje (menor brazo de momento). En estas circunstancias, será mayor la magnitud de los momentos de fuerza supinadores que la magnitud de los momentos de fuerza pronadores que se generan tanto por la acción de las fuerzas de reacción del suelo como por la acción contráctil de la musculatura.

Payne y col (119) en 2003 valoraron la fiabilidad interobservador de la técnica descrita por Kirby para localizar el eje de la ASA. Dos observadores independientes y con experiencia evaluaron a 47 sujetos y localizaron le eje de la ASA en la superficie plantar del pie. Marcaron el eje con un rotulador para poder trasladar este eje a una pedigráfica que utilizaban para trazar la línea media del pie. Se midió el ángulo que formaba el eje de la ASA con la línea media del pie, la distancia del punto de intersección de ambas líneas con el borde postero-central del talón y la distancia entre el eje de la articulación subtalar con el borde lateral de la cabeza del quinto metatarsiano. El coeficiente de correlación interclase obtenido mostro una buena fiabilidad en las tres mediciones [ICC 0.86 (0.67-0.97), 0.81 (0.69-0.92) y 0.79 (0.65-0.86) respectivamente]. De Schepper y col (120) encontraron también una fiabilidad intraobservador alta (ICC de 0.72 a 0.93). Sin embargo encontraron una alta variabilidad interobservador ($k= 0.243 - 0.494$). Los exploradores que participaron en el estudio tenían diferentes grados de experiencia en la

aplicación de la técnica y esta situación podría explicar la variabilidad obtenida interobservador. Recientemente Van Alsenoy y col (121,122) demostraron que esta técnica de localización del eje de rotación de la ASA tiene una alta precisión. Determinaron el eje de rotación de la ASA utilizando los datos cinemáticos tridimensionales y compararon su localización con la localización del eje obtenida por cuatro exploradores mediante la técnica descrita por Kirby. Los resultados mostraron que la técnica de Kirby localizaba la posición del eje de rotación con una precisión de 0º-2º y de 1-4 mm. En cuanto a la ubicación exacta del eje de la ASA, no se encontraron diferencias significativas entre los resultados determinados por los diferentes exploradores y el cálculo utilizando los datos cinemáticos. Los resultados muestran que la técnica de ubicación del eje de rotación de la ASA descrita por Kirby es válida y fiable y podría constituir una herramienta estándar en el examen de los pacientes con trastornos patológicos del pie y de la extremidad inferior.

Como ya se ha señalado, desde un punto de vista físico cualquier cuerpo se encontrará realizando un movimiento rotacional mientras que los momentos de fuerza que generan el movimiento sean de mayor magnitud que los momentos de fuerza que se oponen al movimiento. Sin embargo, cuando ambos momentos de fuerza se igualan (el sumatorio de los momentos de fuerza que generan movimiento y de los momentos de fuerza que se oponen al movimiento es igual a cero) el cuerpo dejará de realizar un movimiento rotacional y se encontrará en una situación de equilibrio rotacional (111). Partiendo de este principio físico y tomando el eje de rotación de la ASA como el punto alrededor del cual se realizan los movimientos de pronación y supinación del pie, Kirby (113, 123) desarrolló su concepto biomecánico de equilibrio rotacional alrededor del eje de rotación de la ASA, según el cual el pie tiende a encontrar una situación de equilibrio rotacional tanto en bipedestación como en cualquiera de los distintos momentos que componen el ciclo de la marcha. Sin embargo esta situación de equilibrio rotacional rara vez se consigue exclusivamente a expensas de la acción de las fuerzas de reacción del suelo o del calzado (fuerzas externas), sino que suele conseguirse a través de la acción de las fuerzas internas, entre las que cabe citar la acción concéntrica y excéntrica de los músculos, las fuerzas compresivas que soportan las estructuras óseas y las fuerzas tensiles que soportan estructuras pasivas como los tendones, ligamentos, fascia plantar y cápsulas articulares. Así, por ejemplo, cuando un paciente en posición de bipedestación presenta 12º de valgo cuando medimos el valor de la PRCC, nos está indicando que las fuerzas externas generan un momento de fuerza pronador de mayor magnitud que el momento de fuerza supinador, por lo que ha realizado un movimiento de pronación hasta que el momento de fuerza generado por las fuerzas internas ha equilibrado el sistema. La posición de pronación

que observamos en el paciente del ejemplo es el punto en el que el sistema ha encontrado su equilibrio rotacional. Este mismo ejemplo sería extrapolable a la dinámica, pero en este caso la situación de equilibrio rotacional que se obtiene no sería duradera ya que inmediatamente se pierde, como consecuencia del desplazamiento anterior del centro de masas, generándose constantes situaciones de equilibrio y desequilibrio. Según el modelo propuesto por Kirby la patología del pie no se desarrollaría tanto por la posición del pie sino por la magnitud de las fuerzas tensiles o compresivas que soportan las estructuras anatómicas del pie para poder conseguir que el pie se encuentre en una situación de equilibrio rotacional. Este constituye un cambio muy importante en el concepto de la patología del pie ya que implica entender que la patología del pie se genera por las fuerzas que soportan las estructuras anatómicas del pie como respuesta a la acción de las fuerzas externas que soporta el pie (especialmente las fuerzas de reacción del suelo, pero también las fuerzas de reacción del calzado). Esta idea está en contraposición con los conceptos previos que entendían que la patología del pie derivaba de la posición que tiene fruto de los movimientos anómalos que realizaba.

El modelo biomecánico de función del pie descrito por Kirby, fue complementado por Fuller en 1999 con la incorporación del concepto físico de centro de presiones que permitía comprender de forma más sencilla y clara el efecto mecánico de las fuerzas de reacción del suelo sobre el eje de rotación de la ASA (124). Se denomina centro de presión de un cuerpo al punto sobre el cual se debe aplicar la resultante de sumar todas las fuerzas ejercidas por el campo de presión sobre ese cuerpo para que el efecto de la resultante sea igual a la suma de los efectos de las presiones. Se trata de un concepto que no necesariamente ha de coincidir con el centro geométrico, el centro de masas o el centro de gravedad del cuerpo. Tampoco coincide con el punto de máxima presión ni debe confundirse con este concepto (111). El centro de presión es un concepto muy útil cuando se analizan los efectos mecánicos de las fuerzas de reacción del suelo sobre cualquier articulación ya que permite concentrar todas las fuerzas de reacción del suelo en un sólo punto de acción sobre la superficie plantar del pie.

Así pues, cuando el centro de presiones se localiza medial al eje de rotación de la ASA, el efecto de las fuerzas externas (reacción del suelo y del calzado) genera en su conjunto un momento de fuerza supinador que deberá ser contrarrestado con un momento de fuerza pronador generado por el trabajo activo y pasivo de las estructuras anatómicas del pie que se localizan laterales al eje de rotación de la ASA. Cuanto más alejado del eje de rotación de la ASA se encuentre el centro de presiones mayor magnitud tendrá el momento de fuerza supinador que soporta la articulación y, por consiguiente, mayor fuerza tensil o compresiva deberán soportar las estructuras anatómicas laterales al eje de rotación de la articulación subtalar. Las estructuras

que contribuyen de forma más importante a generar momentos de fuerza pronadores alrededor del eje de rotación de la ASA es la musculatura peronea. Por contra, cuando el centro de presiones se localizaba lateral al eje de rotación de la ASA el efecto de las fuerzas externas (reacción del suelo y del calzado) genera en su conjunto un momento de fuerza pronador que deberá ser contrarrestado con un momento de fuerza supinador generado a costa de la acción activa y pasiva de las estructuras anatómicas del pie que se localizan mediales al eje de rotación de la ASA. Cuanto más alejado del eje de rotación de la ASA se encuentre el centro de presiones mayor magnitud tendrá el momento de fuerza pronador que soporta la articulación y, por consiguiente, mayor fuerza tensil o compresiva deberán soportar las estructuras anatómicas mediales al eje de rotación de la ASA. Aunque todas las estructuras anatómicas mediales al eje de rotación de la ASA contribuyen de forma sinérgica a desarrollar momentos de fuerza supinadores, lo cierto es que no todas tienen un brazo de momento de la misma longitud. En este sentido Fuller señala que las estructuras que más contribuyen a generar momentos de fuerza supinadores son la fascia plantar y el tendón del tibial posterior a través de las fuerzas tensiles que soportan y el seno del tarso a través de la fuerza compresiva que soporta (aunque no se encuentra medial al eje de rotación subtalar, el cierre completo del seno del tarso se produce cuando se ha llegado al máximo rango de movimiento de pronación subtalar, por lo que se considera que la fuerza compresiva que genera el choque entre astrágalo y calcáneo como una fuerza que genera momentos supinadores toda vez que impide que la articulación subtalar siga pronando).

Además de las localizaciones medial o lateral del centro de presiones en relación al eje de rotación de la articulación subtalar, Fuller también describe una tercera posibilidad y es cuando el centro de presiones se localiza debajo del eje de rotación de la ASA. Señala que esta sería una situación ideal ya que las fuerzas de reacción del suelo no generarían momento de fuerza sobre la ASA (al existir un brazo de momento igual a cero). Por consiguiente las estructuras anatómicas no soportarían fuerzas tensiles o compresivas para contrarrestar el momento de fuerza que generan las fuerzas externas. Estos pies son los que menos riesgo de desarrollar patología del pie.

En 1995 McPoil y Hunt (125) publicaron un trabajo de revisión en el que cuestionaban el modelo biomecánico propuesto por Root y si este era el correcto para la valoración clínica del pie ya que se fundamentaba en una serie de premisas que estaban siendo cuestionadas como los criterios de alineación normal del pie, la fiabilidad de la técnica de medición de estos criterios de alineación normal del pie o la posición que tiene la articulación subtalar durante el segundo y tercer rocker del ciclo de la marcha. Como alternativa para la evaluación y tratamiento de la

patología del pie y tobillo los autores propusieron un nuevo concepto que denominaron estrés de tejidos. Según este concepto la valoración del pie no debe enfocarse a la obtención de datos cuantitativos que permitan establecer criterios de normalidad sino más bien a identificar los tejidos del pie que están sometidos a mayor fuerza deformante (bien tensil o bien compresiva) porque estos son los que tienen mayor riesgo de sufrir lesión. Así pues, aunque la morfología del pie no la consideran patológica “per se”, si indican que según sea la morfología del pie las estructuras anatómicas que sufrirán mayor magnitud de fuerza deformante serán unas u otras.

Tomando como referencia este concepto de estrés de tejidos, Fuller (124) señala que podemos predecir clínicamente si el paciente presenta un centro de presiones lateral o medial al eje de rotación de la ASA, así como hacernos una idea de la magnitud del momento de fuerza que genera. Cuando el centro de presiones se localiza medial al eje de rotación de la ASA la musculatura peronea será la principal encargada de generar un momento de fuerza pronador que equilibre el sistema. Por tanto con el paciente en bipedestación los tendones peroneos se hacen visibles y al palparles podemos notar un incremento de su tono como manifestación del incremento de fuerzas tensiles que soportan. En cambio cuando el centro de presiones se localice lateral al eje de rotación de la ASA el paciente contrarresta el momento de fuerza pronador que se genera por la acción de las fuerzas externas mediante la acción sinérgica de las estructuras anatómicas mediales a dicho eje de rotación. Sin embargo Fuller señala que en algunos pacientes podemos identificar claramente una estructura como la que más contribuye a contrarrestar el momento de fuerza pronador. Así cuando es la fascia plantar (Fuller lo define como pie fascial), notaremos un incremento de la tensión que soporta la fascia plantar al palparla mientras el paciente se encuentra en bipedestación. Relaciona este hallazgo con un mayor riesgo para desarrollar patología de fascia plantar y de la 1ª AMTF. Cuando es el tibial posterior notaremos como el tono de su tendón se incrementa notablemente debido a las fuerzas tensiles que soporta con el paciente en bipedestación. Señala que estos pies, que define como pie tibial posterior, tienen mayor riesgo de desarrollar tendinopatías de tibial posterior y pies planos valgus asociados a disfunción del tendón del tibial posterior. Finalmente señala que en algunos pies es el seno del tarso la estructura que mayor contribución realiza para contrarrestar el momento de fuerza pronador y estos pies, que denomina pies seno del tarso, tienen mayor riesgo de desarrollar síndromes del seno del tarso. Son pacientes que en bipedestación se encuentran con la ASA en su máximo rango de pronación por lo que si les solicitamos que pronen la articulación subtalar no podrán hacerlo (test de máxima pronación patológico).

La importancia que otorgan McPoil y Hunt (125) a la tensión que soportan los tejidos en el desarrollo de la patología de pie les llevo a afirmar que su modelo de estrés de tejidos podría servir como base para el desarrollo de un nuevo paradigma de exploración física y enfoque terapéutico de los pacientes que presentan alguna dolencia del pie. En la actualidad el modelo de estrés de tejidos constituye un método eficiente para la valoración clínica de los pacientes y para establecer estrategias de tratamiento de las patologías de pie de la extremidad inferior. Los conceptos de ubicación espacial del eje de rotación de la ASA, localización del centro de presiones y equilibrio rotacional propuestos por Kirby y Fuller (113,123,124) han ayudado a explicar de forma coherente tanto el funcionamiento mecánico del pie como el mecanismo que lleva a desarrollar una tensión anómala en las diferentes estructuras anatómicas del pie y del miembro inferior. Pero no solo ayuda a explicar porque una estructura anatómica soporta una tensión anómala que la lleva a sufrir un daño local, sino que también puede predecir el efecto de las medidas terapéuticas sobre las fuerzas que soportan los tejidos, permitiendo de esta forma elegir el abordaje terapéutico más eficaz para normalizar la tensión que soporta la estructura anatómica dañada con el fin de conseguir su curación y minimizar la presencia de efectos mecánicos indeseables durante las actividades de carga que realiza el paciente.

3.2.5. Análisis Cinético y Cinemático del mecanismo de Windlass.

3.2.5.1. Diagramas de cuerpos libres.

Un diagrama de cuerpo libre es una herramienta que utilizan con frecuencia los físicos y los ingenieros cuando quieren analizar gráficamente las fuerzas que actúan sobre una estructura. No es más que un esquema del sistema que se quiere analizar y de las fuerzas que actúan en él. Estos diagramas facilitan la identificación de las fuerzas y los momentos de fuerza que actúan sobre una estructura así como las fuerzas internas que está soportando la estructura. Es un concepto sencillo que presenta, no obstante, algunas propiedades y características:

- Un diagrama de cuerpo libre es una imagen que representa el sistema que deseamos analizar. Así pues, se muestra aislado (“libre”) de su medio ambiente por lo que en el diagrama de cuerpos libres no deben representarse aquellas cosas que están cerca o que tocan el sistema que es objeto del análisis.
- Un diagrama de cuerpo libre puede estar constituido por un cuerpo rígido aislado, un cuerpo deformable aislado o por partes de los mismos. Se puede dibujar cualquier colección de materiales que puedan identificarse. No debemos asimilar la palabra

“cuerpo” a un objeto estándar, sino debemos entenderla como un sistema. Así mismo, el diagrama de cuerpo libre puede ser un subsistema del sistema general.

- El diagrama de cuerpo libre de un sistema muestra las fuerzas y momentos de fuerza que actúan sobre el sistema. Estas fuerzas y momentos de fuerza se muestran en el diagrama de cuerpo libre en los puntos donde se aplican.
- Las fuerzas de cuerpo son aquellas fuerzas que actúan en el interior de un cuerpo desde objetos fuera del cuerpo. Lo mejor es dibujar las fuerzas de cuerpo en el interior del cuerpo, en el centro de la masa que representa correctamente el efecto neto de las fuerzas de cuerpo
- El diagrama de cuerpo libre muestra todas las fuerzas externas que actúan sobre el sistema, pero no hay fuerzas internas. Las fuerzas entre objetos dentro del sistema no se muestran
- El diagrama de cuerpos libres no muestra nada sobre el movimiento. Las velocidades, fuerzas inerciales y fuerzas de aceleración no se ven en un cuerpo libre diagrama.

A la hora de dibujar un diagrama de cuerpos libres lo primero que debemos identificar y tener claro son el objeto o grupo de objetos que queremos analizar. Una vez que tenemos claro cuál es nuestro sistema, debemos realizar un boceto o esquema simple del mismo. Debemos eliminar del dibujo todos aquellos elementos que interactúen con nuestro sistema. Estos elementos se “cortan” y se sustituyen por una representación de la fuerza o momento de fuerza que ejercen sobre el sistema. La fuerza de la gravedad se representa en el sistema en el centro de masas del mismo o en el centro de masas de cada una de las partes del sistema (126).

A la hora de representar las fuerzas que ejercen sobre el sistema los elementos que se cortan debemos tener algunas consideraciones. Así, cuando alguno de los elementos que se eliminan para aislar el sistema está constituido por múltiples elementos cada uno de los cuales ejerce por sí mismo una fuerza, en vez de representar un vector de fuerza por cada uno de los elementos se sustituyen estos por un sistema de fuerzas. De esta forma el sistema de fuerzas se sustituye en el diagrama de cuerpos libres por una fuerza equivalente al mismo. Un ejemplo sencillo que permite comprender bien esta situación sería una cuerda que a su vez está formada por múltiples fibras. Cada una de estas fibras por sí misma ejerce una fuerza sobre el sistema por lo que al suprimir la cuerda deberíamos de dibujar un vector de fuerza por cada una de las fibras eliminadas. Sin embargo, como en los diagramas de cuerpo libre sólo interesa la fuerza o el momento de fuerza total, en vez de dibujar los múltiples vectores de fuerza se representa un único vector de fuerza equivalente al sistema de fuerzas que consta de todas las fuerzas de las

fibras. Esta misma situación es aplicable a estructuras anatómicas como los ligamentos, tendones o músculos que se encuentran formados por haces de fibras (126).

Otra consideración que debe tenerse en cuenta a la hora de dibujar las fuerzas o momentos que actúan sobre un sistema está relacionada con la tercera ley de Newton. Es importante evitar el error de dibujar el vector de la fuerza reactiva que ejerce el cuerpo libre sobre los objetos que se han eliminado para aislar el sistema. La única fuerza importante para el diagrama de cuerpos libres es la que ejerce el objeto eliminado sobre el sistema (126). Por ejemplo, si se está elaborando un diagrama de cuerpo libre del primer metatarsiano, la fuerza de la falange proximal que actúa sobre la cabeza del primer metatarsiano sería dibujado, pero no la fuerza de reacción desde el primer metatarsiano que actúa sobre la falange proximal.

3.2.5.2. Aplicación de las técnicas de modelaje al análisis del mecanismo de Windlass.

Cuando se dibuja un diagrama de cuerpos libres ya se ha comentado que debemos aislar la estructura o estructuras que pretendemos analizar. El pie es una estructura muy compleja constituida por numerosos huesos que se encuentran unidos a través de las articulaciones y en los que se insertan numerosos tendones, músculos y ligamentos. Si queremos diseñar un diagrama de cuerpos libres que nos permita analizar el mecanismo de windlass del pie será necesario simplificar la estructura. El mecanismo de windlass tal y como lo describió Hicks (105) produce cambios en la posición de las estructuras óseas que conforman el arco interno como consecuencia de la acción de la fascia plantar. Por tanto para la cuestión que nos ocupa podemos comparar la estructura del pie en el plano sagital a un arco con dos o más segmentos rígidos unidos entre sí por una articulación. Estos segmentos rígidos mantienen su posición arqueada gracias a una estructura que une los segmentos rígidos y soporta las fuerzas de tensión (banda de tensión). Cuando eliminamos la banda de tensión los elementos rígidos pierden su posición arqueada y se hunde el arco. Los segmentos rígidos serían las estructuras óseas y la banda de tensión sería la fascia plantar que ha demostrado ser una estructura que soporta fuerzas tensiles y que su sección conduce al aplanamiento del arco interno del pie (20,27-29). Cuando aplicamos una fuerza sobre esta estructura con forma de arco se genera en ambos extremos del arco una fuerza de reacción. Ambas fuerzas (fuerzas externas) generan un par de fuerzas que tiende a generar un movimiento de los segmentos rígidos. Sin embargo no se produce ningún movimiento de los segmentos rígidos y esto se debe a la acción de las fuerzas internas. Estas fuerzas internas son por un lado la fuerza tensil que soporta la banda de tensión como consecuencia de la tendencia que tienen los cuerpos rígidos a separarse por la acción del par de

fuerzas externo. Por otro lado están las fuerzas compresivas que se generan en la región superior de los segmentos óseos como consecuencia de la fuerza que ejerce la banda de tensión sobre su región inferior y que tiende a aproximarles. Estas dos fuerzas presentan sentido contrario por lo que se forma un par de fuerzas interno. El momento de fuerza neto que se genera es cero (momento de fuerza que genera el par de fuerzas externo es igual al momento de fuerza que genera el par de fuerzas interno) y esta es la explicación de que no se produzca ningún movimiento aunque se ejerzan fuerzas externas deformantes sobre el sistema (Figura 1).

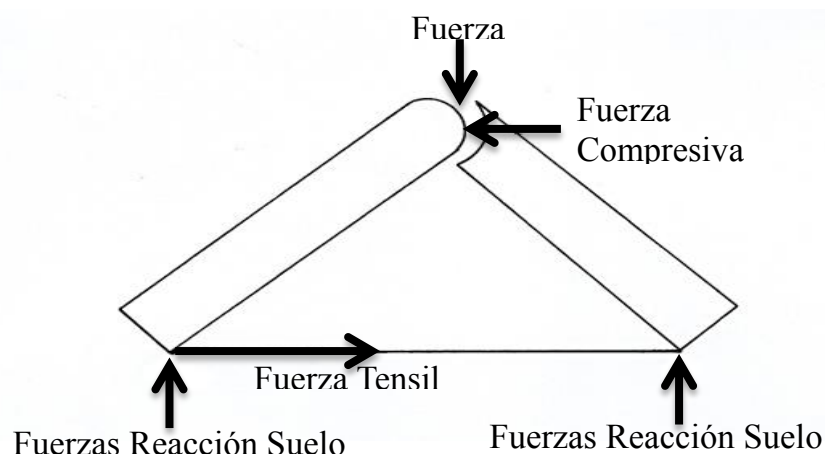


Figura 1. Diagrama de cuerpos libres representando la acción de las fuerzas externas e internas sobre dos segmentos rígidos que simulan una estructura con forma de arco. El modelo mantiene la estructura arciforme gracias a la acción de las fuerzas internas. La fuerza tensil de la banda que une ambos cuerpos rígidos a través de sus extremos distales y la fuerza compresiva que soportan los cuerpos rígidos en sus extremos proximales. Estas fuerzas generan un momento de fuerza de la misma magnitud y de sentido contrario al momento de fuerza que generan las fuerzas externas que actúan sobre el sistema. De esta forma el momento neto que soporta el sistema es cero y se mantiene en una posición e equilibrio.

Este modelo de arco que se ha descrito puede utilizarse para explicar los cambios que se producen en el pie como consecuencia de la instauración del mecanismo de windlass. Únicamente deberían añadirse algunos matices al modelo. Los segmentos rígidos se mantienen unidos por una articulación en su extremo superior que permite el movimiento entre ambos. Sin embargo, en el extremo distal de uno de los segmentos rígidos debe colocarse un tambor redondeado que se une a través de un eje. La banda de tensión se unirá directamente al extremo inferior de uno de los segmentos rígidos mientras al otro segmento rígido la unión se realizará a través del tambor. En este caso la fuerza que ejerce la banda de tensión sobre este segmento rígido no se hace directamente sino a través del eje que une el segmento rígido al tambor. Sin

embargo, la localización de la fuerza es la misma. De esta forma al girar el tambor se producirá un enrollamiento de la banda de tensión alrededor del mismo lo que llevará a un acortamiento de la misma y a un incremento de la fuerza tensil que soporta. Como los segmentos rígidos mantienen su misma forma, el par de fuerzas interno que se genera en la estructura aproximará los bordes inferiores de los segmentos rígidos que constituyen la base del arco y se producirá un incremento en la altura del mismo (110) (Figura 2).

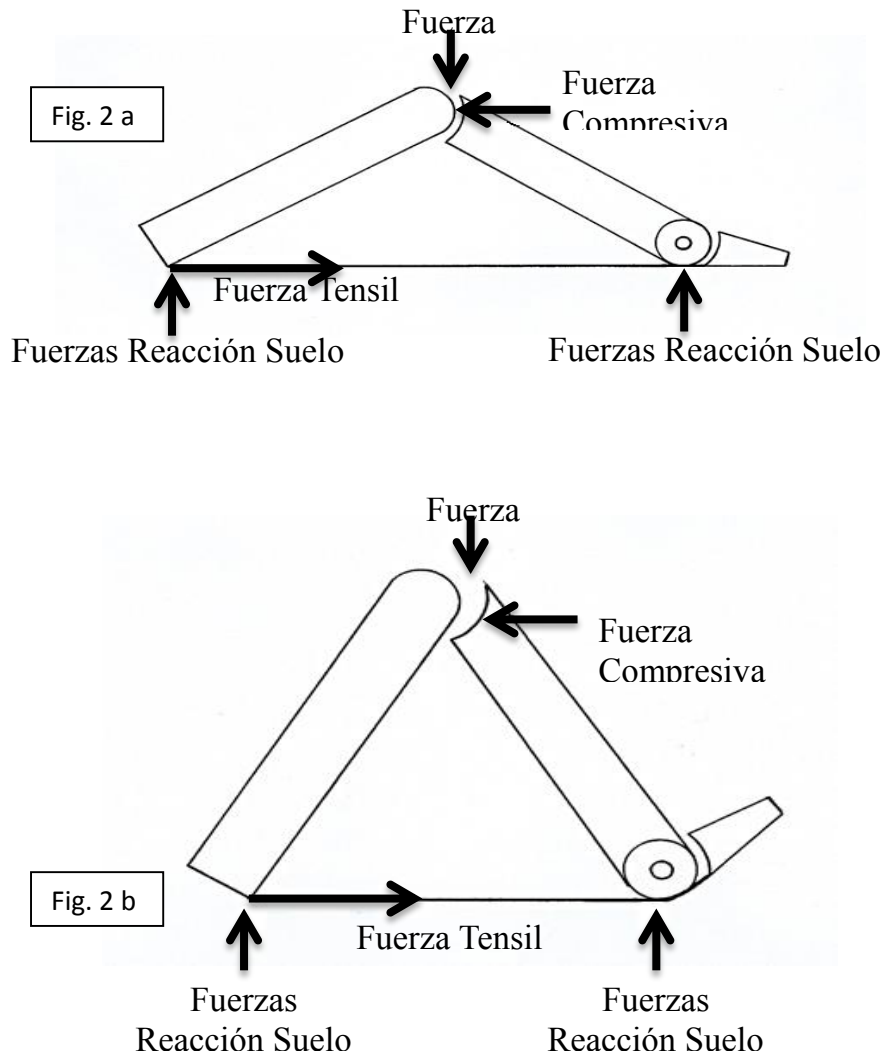


Figura 2. Representación esquemática de los cambios que se producen en la altura y longitud del arco longitudinal interno utilizando un diagrama de cuerpos libres. En la figura a) se representa el sistema en una situación de equilibrio como la que se ha descrito en la figura 1. En la figura b) se observa el incremento de altura del arco interno y su acortamiento a consecuencia de la FD del hallux. Esta situación genera un incremento de la fuerza tensil en la banda que une los segmentos rígidos y produce un aumento de la magnitud del momento de fuerza que generan las fuerzas internas. De esta forma se rompe la situación de equilibrio descrita en la figura a) y se genera un movimiento de ambos cuerpos rígidos que tiende a aproximarlos.

Para una mejor comprensión de los aspectos mecánicos que se producen en el mecanismo de windlass debemos asumir que las estructuras óseas del pie van a tener un comportamiento de sólido rígido. Entendemos como un sólido rígido un conjunto de puntos del espacio que se mueven de tal manera que no se altera la distancia entre ellos sea cual sea la fuerza actuante. Dicho en otras palabras, un sólido rígido se considera como una estructura que no sufre deformaciones ante la acción de una fuerza o un momento de fuerza (111). Esta situación no es cierta en la realidad, ya que el tejido óseo si sufre deformaciones ante la acción de las fuerzas que actúan sobre él. Sin embargo la mecánica de un sólido rígido aplicada al mecanismo de windlass permite comprender las situaciones de equilibrio y movimientos que se producen en el pie durante la fase propulsiva del ciclo de la marcha. En lo que respecta a la idea de modelar el pie (o parte de él) como un cuerpo rígido, Nigg (127) ha observado que en el campo de la biomecánica, el concepto cuerpo rígido puede ser válida cuando las deformaciones de las diferentes partes que conforman la estructura de interés son insignificantes en relación con el movimiento de la estructura como un todo.

Otro aspecto que debemos tener presente es que el mecanismo de windlass se produce durante el tercer rocker de la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha. Es imprescindible que la 1ª AMTF esté realizando un movimiento de FD lo cual no ocurre durante el primer y segundo rocker de la fase de apoyo unipodal. Sin embargo, para poder explicar los efectos mecánicos del mecanismo de windlass de una forma más comprensible, vamos a asumir que el paciente se encuentra en una posición de bipedestación y se le realiza un test de Jack.

Cuando realizamos el test de Jack, el explorador ejerce una fuerza en la superficie inferior del hallux que busca producir un movimiento de FD de la 1ª AMTF. Este movimiento de FD de la articulación se asocia a un incremento de la fuerza tensil que soporta la fascia plantar. Esta fuerza tensil tenderá a llevar la falange proximal del hallux hacia proximal. Sin embargo este desplazamiento no se produce debido a la presencia del primer metatarsiano. La cabeza metatarsal generará una fuerza sobre la base de la falange proximal de la misma magnitud y dirección pero de sentido contrario a la fuerza que ejerce la fascia plantar. De esta manera se genera un par de fuerzas en la 1ª AMTF que generará un momento de fuerza que tiende a llevar al hallux a FP. En realidad lo que hace es contrarrestar la magnitud del momento de fuerzas externo que se ha producido al aplicar la fuerza el explorador y que tiende a llevar a FD a la 1ª AMTF. El momento de FP que se genera sobre la 1ª AMTF lo percibirá el explorador cuando realiza el test de Jack como una dificultad para llevar al hallux a una posición de FD. Sin embargo esta dificultad para realizar el movimiento de FD de la 1ª AMTF no es igual en todos los casos. Hay una alta variabilidad entre pacientes, de forma que en algunos casos nos encontramos muy

poca dificultad para llevar el hallux a una posición de FD y en otros pacientes existe una dificultad muy grande. Esta variabilidad en la resistencia al movimiento de FD de la 1ª AMTF está relacionada a las fuerzas internas que se generan en la articulación al realizar el mecanismo windlass. Para que la 1ª AMTF realice un movimiento de FD será necesario, pues, que la magnitud del momento de FD que se genera sobre la articulación sea de mayor magnitud que el momento de FP que generan las fuerzas internas. Esto se consigue incrementando la magnitud de la fuerza que el explorador aplica sobre la región plantar del hallux (Figura 3).

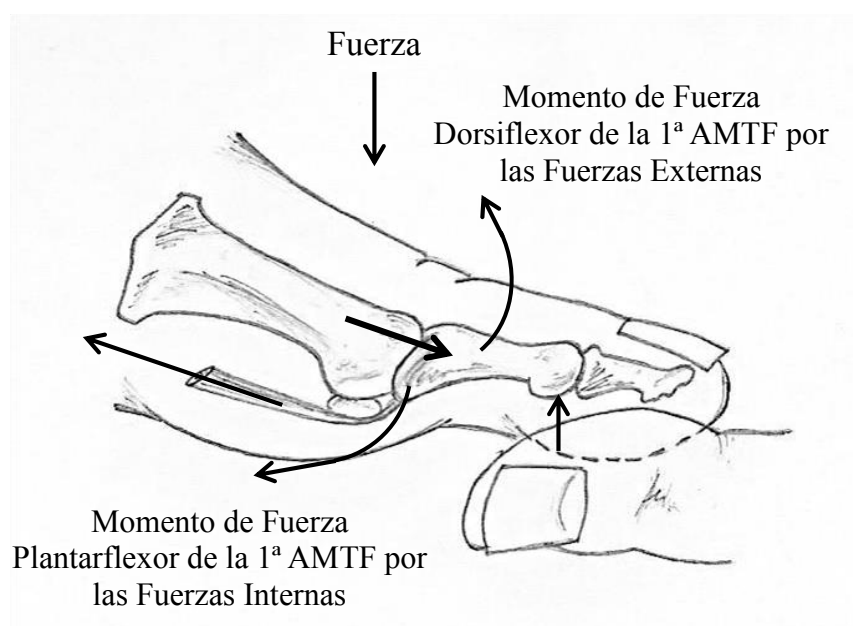


Figura 3. Momentos de fuerza que se generan en la 1ª AMTF al realizar el test de Jack. Para que el hallux realice un movimiento de FD será necesario que la magnitud del momento de fuerza de FD que generan las fuerzas externas sea de mayor magnitud que el momento de fuerza de FP que generan las fuerzas internas. Dicho en otras palabras, el momento neto que soporta la 1ª AMTF deberá ser de FD.

El incremento de tensión que se genera en la fascia plantar por el movimiento de FD de la 1ª AMTF lleva a la falange proximal del hallux a generar una fuerza compresiva sobre la cabeza del primer metatarsiano como consecuencia de la fuerza que ejerce la fascia sobre la base de la falange proximal del hallux que tiende a desplazarla hacia proximal. Esta fuerza compresiva tiende a desplazar hacia proximal al primer metatarsiano pero, como sucedía con la falange proximal del hallux, no se produce ningún desplazamiento por la presencia del cuneiforme medial que se articula con la base del primer metatarsiano. Aplicando la 3ª ley de Newton, el metatarsiano ejercerá una fuerza compresiva sobre el cuneiforme medial y este generará una

fuerza compresiva sobre la base del primer metatarsiano de la misma magnitud y dirección pero de sentido contrario. De esta manera la fuerza que ejerce la base de la falange proximal sobre la cabeza metatarsal y la que ejerce el cuneiforme medial sobre la base del metatarsiano forman un par de fuerzas que genera un momento de fuerza de FP sobre el primer metatarsiano. Cuanto mayor sea la distancia entre la línea de acción de estas fuerzas mayor será la magnitud de este momento de fuerza y viceversa (Figura 4).

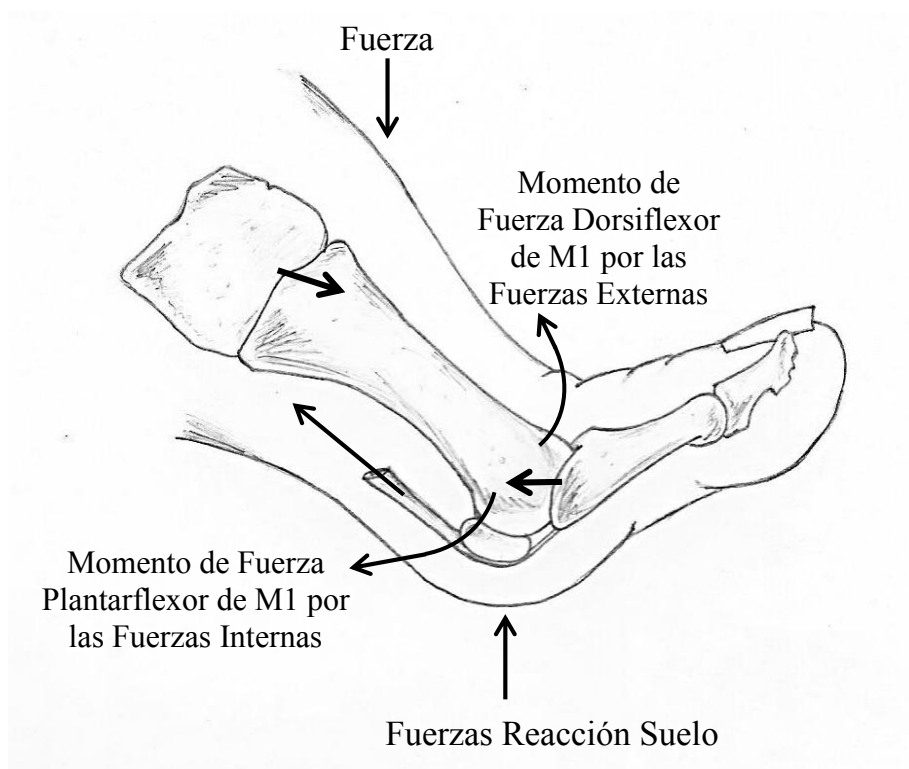


Figura 4. Momentos de fuerza que se generan sobre el primer metatarsiano al realizar el test de Jack. El mecanismo de windlass no se iniciará hasta que el momento de fuerza neto que soporta el primer metatarsiano sea de FP. En este momento se realizará un movimiento de FP del metatarsiano que acortará la longitud e incrementará la altura del arco longitudinal interno. Además el movimiento de FP del primer metatarsiano permite a la 1ª AMTF continuar realizando el movimiento de FD mediante deslizamiento de las superficies articulares lo que reduce la fuerza compresiva que se concentra en estas (sobre todo en la cabeza del primer metatarsiano).

El momento de FP que se genera por la acción de las fuerzas internas sobre el primer metatarsiano se ve contrarrestado por el momento de FD que se genera por la acción de las fuerzas externas. Estas fuerzas externas son el peso del paciente y las fuerzas de reacción del suelo que se generan bajo la cabeza del primer metatarsiano. Como sucedía con el momento de

fuerza de FP, cuanto mayor sea la distancia entre las líneas de acción de estas fuerzas mayor será la magnitud del momento de FD. Esta situación se favorece con la disminución del ángulo de inclinación del primer metatarsiano y viceversa. De ahí la importancia del ángulo de inclinación del primer metatarsiano en el mecanismo de windlass. Todas las situaciones estructurales que incrementen la rigidez al movimiento de FD de las articulaciones de la columna interna (por ejemplo pies cavos) favorecerán el momento de FP que generan las fuerzas internas sobre el primer metatarsiano y aquellas situaciones estructurales que disminuyan la rigidez al movimiento de FD de las articulaciones de la columna interna (pies planos, eje de ASA medializados, retracciones de tríceps sural) favorecerán el momento de FD que generan las fuerzas externas sobre el primer metatarsiano. Cuando el momento de fuerza neto que se genera sobre el primer metatarsiano es de FP se produce un desplazamiento de la cabeza hacia proximal y de la base hacia dorsal y distal. Dicho en otras palabras, se produce un acortamiento de la base del arco interno, una elevación de su altura y un movimiento de FD de la 1ª AMTF (Figura 4).

La FD de la 1ª AMTF produce un incremento de la fuerza tensil de la fascia plantar. Los estudios realizados con modelos de elementos finitos demuestran que es la inserción de la fascia en el calcáneo donde mayor tensión fascial se produce con la FD de la 1ª AMTF (36,109). Así pues, el incremento de la fuerza tensil en la fascia con la FD de la 1ª AMTF tiende a desplazar el calcáneo hacia distal. No se genera desplazamiento por la acción de los ligamentos interóseos astrágalo-calcáneos y por las fuerzas compresivas que genera el cuboides sobre el calcáneo. Paralelamente, a nivel de la columna medial la primera cuña no se desplaza en sentido proximal ante la acción de la fuerza compresiva que ejerce el primer metatarsiano sobre ella por la presencia del escafoides. Se genera una fuerza compresiva retrógrada del cuneiforme medial sobre el escafoides que se la transmite, a su vez, al astrágalo. Este es el único hueso que si puede realizar un desplazamiento ante la acción de las fuerzas compresivas que recibe del escafoides.

La fuerza compresiva que recibe el astrágalo y la fuerza que ejerce la fascia sobre la tuberosidad plantar calcánea conforman un nuevo par de fuerzas interna que tiene a llevar a la ASA a realizar un movimiento de supinación y a la pierna un movimiento de rotación externa como consecuencia del acoplamiento cinemático que existe entre el retropié y la pierna (Figura 5a). No obstante, para que la ASA pueda realizar el movimiento de supinación es necesario que el astrágalo se encuentre alineado con las estructuras óseas de la columna medial, en especial con escafoides. Cuando el astrágalo se encuentra en una posición de marcada FP nos encontramos que las líneas de acción de la fuerza que ejerce el escafoides sobre el astrágalo y la fuerza que ejerce la fascia plantar sobre el calcáneo se aproximan por lo que disminuye la magnitud el

momento supinador sobre la ASA, dificultándose así que la articulación subtalar se supine al hacer la FD de la 1ª AMTF. Esto explicaría la observación que hizo Jack al describir su maniobra de toe raising test (101). Aquellos pies que presentaban una ruptura de la línea de Meary a nivel de la articulación astrágalo-escafoidea no modificaban la altura del arco interno al hacer FD de la 1ª AMTF (Figura 5b).

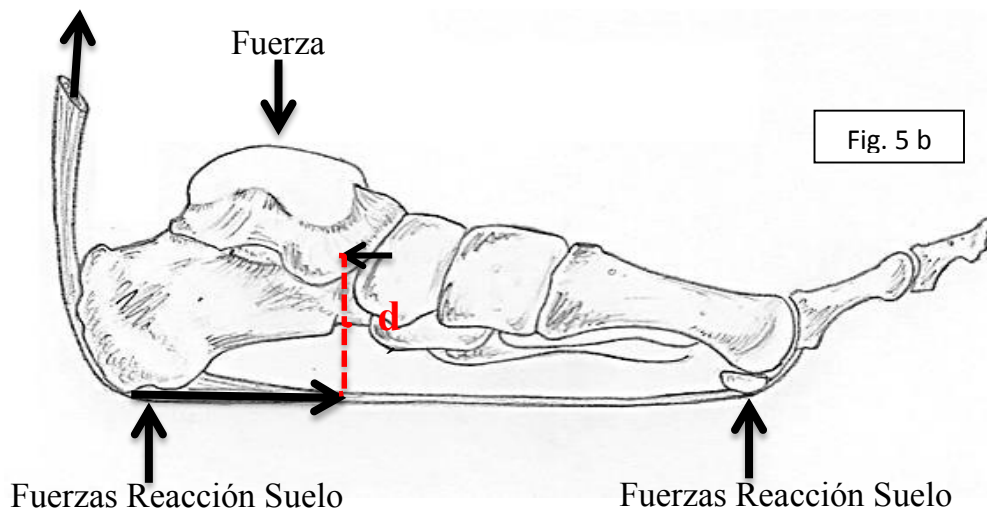
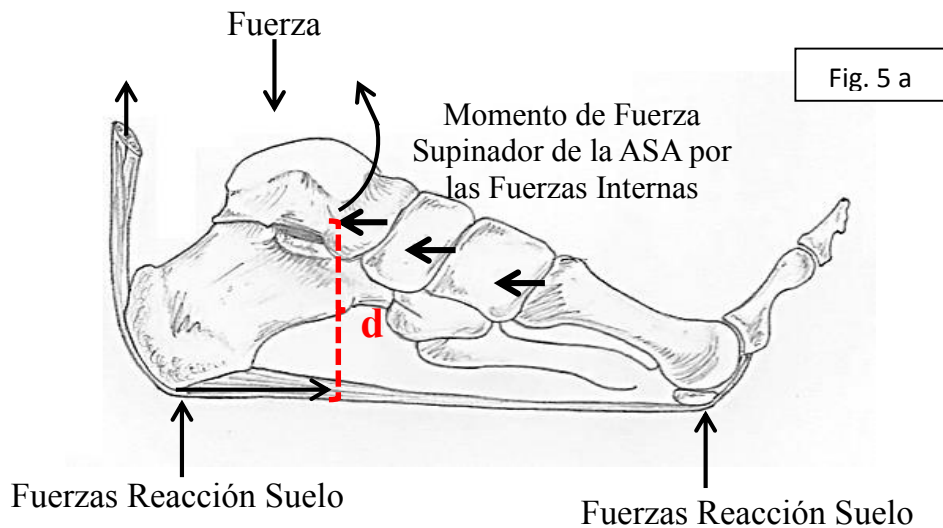


Figura 5. Efecto sobre la ASA de las fuerzas internas que se generan en el pie al realizar la FD de la 1ª AMTF. En la figura a) se representa el momento de fuerza supinador que soporta la ASA por la acción de las fuerzas internas. En la figura b) se representa el efecto que tiene la desaxación astrágalo – escafoidea en el plano sagital como consecuencia de la pronación de la ASA. La distancia entre las líneas de acción de las fuerzas internas (d) se reduce significativamente. Esta situación lleva a una disminución de la magnitud del momento de fuerza supinador que generan las fuerzas internas sobre la ASA. De esta forma, el momento neto que soportará la ASA será pronador lo que explica la deficiente o nula instauración del mecanismo de windlass que se puede observar en los pies muy pronados.

De igual forma encontramos que cuando el astrágalo se encuentra muy adducido en relación con el escafoides, la fuerza que realiza este sobre la cabeza astragalina tenderá a llevar el astrágalo a mayor addución. En condiciones de normalidad (astrágalo normoalineado con escafoides) al realizar la FD del hallux se produce una fuerza compresiva retrógrada desde escafoides sobre astrágalo y una fuerza anterógrada tensil de la fascia sobre el calcáneo. Las líneas de acción de ambas fuerzas son paralelas ya que anatómicamente la banda medial de la fascia plantar y las estructuras óseas que conforman la columna interna del pie se encuentran superpuestos. En estas circunstancias el par de fuerzas que se forma no genera momento de fuerza adductor sobre el astrágalo. Sin embargo cuando el paciente presenta un eje de la articulación subtalar medializado el astrágalo presenta una desviación en addución en relación al escafoides, por lo que la fuerza compresiva se ejerce este sobre el astrágalo ya no tendrá una línea de acción paralela a la fuerza tensil que genera la fascia sobre el calcáneo. Esto lleva a que se genere un par de fuerzas adductor sobre el astrágalo que tiende a generar sobre la ASA un momento de fuerza pronador en vez de supinador. A mayor medialización del eje de rotación de la ASA, mayor distancia entre las líneas de acción de ambas fuerzas por lo que será mayor el momento adductor que soporta el astrágalo. Estas situaciones explican porque pacientes con el eje de la articulación subtalar medializado presentan una activación tardía del mecanismo de windlass o no llega a instaurarse (110) (Figura 6).

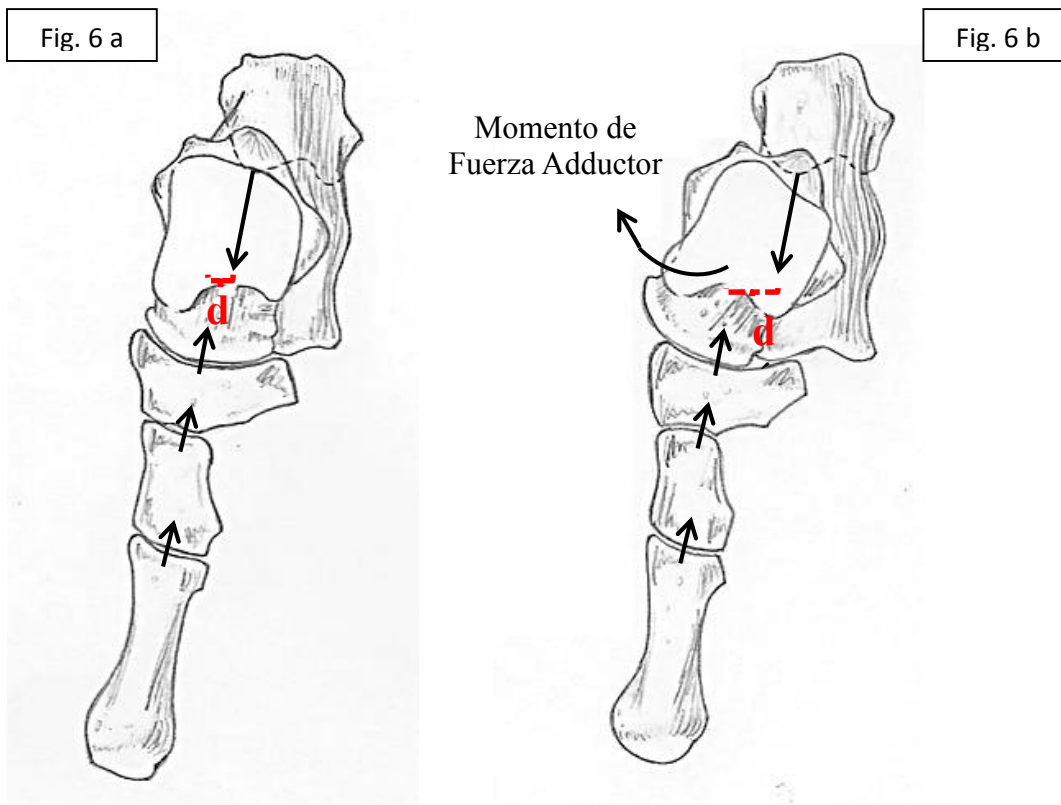


Figura 6. Efecto sobre la ASA de las fuerzas internas que se generan en el pie al realizar la FD de la 1ª AMTF. Plano transverso. Las desaxaciones astrágalo – escafoideas en el plano transverso llevan al astrágalo a colocarse en una posición de mayor adducción respecto al eje medio del pie. En esta situación la se aumenta la separación entre las líneas de acción (d) de las fuerzas internas que se generan sobre la ASA con la FD de la 1ª AMTF (compresivas de escafoides sobre astrágalo y tensiles de fascia sobre clacáneo). De esta forma la ASA soporta un momento de fuerza neto de adducción que impide su resupinación y la instauración del mecanismo de windlass (figura b)). En presenciade una correcta alineación astrágalo – escafoidea las líneas de acción de las fuerzas internas no generan momento de fuerza adductor (figura a)).

Estos aspectos que pueden derivarse del análisis mecánico del mecaniso de windlass mediante las técnicas de modelaje han sido corroborados por los estudios clínicos. Aquino y Payne (89) en su estudio sobre la valoración clínica del mecanismo de windlass encontraron que la posición de eje de rotación de la ASA ($p=0.0374$), la relación entre antepié y retropié ($p= 0.0475$) y el ratio entre el navicular drift y la longitud del pie ($p=0.0182$) podían considerarse como variables predictoras del establecimiento del mecanismo de windlass en dinámica. Así la presencia de un antepié supinado, un eje de la ASA medializado y un valor elevado del ratio entre navicular drift y longitud del pie fueron hallazgos que se asociaron con la no instauración del mecanismo de

windlass en dinámica. Otros trabajos también han correlacionado la pronación del retropié con la instauración del mecanismo de windlass. Kappel Bargas y col (90) analizaron la instauración del mecanismo de windlass en una población de sujetos sanos y con rango de FD pasiva de 1ª AMTF en descarga de 90°. Mediante grabaciones seleccionaron el fotograma que mostraba el instante en el que la altura del arco interno comenzaba a incrementarse. Este momento fue definido como el punto a partir del cual se activaba este mecanismo. En toda la muestra estudiada (20 sujetos) encontraron que al hacer la FD de la 1ª AMTF se instauraba el mecanismo de windlass. Sin embargo, identificaron dos subpoblaciones de acuerdo con el momento de aparición del mecanismo de windlass. Una población en la que el mecanismo de windlass se instauraba rápidamente (la FD de la 1ª AMTF necesaria para la instauración de mecanismo de windlass fue de $4,1^{\circ} \pm 3,4^{\circ}$) y otra población donde este mecanismo se activaba de forma retardada (la FD de la 1ª AMTF necesaria para la instauración de mecanismo de windlass fue de $20,4^{\circ} \pm 5,7^{\circ}$; $p < 0,05$). El grupo que presentaba un retardo en la instauración del mecanismo de windlass mostró una posición de mayor inversión en la fase de apoyo de talón ($2,2^{\circ} \pm 1,1^{\circ}$ vs $3,8^{\circ} \pm 3,9^{\circ}$; $p < 0,05$) y una posición de máxima eversión mayor ($5,7^{\circ} \pm 1,1^{\circ}$ vs $7,8^{\circ} \pm 3,9^{\circ}$; $p < 0,05$). El tiempo de duración del segundo rocker también fue mayor para el grupo de instauración tardía del mecanismo de windlass, si bien en este caso las diferencias no fueron estadísticamente significativas ($663,4 \text{ ms} \pm 27,9 \text{ ms}$ vs $682,3 \text{ ms} \pm 47,1 \text{ ms}$; $p > 0,05$). Los autores sugieren que una cantidad o duración excesiva del movimiento de pronación del retropié dificulta la instauración del mecanismo de windlass. Por su parte Nakamura y Kakurai (91) utilizando sistemas ópticos de análisis tridimensional de la marcha encontraron que la población estudiada ($n=17$) podía dividirse en dos subgrupos en función del tiempo que tardaban en alcanzar el retropié su máximo pico de eversión. Al comparar ambos grupos encontraron que los sujetos que tardaban más en alcanzar la máxima eversión de retropié ($71,1\% \pm 4,6\%$ de la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha) presentaban un valor más alto en el pico de máxima eversión del retropié ($3,74^{\circ} \pm 1,1^{\circ}$ frente $7,65^{\circ} \pm 2,4^{\circ}$; $p=0,01$), un mayor hundimiento del arco interno y una demora del 23% en el inicio de la FD de la 1ª AMTF ($p=0,001$). Así pues, tanto el valor máximo de eversión del retropié como el tiempo que se tarda en alcanzarse este valor máximo son factores que influyen en el momento de instauración del mecanismo de windlass.

4. EFECTO DE LAS ORTESIS PLANTARES SOBRE LA 1ª AMTF.

4.1. Efecto de las ortesis plantares sobre la cinemática de la 1ª AMTF.

Son diversos los estudios que se han realizado para determinar cómo influyen las ortesis plantares en el comportamiento cinemático de la 1ª AMTF. Parece que el uso de una ortesis plantar genera cambios leves y con frecuencia poco significativos, en la FD de la 1ª AMTF, sobre todo cuando se analizan estos efectos durante la fase propulsiva de la marcha. Estos cambios podrían ser más importantes cuando se valoran transcurridos unos meses desde que se comienza a utilizar la plantilla. De todas formas, es complejo sacar una conclusión determinada de los efectos que generan las plantillas sobre el movimiento de la 1ª AMTF. Es muy variada la metodología que se ha utilizado para estudiar los cambios de movilidad de esta articulación cuando el pie se encuentra sometido a la acción de un dispositivo ortopédico. Además, a esta cuestión hay que añadir la amplia variedad de tipos de ortesis plantares que se han utilizado, lo que dificulta, más aún, la comparación de los resultados.

Los estudios que se han realizado en estática utilizando ortesis funcionales muestran resultados muy diferentes que podrían ser achacables al tamaño muestral de los estudios, a las características de la ortesis funcional utilizada o a la técnica de medición que empleada para determinar el rango de FD de la 1ª AMTF. La ortesis utilizada por Scherer y col (128) presentaba un medial heel skive de 4 mm, un arco longitudinal interno y una estabilización del retropie. La base era de polipropileno y fue termoconformada a partir de un molde en escayola que se tomó al paciente con la ASA en posición neutra y con el primer metatarsiano en FP. Sobre una muestra de 27 sujetos encontraron que el rango de FD de la 1ª AMTF en bipedestación mejoraba un 90% al colocar este tipo de plantillas ($9,8^{\circ} \pm 2,64^{\circ}$ sin plantilla frente a $18,61^{\circ} \pm 3,37^{\circ}$ con plantilla ($p < 0,0001$). Las mediciones fueron realizadas utilizando la técnica descrita por Roukis y col (49). Por el contrario no encontraron relación entre el cambio en el rango de FD de la 1ª AMTF y el cambio en los valores de la PRCC que se observó en los sujetos al colocarles la plantilla. Por su parte la ortesis utilizada por Munteanu y Basset (129) fue una ortesis invertida de Blake estabilizada en inversión a 30° y realizada a partir de un molde de escayola tomado con técnica en suspensión. Las valoraciones goniométricas de FD de la 1ª AMTF se realizaron tomando como referencia la bisectriz de hallux y de primer metatarsiano y colocando el fulcro del goniómetro en la articulación. Sobre una muestra de 12 sujetos con características clínicas de pronación encontraron incrementos leves en el rango de FD de la 1ª AMTF en bipedestación tras la colocación de la plantilla ($83,4^{\circ} \pm 8,96^{\circ}$ sin plantillas y $85,3^{\circ} \pm 8,75^{\circ}$ con plantillas; $p = 0,061$) que

no mostraron significancia estadística. No obstante, este resultado podría estar condicionado por la baja muestra ($n=12$) del estudio, dada la tendencia al incremento de la FD que se observa. Al contrario que los trabajos realizados en estática que parecen mostrar una tendencia a mejorar del rango de FD de la 1ª AMTF cuando se coloca una ortesis funcional, los estudios que se han realizado en dinámica, en general, muestran pocas variaciones en el pico de máxima FD de la 1ª AMTF en la fase propulsiva. Uno de los primeros trabajos que se hicieron para determinar el efecto de las ortesis plantares sobre la cinemática de la 1ª AMTF fue el llevado a cabo por Kilmartin y col (130). Utilizaron ortesis funcionales elaboradas con la metodología descrita por Root. Los registros cinemáticos se realizaron en 5 pacientes que presentaban pies pronados con un sistema de videocaptura donde se congelaba el fotograma correspondiente a la máxima FD de la 1ª AMTF. Este fotograma representaba el momento donde aparecen en contacto con suelo el hallux y la cabeza del primer metatarsiano previo a que este pierda contacto con el suelo. Para realizar las mediciones tomaron como puntos de referencia el punto central de la base del primer metatarsiano, de la cabeza del primer metatarsiano, de la base de la falange proximal del hallux y de la 1ª AMTF. Estos puntos fueron señalados mediante la colocación de agujas de acupuntura al paciente. Los resultados mostraron que el uso de la plantilla disminuía discretamente el rango de FD de la 1ª AMTF en relación al uso del calzado sin plantilla ($55,0^{\circ}\pm 6,35^{\circ}$ calzado con plantilla frente a $57,0^{\circ}\pm 5,8^{\circ}$ calzado pero sin plantilla; $p>0,05$) y de forma más importante respecto a caminar descalzo ($55,0^{\circ}\pm 6,35^{\circ}$ calzado con plantilla frente a $62,0^{\circ}\pm 7,8^{\circ}$ caminando descalzo; $p<0,0001$).

Nawoczenski y Ludewing (131) sobre una muestra de 18 sujetos con pies pronados valoraron los efectos que tenían dos tipos de ortesis plantares sobre la cinemática del primer metatarsiano y del hallux tanto en segundo como en el tercer rocker de la fase de apoyo unipodal de la marcha. Uno de los modelos de plantilla usado se termoconformó en polipropileno a partir de un molde de escayola tomado con el paciente en decúbito prono, con la articulación astrágalo-escafoidea en posición de máxima congruencia y con el antepié alineado a la posición del retropié. El molde se estabilizó en supinación hasta que la bisectriz del talón fue perpendicular al suelo. Una vez termoconformada la plantilla se colocó una estabilización en la región interna de retropié y en el extremo distal del arco interno en la zona próxima a la 1ª AMTF. El otro modelo de plantilla usado se realizó a partir de un molde tomado en espuma fenólica con el sujeto en semicarga y manteniendo la articulación astrágalo-escafoidea en posición de máxima congruencia. Se termoconformó la ortesis con una base de las mismas características pero en este caso el arco interno se mantuvo con la máxima altura debajo del escafoides y se estabilizó la región interna de retropie de forma similar a la descrita en el otro tipo de plantillas. Cada sujeto utilizó los dos

pares de plantillas durante un periodo de 4 semanas (2 semanas cada par de plantillas) en un calzado que les entregaron los investigadores. Los resultados mostraron que el uso de cualquiera de los dos tipos de plantillas produce un incremento del ángulo del primer metatarsiano en relación al suelo (sin plantillas fue de $-20.4^\circ (\pm 1.4^\circ)$, cuando se colocó la plantilla con arco interno el valor fue de $-23.6^\circ (\pm 1.4^\circ)$ y cuando se colocó la plantilla con el post de antepie el valor fue de $-23.5^\circ (\pm 1.2^\circ)$; $p=0,001$). Estas variaciones en la posición del metatarsiano se correspondieron con leves incrementos del rango de FD de la 1ª AMTF (unos 3º) pero estos incrementos no mostraron significancia estadística en la fase propulsiva ($p=0,53$). El análisis de regresión múltiple mostró que el pico máximo de FD de la 1ª AMTF sin plantilla y el cambio en el ángulo de inclinación del primer metatarsiano en bipedestación al colocar una plantilla son predictores del cambio que se produce en el pico de FD de la 1ª AMTF en la fase propulsiva cuando los sujetos utilizan la plantilla. Sin embargo, estos factores pueden explicar casi el 60% de la variación en el pico de FD de la 1ª AMTF cuando se usa una plantilla con post de antepie ($r^2 = 0,58$, $p = 0,02$), mientras que solo se puede explicar el 16% de estos cambios cuando se utiliza una plantilla solo con arco interno elevado ($r^2 = 0,16$, $p = 0,10$). Un trabajo posterior realizado por Michaud y Nawoczenski (132) con la misma metodología y el mismo tipo de plantillas sobre un único sujeto mostró unos resultados similares en cuanto al incremento en la posición de FP del primer metatarsiano con el uso de las plantillas ($-15,8^\circ$ con plantillas vs $-10,2^\circ$ sin ellas) pero los resultados del rango de FD de la 1ª AMTF fueron diferentes ya que el sujeto tuvo menos rango de FD con el uso de plantillas ($48,6^\circ$ con plantillas vs $56,9^\circ$ sin ellas). No obstante los resultados de este trabajo no pueden ser tenidos en consideración al mostrar únicamente el comportamiento cinemático de la 1ª AMTF de un sujeto. En su anterior trabajo Nawoczenski (131) ya señaló que las variaciones en el rango de FD de la 1ª AMTF habían sido muy variables en la muestra estudiada.

El estudio de Rao y col (133) muestra que el uso de una palmilla de fibra de carbono de 1,59 mm durante 4 semanas disminuye el rango máximo de FD de la 1ª AMTF y ($20,8^\circ \pm 5,7^\circ$ con calzado frente $17,6^\circ \pm 5,8^\circ$ con la plantilla; $p=0,024$) y el rango de FP del primer metatarsiano ($56,8^\circ \pm 9,4^\circ$ con calzado frente $52,1^\circ \pm 9,0^\circ$ con la plantilla; $p=0,038$). La muestra fueron 30 sujetos con artrosis de mediopie. Estos cambios cinemáticos observados se relacionaron con una reducción de dolor de un 25% (41 ± 13 puntos inicio estudio vs 31 ± 11 puntos final; $p < 0,0001$) y una mejoría de la limitación para las actividades de un 24% (39 ± 19 puntos inicio estudio vs 30 ± 13 puntos final; $p < 0,0001$). También mejoraron otros aspectos como la sensación de rigidez en el pie ($p=0,04$) y aspectos psicológicos ($p=0,016$). 20 de los sujetos incluidos en la muestra habían llevado ortesis termoconformadas. A estos pacientes se les valoró también el efecto que

presentaban estas ortesis sobre la cinemática del pie y se observó que incrementaban el pico de FD de la 1ª AMTF ($20,8^{\circ}\pm 5,7^{\circ}$ con calzado frente $22,3^{\circ}\pm 5,8^{\circ}$ con la plantilla; $p=0,022$), el pico de FP del primer metatarsiano ($-0,6^{\circ}\pm 5,7^{\circ}$ con calzado frente $-3,9^{\circ}\pm 4,4^{\circ}$ con la plantilla; $p=0,035$) y disminuía el rango de eversión del calcáneo ($4,8^{\circ}\pm 5,1^{\circ}$ calzado frente $2,6^{\circ}\pm 5,6^{\circ}$ con plantilla; $p=0,019$).

Aunque los estudios dinámicos muestran que los incrementos del rango de FD de la 1ª AMTF con el uso de ortesis plantares son leves y con variable significancia estadística, lo cierto las comparaciones se realizan inmediatamente a colocar la plantilla o con un tiempo de evolución corto (4 semanas). Los resultados del trabajo de Munuera y col (134) coinciden con estos trabajos cuando la evaluación del efecto de la plantilla sobre la 1ª AMTF se realiza inmediatamente después de entregársela al paciente. Sin embargo sus resultados muestran que a medio plazo el uso mantenido de la plantilla si genera cambios en el pico de máxima FD de la 1ª AMTF. Utilizaron para el estudio una ortesis plantar de polipropileno de 3 mm termoconformada sobre un molde que se tomó en espuma fenólica en semicarga con control de la pronación de retropié que se realizó mediante un movimiento de rotación externa del tercio distal de la pierna. La muestra fueron únicamente 8 sujetos (16 pies) que presentaban características de pronación. Los registros cinemáticos se realizaron mediante un sistema de videocaptura a través del cual cuantificaban el ángulo de máxima FD de la 1ª AMTF en la fase propulsiva de la marcha tomando como referencia la bisectriz medial de hallux y de primer metatarsiano. Los registros cinemáticos se realizaron el día de la entrega de la plantilla y a los 5 meses de uso continuado de la misma. Los resultados muestran que la plantilla mejora discretamente el rango de FD de la 1ª AMTF el día de la entrega ($49,95^{\circ}$ sin plantilla y $51,70^{\circ}$ con plantilla; $p=0,36$) pero esta mejoría se incrementa hasta unos 8° al cabo de los cinco meses de uso ($49,95^{\circ}$ sin plantilla y $58,43^{\circ}$ con plantilla; $p=0,004$).

4.2. Efecto de las ortesis plantares sobre la cinética de la 1ª AMTF.

Como queda de manifiesto, las ortesis plantares no parece que produzcan cambios significativos en el pico de máxima FD de la 1ª AMTF. Sin embargo la evidencia clínica señala que la colocación de ortesis plantares es efectiva en el control y mejoría de la sintomatología dolorosa de la 1ª AMTF en patologías relacionadas con limitación del rango de FD. En este sentido Monteanu y col (129) sugieren que las ortesis plantares podrían actuar sobre otros parámetros, que no son solo cinemáticos, tales como la magnitud de la fuerza que se precisa para realizar la FD de la 1ª AMTF. Son pocos los trabajos que hemos encontrado que valoren este aspecto. Payne y col.

(135) estudiaron en 20 sujetos con pies pronados el efecto que tiene el uso de una ortesis plantar prefabricada sobre la fuerza que se precisa para realizar la FD de la 1ª AMTF a 10º y 30º. Además valoraron el cambio que se produce en el valor de la PRCC con la colocación de la plantilla. No se encontraron diferencias en los valores de PRCC con la colocación de las plantillas ($4,2^{\circ} \pm 2,9^{\circ}$ en valgo sin plantillas y $3,8^{\circ} \pm 3,2^{\circ}$ con plantillas; $p=0,81$). Sin embargo la colocación de la plantilla si disminuyó la fuerza necesaria para llevar la 1ª AMTF a FD tanto a valores de 10º ($28,7 \text{ N} \pm 8,9 \text{ N}$ sin plantilla frente a $15,2 \text{ N} \pm 7,1 \text{ N}$ con plantilla; $p < 0,0001$) como de 30º ($88,9 \text{ N} \pm 13,8 \text{ N}$ sin plantilla frente a $49,7 \text{ N} \pm 11,2 \text{ N}$ con plantilla; $p < 0,0001$). Otro trabajo realizado también por Payne y col en este sentido (136) puso de manifiesto que las ortesis plantares modificaban la fuerza necesaria para establecer el mecanismo de windlass cuando el paciente se encuentra en bipedestación. Las plantillas que se utilizaron para el estudio fueron prefabricadas en polipropileno de 3 mm. Únicamente se diferenciaban en que un modelo de plantillas presentaba un canal fascial y el otro no. Se construyó una plataforma sobre la que se colocaba el sujeto en su ángulo de marcha. Esta plataforma presentaba una bisagra a la altura de la 1ª AMTF y se ejercía una fuerza controlada para generar la FD de la 1ª AMTF que se consideró como la fuerza necesaria para instaurar el mecanismo de windlass. Se cuantificó la fuerza necesaria para llevar la 1ª AMTF hasta los 8º, 18º y 28º de FD. Los resultados muestran que la fuerza necesaria para llevar la 1ª AMTF a los grados de FD estudiados ($8,8 \pm 2,7 \text{ N}$; $18,4 \pm 5,4 \text{ N}$ y $48,1 \pm 8,4 \text{ N}$ respectivamente) disminuía cuando el sujeto usaba la plantilla prefabricada en polipropileno ($6,7 \pm 2,9 \text{ N}$; $14,0 \pm 6,2 \text{ N}$ y $39,0 \pm 6,9 \text{ N}$ respectivamente; $p < 0,0001$) y esta reducción era aun mayor cuando la plantilla llevaba incorporado un canal fascial ($4,8 \pm 1,9 \text{ N}$; $8,4 \pm 5,3 \text{ N}$ y $31,5 \pm 8,3 \text{ N}$ respectivamente; $p < 0,0001$). No obstante los resultados de este trabajo deben interpretarse en el contexto que se han realizado. Los sujetos estaban en posición de bipedestación y la fuerza que se ejerce para hacer FD de hallux no tiene porqué ser la misma que se precisa para establecer el mecanismo de windlass. Además, el mecanismo de windlass se establece en la fase propulsiva, momento en el que las ortesis plantares no ejercen apenas efecto directo sobre las estructuras del pie, mientras que las valoraciones que se han realizado en bipedestación las ortesis plantares están en todo momento ejerciendo efecto directo sobre las estructuras del pie.

4.3. Elementos ortopédicos selectivos de la 1ª AMTF.

En la literatura ortopédica se han descrito elementos ortopédicos que actúan específicamente sobre la 1ª AMTF. Pretenden mejorar su función en el ciclo de la marcha como mecanismo para la obtención de un alivio sintomático, tanto a nivel local como en otras regiones anatómicas. Entre estos dispositivos nos encontramos las cuñas cinéticas, las cuñas de cluffy y las extensiones

de Morton inversas, también conocidas como expansiones de segundo a quinto metatarsiano o cut-out de la 1ª AMTF.

La cuña cinética fue descrita por Danamberg con el objetivo de facilitar el movimiento de la 1ª AMTF en el plano sagital y restaurar el funcionamiento normal de la articulación durante la fase propulsiva de la marcha. Con su colocación se busca disminuir las fuerzas de reacción del suelo bajo la cabeza del primer metatarsiano para, así, favorecer su movimiento de FP y eversión normal que debe producirse durante el tercer rocker de la marcha. De esta manera se favorece el movimiento de FD de la 1ª AMTF y la instauración del mecanismo de windlass que permite la resupinación natural de las articulaciones mediotarsiana y subastragalina. El desarrollo de este elemento ortopédico toma como fundamento teórico el modelo biomecánico de facilitación del movimiento en el plano sagital que Danamberg desarrolló a finales de la década de los ochenta del siglo XX. (137,138). Según este modelo durante la fase de apoyo unipodal el pie presenta tres puntos de rotación que facilitan la realización en el plano sagital de los movimientos necesarios para desplazar el centro de masas hacia anterior. Estos puntos son la curvatura plantar del talón durante el primer rocker, la curvatura dorsal del astrágalo durante el segundo rocker y la 1ª AMTF durante el tercer rocker. Cualquier alteración de alguno de estos elementos (tanto estructurales como funcionales), supone un parón (Danamberg emplea el término bloqueo) en la realización del movimiento en el plano sagital. Cuando esto sucede, se necesitan mecanismos de compensación para que este movimiento pueda seguir realizándose correctamente. De lo contrario el paciente no podría desplazar hacia distal el centro de masas impidiéndose la marcha. Estas compensaciones se producen a nivel del pie, de la extremidad inferior o de la región lumbosacra y son las responsables del desarrollo de procesos patológicos y de cuadros dolorosos. Cuando el bloqueo de movimiento de la 1ª AMTF no obedece a causas estructurales, Danamberg lo denomina hallux limitus funcional. Serían pacientes que en descarga presentan rangos normales de FD de la 1ª AMTF pero en dinámica no pueden alcanzar el rango normal de FD durante la fase propulsiva (139).

A pesar de los beneficios clínicos que tiene el uso de la cuña cinética sobre el dolor mecánico de la 1ª AMTF en sujetos que presentan un diagnóstico clínico de hallux limitus funcional no hemos encontrado trabajos que evalúen su efectividad clínica. Y también son muy escasas las referencias que valoran los cambios cinéticos o cinemáticos que se producen en la 1ª AMTF. Los estudios podobarográficos muestran cambios en las presiones plantares a nivel de la 1ª AMTF. La utilización de una ortesis termoconformada con una cuña cinética incorporada muestra una disminución en el pico de presión máxima bajo la cabeza del primer metatarsiano en algo más de un 16% ($1.871 \text{ kg/cm}^2 \pm 0.459$ sin cuña cinética vs $1.554 \text{ kg/cm}^2 \pm 0.409$ con cuña cinética;

$p < 0,05$). El pico de máxima presión bajo el hallux también se ve disminuido en un 14%, aunque en este caso las variaciones no alcanzan significancia estadística ($2,66 \text{ kg/cm}^2 \pm 0.832$ sin cuña cinética vs $2,28 \text{ kg/cm}^2 \pm 0.781$) (140). Estos resultados dejan entrever que la cuña cinética podría tener efectos tanto sobre la cinemática como sobre la cinética de la 1ª AMTF. En un marco teórico podríamos inferir que la disminución de la presión bajo la cabeza del primer metatarsiano disminuye el momento de FD que soporta este en la fase propulsiva. Esta situación facilita su movimiento de FP y, en consecuencia, incrementa el movimiento de FD de la 1ª AMTF. Sin embargo hasta la fecha no se han llevado a cabo estudios que valoren si la cuña cinética genera cambios de movilidad en la 1ª AMTF y si estas variaciones pueden tener correlación con las mejorías clínicas que se observan en la clínica.

La flexión del tronco es una de las adaptaciones que describe el modelo biomecánico de facilitación del movimiento en el plano sagital cuando se produce un bloqueo de movimiento durante el segundo o tercer rocker de la fase de apoyo unipodal. La flexión del tronco se ha relacionado con el desarrollo de dolor mecánico lumbar (141). El uso de una ortesis plantar termoconformada con cuña cinética se ha relacionado con la mejoría clínica del dolor lumbar de tipo mecánico argumentando que el uso de este dispositivo ortopédico favorece una postura más erguida del tronco durante la deambulación (142). Sin embargo, los escasos estudios cinemáticos realizados no corroboran esta hipótesis. El uso de ortesis plantares con cuña cinética no produjo cambios estadísticamente significativos en la posición de flexión del tronco al final de la fase de apoyo completo (2º rocker) ni produjo cambios cinemáticos en la cadera, rodilla y tobillo. No obstante, los investigadores señalan que la ausencia de cambios cinemáticos podría deberse al escaso tiempo de uso de la ortesis con cuña cinética (30 minutos la usaron los sujetos incluidos en el estudio) y que habría que realizar estudios similares en poblaciones que hayan usado el dispositivo ortopédico semanas o meses de forma continuada (143).

La cuña de cluffy fue descrita por Clough como una modificación ortopédica fácil de tolerar por los pacientes que tiene el objetivo de facilitar el movimiento de FD de la 1ª AMTF en aquellos pacientes que presentaban un hallux limitus funcional. Consiste en una cuña realizada en etil vinil acetato que se coloca debajo del hallux y que su máxima altura (5-6 mm) están colocada en el extremo distal del hallux. El extremo proximal muere a cero a nivel de la 1ª AMTF. Sin embargo, no existen estudios clínicos ni de laboratorio que hayan evaluado su efectividad clínica (sobre el dolor en la 1ª AMTF o en otras regiones anatómicas como consecuencia de la limitación del rango de FD de la 1ª AMTF). Tampoco hemos encontrado estudios que analicen los cambios cinéticos como cinemático que se producen en la 1ª AMTF con el uso de esta cuña. El único trabajo publicado que hemos encontrado es el de su descripción donde se presentan 3 casos

clínicos en los que la utilización de esta cuña produce una mejoría del dolor referido por los pacientes y una variación en la magnitud de las presiones plantares que soportan tanto la cabeza del primer metatarsiano como el hallux (144).

Tanto las extensiones de morton invertidas como los cut-out del primer metatarsiano buscan reducir la magnitud de las presiones que se localizan en la región plantar del primer metatarsiano. Corbett y col (145) colocaron en un calzado postquirúrgico una lámina de plastazote de 6 mm de grosor a la que habían hecho un cut-out de la 1ª AMTF. Encontraron que esta modificación ortopédica produce una reducción de las presiones plantares en la región de la 1ª AMTF del 42,7% ($p < 0,05$). Estos resultados fueron mejores que los obtenidos al colocar una férula dinámica de fibra de vidrio (reducción del 31,25% de las presiones plantares; $p < 0,05$) y mucho mejores que con la colocación solo del calzado postquirúrgico (reducción de 9,35% de las presiones plantares; $p > 0,05$). Es cierto que el estudio se hizo utilizando un calzado postquirúrgico que está diseñado para no realizar la fase propulsiva de la marcha. En este sentido los resultados solo son aplicables al momento de apoyo completo del pie durante la fase de apoyo unipodal de la marcha. Sin embargo, la disminución de las presiones que recibe el primer metatarsiano en este momento de la marcha reduce la magnitud del momento de FD que soporta. De esta manera se favorece que mantenga un ángulo de inclinación del metatarsiano favorable para la instauración del mecanismo de windlass durante el tercer rocker. No obstante no hemos encontrado trabajos que analicen si esta reducción de las presiones bajo la 1ª AMTF se mantiene durante la fase propulsiva de la marcha.

Si hay trabajos que relacionan el uso de un cut-out de la 1ª AMTF con una disminución del dolor localizado en esta articulación. Welsh y col (146) encontraron que la utilización de ortesis plantares que llevan un cut-out de la 1ª AMTF mejora el dolor de esta articulación. Las mediciones se realizaron utilizando la escala analógica visual a las 8, 12 y 24 semanas de utilización continuada de la plantilla. La puntuación de dolor basal fue de 48 mm y las obtenidas tras el uso de la plantilla fueron de 29 mm, 20,5 mm y 14,5 mm respectivamente ($p < 0,0001$). El tipo de ortesis que utilizaron fue una plantilla prefabricada con arco interno a la que colocaron una CSR por su región plantar de una altura suficiente como para producir cambios de al menos dos puntos sobre la puntuación basal del foot posture index. Sobre esta base realizaron un cut-out de la 1ª AMTF. Sin embargo, la utilización de estas ortesis no produjo modificaciones significativas en el pico de máxima FD de la 1ª AMTF ($p = 0,954$) o en el pico de máxima eversión del retropié ($p = 0,672$) con respecto a los valores obtenidos sin el uso de las plantillas. Es llamativo el valor tan bajo que obtuvieron de FD de la 1ª AMTF en dinámica sin plantillas [8,34º (rango entre 1,81º y 31,07º)]. Estos resultados no estuvieron relacionados con una limitación

estructural del rango de FD de la articulación ya que las mediciones en descarga muestran valores de $63,5^{\circ} \pm 15,2^{\circ}$. Sin embargo, están muy alejados de los resultados mostrados por otros estudios en los que también se han utilizado sistemas electromagnéticos para la adquisición de los datos cinemáticos de la 1ª AMTF (55,56). Una posible causa de estas diferencias podría ser que las valoraciones se realizaron en sujetos que presentaban dolor en la 1ª AMTF mientras que los demás estudios los sujetos estaban libres de dolor. Otra posible causa podría ser el tipo de plantilla utilizado y las características del arco interno en plantilla empleada en el estudio. Becerro de Bengoa y col (147) utilizando el mismo sistema para la adquisición de los datos cinemáticos de la 1ª AMTF encontraron que la colocación de un cut-out de esta articulación en una plantilla sin arco longitudinal interno producía un incremento en el movimiento de adducción del primer metatarsiano ($2,61^{\circ} \pm 2,29^{\circ}$ sin ortesis en comparación con $0,31^{\circ} \pm 0,21^{\circ}$ medido con ortesis; $p = 0,001$) y en su ángulo de declinación ($29,84^{\circ} \pm 5,98^{\circ}$ usando la ortesis frente a $27,69^{\circ} \pm 5,91^{\circ}$ sin usar la ortesis; $p = 0,031$) durante la fase propulsiva de la marcha. El 86,95% y el 91,3% de los sujetos mostraron un cambio en el movimiento de adducción superior a $0,45^{\circ}$ y en el movimiento de FP de $0,73^{\circ}$ respectivamente. La población de este estudio no presentaba dolor en la 1ª AMTF pero la diferencia fundamental entre ambos trabajos fue el tipo de plantilla usada. En el trabajo de Becerro de Bengoa y col (147) se usaron plantillas termoconformadas en polipropileno de 3 mm sobre el molde que se realizó al paciente en escayola a las que se les eliminó el arco interno y se les colocó una cobertura de EVA de 3 mm (450 kg/m^3) sobre la que realizaron el cut-out.

4.4. Elementos ortopédicos selectivos de retropié.

No hemos encontrado trabajos que valoren el efecto de las CSR sobre la 1ª AMTF en estática pero si se han realizado en dinámica algunos trabajos que ponen de manifiesto que las CSR no mejoran el rango de FD de las 1ª AMTF. Halsted y col (68) utilizaron un sistema electromagnético de análisis del movimiento para estudiar los cambios cinemáticos que se producían en el retropié y en la 1ª AMTF con la colocación de una CSR de etil vinil acetato (450 kg/m^3) de 10° . La muestra fueron 14 sujetos sin dolor del pie ni historia de antecedentes podológicos que presentaban un rango de FD de la 1ª AMTF superior a 40° al hacer el test de Jack. Encontraron que la CSR producía cambios cinemáticos en el retropié disminuyendo el rango de eversión un 25% ($-10,84^{\circ} \pm 3,45^{\circ}$ sin CSR frente a $8,08^{\circ} \pm 2,88^{\circ}$ con CSR; $p < 0,0001$). Sin embargo no se produjeron cambios en el rango de FD de la 1ª AMTF ($39,23 \pm 6,06^{\circ}$ sin CSR frente a $39,33 \pm 7,17^{\circ}$ con CSR; $p > 0,05$). Los resultados que mostraron el trabajo de Smith y col (148) señalan que las

CSR no solo no mejoran la FD de la 1ª AMTF en la fase propulsiva sino que contribuyen a disminuir su rango de FD, incluso en mayor medida que la colocación de una cuña pronadora de retropie. Utilizando un goniómetro de O'Brien para calcular el pico de máxima FD de la 1ª AMTF en la fase propulsiva encontraron que la colocación de una CSR de 5º reducía en algo más de 8º el pico máximo de FD de la 1ª AMTF (FD sin cuñas fue de $47,03^{\circ} \pm 5,94^{\circ}$ y con CSR de $39,38^{\circ} \pm 6,10^{\circ}$; $p = 0.001$).

Por su parte la colocación de cuñas pronadoras de retropié ha puesto de manifiesto que generan una disminución del rango de FD de la 1ª AMTF, tanto en los estudios realizados en estática como en dinámica. Harradine y Bevans (149) valoraron el efecto que tienen las cuñas pronadoras de retropié sobre el rango de máxima FD de la 1ª AMTF en individuos sanos que presentaban normoalineación de retropie (PRCC menor a 4º de valgo) y un rango de FD de la 1ª AMTF superior a los 65º medidos con el ángulo que forman bisectriz de hallux y de primer metatarsiano. Colocaron cuñas pronadoras de retropie anguladas a 3º, 5º y 8º que se extendían hasta la región retrocapital del quinto metatarsiano. El material de estas cuñas fue etil vinil acetato de alta densidad. Se incorporaron las cuñas a un calzado plano al que los autores habían realizado una modificación de la región dorso-medial del antepié para poder hacer las mediciones. Todos los pacientes fueron instruidos adecuadamente para ponerse de puntillas hasta el punto previo a levantar la 1ª AMTF del suelo. Este rango fue considerado como el máximo rango de FD posible. Los resultados muestran una reducción del rango de FD de la 1ª AMTF con la colocación de cualquiera de las cuñas pronadoras utilizadas. La reducción del movimiento de FD obtenida al colocar una cuña de 3º ($85,91^{\circ} \pm 15,35^{\circ}$ sin cuña frente a $68,23^{\circ} \pm 14,89^{\circ}$ con cuña de 3º) y una cuña de 5º ($68,23^{\circ} \pm 14,89^{\circ}$ con cuña de 3º frente a $58,80^{\circ} \pm 13,80^{\circ}$ con cuña de 5º) mostraron significancia estadística. Sin embargo, al colocar una cuña de 8º, aunque hubo reducción del movimiento de FD respecto al que se obtiene al colocar una cuña de 5º, no mostró significancia estadística ($58,80^{\circ} \pm 13,80^{\circ}$ con cuña de 5º frente a $51,66^{\circ} \pm 11,53^{\circ}$ con cuña de 8º). El estudio demostró que un incremento inicial de la pronación de retropié resulta en una disminución significativa del grado de FD de 1ª AMTF. Ahora bien, la colocación de cuñas pronadoras de más de 5º no produce disminuciones más significativas. Esto indica que pronaciones grandes no tienen que significar en una mayor disminución del grado FD de la 1ª AMTF. Los trabajos de Smith y col (148) para valorar en dinámica el efecto que tiene una cuña pronadora de retropie de 5º sobre el pico máximo de FD de la 1ª AMTF han corroborado los resultados obtenidos por Harradine y Bevans (149). Encontraron una reducción de casi 6º en la FD máxima que se produce en la 1ª AMTF durante la fase propulsiva de la marcha (FD sin cuñas fue de $47,03^{\circ} \pm 5,94^{\circ}$ y con cuñas pronadoras de retropie de $41,63^{\circ} \pm 5,39^{\circ}$; $p = 0,001$).

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO_____

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

La 1ª ATMF constituye una localización frecuente de patología. Es la articulación del pie que con mayor frecuencia desarrolla artrosis como entidad aislada y también constituye el asiento del hallux valgus, una de las deformidades del pie que con frecuencia lleva a los pacientes a las consultas de ortopedia. La presencia de estas patologías se ha relacionado con dolor, trastornos mecánicos, alteración de la estabilidad y disminución de las capacidades funcionales de los pacientes y de su calidad de vida. En la literatura se relaciona el desarrollo de estas patologías con un incremento de la pronación del tarso, la presencia de disminución de la altura del arco interno o la existencia de hiper movilidad de R1. Se ha descrito que pies con estas características clínicas presentan un incremento de las presiones en la región medial del antepie. En los estudios clínicos que realizamos a los pacientes en consulta de ortopedia con frecuencia observamos que la pronación del retropie se vincula con un menor rango de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y, sobre todo, con una mayor dificultad para que el clínico pueda llevar el hallux a una posición de FD.

Los estudios clínicos que se han realizado para determinar los rangos de normalidad de la 1ª AMTF han mostrado valores muy dispares, sobre todo por la variedad de metodologías utilizadas. Sin embargo la mayoría coinciden en señalar que una limitación del rango pasivo de FD de la 1ª AMTF en descarga no es un buen indicador de cómo va a comportarse después en dinámica, por lo que no podemos utilizar este dato como un factor que nos ayude a predecir la función de esta articulación durante la marcha. Por consiguiente, no podemos usar este valor como un factor que nos ayude a predecir el riesgo que tiene la 1ª AMTF de desarrollar una patología estructural en un futuro. A nivel de la articulación del tobillo se ha estudiado la influencia que tiene el grado rigidez al movimiento de esta articulación en el desarrollo de ciertas patologías como las tendinopatías de Aquiles. Así mismo, a nivel de R1 se ha observado que procedimientos quirúrgicos como el Lapidus genera un importante incremento de la rigidez al movimiento de FD. En los estudios biomecánicos cada vez se tiende a dar más importancia al concepto de rigidez al movimiento en detrimento de la cantidad de movimiento que puede realizar una articulación. Sin embargo, este concepto no ha sido desarrollado a nivel de la 1ª AMTF.

Por otra parte, se ha demostrado que la respuesta que tienen los sujetos a las intervenciones ortopédicas orientadas a modificar el rango de FD de la 1ª AMTF es muy variable. No obstante la mayoría de trabajos concluyen que los cambios observados son leves y con variable significancia estadística. No hemos encontrado hasta la fecha estudios que valoren si estos cambios son dependientes de las características clínicas de los sujetos y tampoco se han realizado trabajos encaminados a evaluar cómo influyen las intervenciones ortopédicas en el grado de rigidez al movimiento de FD que muestra la 1ª AMTF.

HIPÓTESIS



HIPÓTESIS

La colocación de cuñas supinadoras de retropie (CSR) aumenta el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y disminuye la rigidez de esta articulación al movimiento pasivo de FD cuando un sujeto se encuentra en una posición de bipedestación.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Determinar el efecto que tiene la cuña supinadora de retropie sobre la primera articulación metatarsofalangica cuando el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar los cambios que se producen en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF cuando colocamos CSR mientras el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.
2. Determinar los cambios que se producen en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD cuando colocamos CSR mientras el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.
3. Valorar si existe relación entre las maniobras clínicas utilizadas habitualmente en la exploración ortopédica del pie y los cambios que se producen en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF al colocar CSR cuando el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.
4. Valorar si existe relación entre las maniobras clínicas utilizadas habitualmente en la exploración ortopédica del pie y los cambios que se producen en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD cuando colocamos CSR mientras el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.
5. Analizar si una o varias de las variables independientes que se analizan en el estudio pueden explicar los cambios que se producen en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF al colocar CSR cuando el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.
6. Analizar si una o varias de las variables independientes que se analizan en el estudio pueden explicar los cambios que se producen en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD cuando colocamos CSR mientras el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.
7. Valorar si pueden establecerse grupos donde se incluyan los pies con características similares en una o varias de las variables independientes analizadas en función de la respuesta que tienen los sujetos al colocar las CSR, tanto en el movimiento de FD como en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD.

MATERIAL Y MÉTODOS



1. DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO.

1.1. Tipo de investigación

Se diseñó un estudio de intervención (ensayo sin grupo control). Dadas las características de la intervención realizada la orientación del estudio no fue longitudinal sino transversal.

1.2. Población de estudio.

Se incluyeron en el presente estudio un total de 63 alumnos (126 pies) del Grado de Podología de la Universidad Complutense de Madrid (UCM) que cursaron sus estudios en los años académicos 2012-2014. Ninguno de los sujetos incluidos en el estudio presentaba patología dolorosa en el pie.

Todos los sujetos incluidos en el presente estudio fueron informados previamente de las características del mismo, por escrito y verbalmente, y aceptaron voluntariamente formar parte de él, mediante la firma del documento de consentimiento informado (Anexo 1). Todos los sujetos fueron informados de la confidencialidad de sus datos en base a la normativa legal vigente (Ley Orgánica 15/99 del 13 de diciembre).

1.3. Criterios de inclusión.

- 1.- Sujetos de ambos sexos mayores de 18 años.
- 2.- Aceptación a participar en el estudio habiendo firmado previamente el consentimiento informado (Ver anexo 1).

1.4. Criterios de exclusión

Se excluyeron del estudio los sujetos que presentaban alguna de las siguientes características

- 1.- Presencia de hallux abductus valgus (HAV). Para la valorar la presencia de HAV se utilizó la escala visual de Manchester que ha demostrado tener una excelente fiabilidad interobservador (K= 0.86) (150).
- 2.- Historia previa de fractura en pie o tobillo.

- 3.- Diagnóstico de enfermedad neurológica, metabólica, vascular o reumatológica que tenga una repercusión o manifestación en el pie o tobillo.
- 4.- Historia previa de cirugía de pie o tobillo.
- 5.- Presentar alteraciones morfo-funcionales de los miembros inferiores (disimetrías clínicas superiores a los 5 mm y presencia de genu valgo / genu varo asimétrico).
- 6.- Llevar tratamiento ortopédico en el momento de participar en el estudio.
- 7.- Presentar enfermedades que produzcan alteraciones del estado cognitivo del sujeto y le incapacite para comprender en que consiste el estudio y las pautas que debe seguir para su realización.
- 8.- Presencia de dolor en el pie en el momento de participar en el estudio.
- 9.- Presentar menos de 40º de FD de la 1ª AMTF en descarga medidos mediante la técnica descrita por Roukis con el sujeto en sedestación en vez de bipedestación como se describe originalmente en la técnica (49).

2. VARIABLES ANALIZADAS Y PROCEDIMIENTO DE OBTENCIÓN DE LAS MISMAS.

2.1. Variables independientes

- 1.- Edad: Medida en años (cuantitativa continua).
- 2.- Sexo: Mujer / hombre (cualitativa dicotómica).
- 3.- Altura: Medida en centímetros (cuantitativa continua).
- 4.- Peso: Medida en kilogramos (cuantitativa continua).
- 5.- Índice de masa corporal (IMC) (cuantitativa continua). Se calculó según la fórmula: peso (kg)/talla² (m).
- 6.- Movimiento pasivo de FD del tobillo con rodilla extendida (cuantitativa continua. Expresada en grados):
- 7.- PRCC (cuantitativa continua. Expresada en grados).
- 8.- Posición del tercio distal de la pierna (cuantitativa continua. Expresada en grados).
- 9.- Ángulo de pronación (cuantitativa continua. Expresada en grados).

10.-Orientacion espacial de eje de rotación de la ASA: Lateralizado / neutro / medializado. (Cualitativa).

11.- Navicular drop [cuantitativa continua. Expresada en milímetros (mm.)].

12.- Movimiento de R1. Se valora si el movimiento de FD de R1 es mayor que el movimiento de FP (FD>FP), es menor que el movimiento de FP (FD<FP) o ambos movimientos son iguales (FD=FP) (Cualitativa).

13.- Movimiento de R1 en FD. Se valora en mm la cantidad de movimiento en FD que realiza R1 partiendo desde su posición de neutralidad (Cuantitativa continua. Expresada en mm.)

14.- Test de hallux limitus funcional (HLF): Positivo / Negativo. (Cualitativa dicotómica).

15.- FD pasiva de la 1ª AMTF en sedestación (cuantitativa continua. Expresada en grados).

16.- Test de resistencia a la supinación (TRS): Muy costoso / costoso / moderadamente costoso / poco costoso (Cualitativa)

17.- Pinch callus. Se valora la presencia o ausencia de lesión queratósica en el borde medial de la articulación interfalángica del hallux. (SI/NO. Cualitativa dicotómica)

Las mediciones de altura y peso, se realizarán de acuerdo con los protocolos estandarizados, utilizando una balanza calibrada con una precisión de $\pm 100\text{gr}$, y un tallímetro con una precisión de $\pm 1\text{mm}$. (151).

2.2. Variables dependientes

1. FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación (sin CSR, con 1 CSR y con 2 CSR).
2. Cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga cuando colocamos 1 CSR y 2 CSR.
3. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación (sin CSR, con 1 CSR y con 2 CSR).
4. Cantidad de cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga cuando colocamos 1 CSR y 2 CSR.

3. MÉTODOS DE RECOGIDA DE LA INFORMACIÓN.

Los datos personales de cada paciente y de relevancia para el presente estudio se recogieron en una hoja personalizada diseñada para el estudio (anexo 2).

3.1. Valoraciones goniométricas

Para las valoraciones angulares se utilizó un goniómetro rígido de dos brazos de 17,5 cm de longitud cada uno de ellos. Estos brazos se encontraban unidos a través de un fulcro que permitía la movilidad independiente de cada uno de los brazos. Presenta una escala angular de 0º-360º con incrementos de 2º y una escala lineal de 35 cm con una precisión de 1 mm (152) Este es un instrumento de medición ampliamente usado en la valoración ortopédica que ha demostrado ser válido para la realización de mediciones en la exploración clínica (153,154). Aunque no se ha estimado la variabilidad de las mediciones clínicas usando un goniómetro, las estimaciones realizadas sobre valoraciones radiológicas muestran una variabilidad de $\pm 2^\circ$ siempre se usa el mismo goniómetro y este es de características rígidas. Así mismo, esta variabilidad se reduce cuando las mediciones son realizadas por un mismo observador (155). Las mediciones goniométricas fueron realizadas por un único explorador con amplia experiencia en la valoración clínica ortopédica. Como se describe en las diferentes pruebas clínicas que se han valorado en el presente trabajo, la fiabilidad de las mediciones es mayor cuando las realiza un mismo observador que cuando las mediciones son realizadas por varios observadores. Para cada una de las mediciones goniométricas se tomó una única medición. Cuando las mediciones son repetidas por un mismo explorador se ha encontrado una diferencia media de 1º (rango de 0º-6º) entre las mediciones realizadas (156).

3.1.1. Movimiento pasivo de FD del tobillo con rodilla extendida:

Se solicita al sujeto que se coloque en la camilla de exploración en posición decúbito prono con las rodillas en extensión y con los tobillos y los pies por fuera del borde de la camilla. Se coloca un brazo del goniómetro en la cara lateral de la pierna paralelo al tercio distal de la diáfisis del peroné. El otro brazo del goniómetro se coloca en la cara lateral del pie paralelo a la diáfisis de quinto metatarsiano y el fulcro se coloca en la cara lateral del calcáneo. El explorador sujeta el goniómetro con una mano en esta posición mientras que con la otra ejerce una fuerza perpendicular a la superficie plantar del pie que lleve el tobillo a realizar una FD. Mientras el explorador está realizando esta maniobra debe realizar la fuerza sobre la cara plantar del pie de manera que el movimiento de FD se realice en el tobillo de la forma más pura posible, evitando

que el movimiento de FD del tobillo se realice conjuntamente con los movimientos de pronación de las articulaciones subastragalina y mediotarsiana. Para evitar esta situación en la medida de lo posible, ambas articulaciones deberán encontrarse en una posición de neutralidad (76) (Figura 7). Los trabajos revelan que las mediciones realizadas con esta técnica tienen una fiabilidad moderada - alta intraobservador. Johnson y col (157) refieren un valor del ICC al 95% de IC de 0.74. Youdas y col (158) de 0.825 (con rangos de 0.64-0.92) y Van Gheluwe y col (159) de 0,98 con un error estándar de medición de 0,7º cuando el explorador tiene más de 20 años de experiencia clínica. Por el contrario las valoraciones realizadas por diferentes exploradores muestran una fiabilidad mucho menor con valores del ICC al 95% de IC que oscilan entre un $0.26 \pm 0,12$ con un error estándar de medición de 3,0º (159), un 0,42 (160) y un 0,65 (157). No obstante, los resultados de realizar esta medición no son dependientes del grado de experiencia del examinador en la realización de la técnica (161).

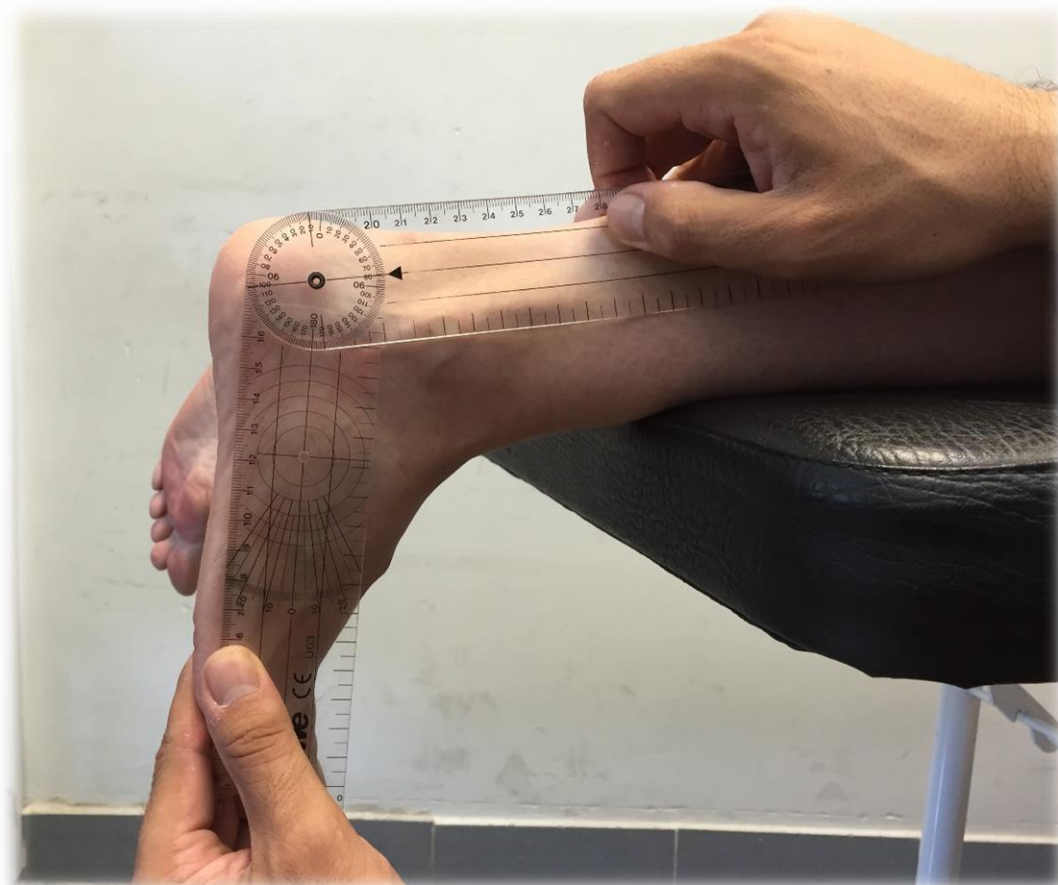


Figura 7: Medición del movimiento pasivo de FD del tobillo con rodilla extendida.

3.1.2. Posición relajada de calcáneo en carga (PRCC):

Se coloca al sujeto en posición de cúbito prono con las rodillas extendidas y los pies y tobillos por fuera de la camilla de exploración. Desde esta posición el explorador rota en interno el miembro inferior del sujeto hasta que la cara posterior de talón queda perpendicular al explorador. Se coloca un calibre que sujeta los bordes lateral y medial del tercio superior del talón y se marca el punto medio entre ambos bordes. Se repite la misma maniobra en el tercio inferior del talón y se unen ambos puntos a través de una línea que constituye la bisectriz de la cara posterior de talón (162). Una vez que se ha trazado se solicita al paciente que se coloque en una posición de bipedestación. Se le pide que de varios pasos sobre el sitio a fin de que pueda colocar los pies en su ángulo de marcha. Se coloca el goniómetro de dos brazos con una rama paralela al suelo y la otra rama paralela a la bisectriz del talón. Se toma como referencia el valor del ángulo formado por la bisectriz de la cara posterior de talón con la perpendicular al suelo. Se otorga un valor positivo (+) cuando la medición da valores compatibles con valgo de talón y valores negativos (-) cuando la medición da valores compatibles con varo de talón (40) (Figura 8). Cuando las mediciones son realizadas por un mismo observador esta prueba tiene una buena fiabilidad (ICC 95% IC oscila entre 0,94 – 0,97 con un error estándar de medición entre 0,7º y 1,0º), siendo mejor que cuando las mediciones son realizadas por varios exploradores (ICC 95% IC es de 0.62±0,45 con un error estándar medición de 2,4º) (159). Los resultados de la medición mejoran su fiabilidad cuando es realizada por personas con experiencia y sesiones de entrenamiento para corregir errores como demuestran Diamond y col (163), quienes encontraron una alta fiabilidad en las mediciones intraobservador (ICC 95% IC de 0,91-0,92 con error de medición estándar bajo de 1º-2º) y buena interobservador (ICC 95% IC entre 0-75 – 0,84 con error de medición estándar bajo de 1º). Las mediciones realizadas de la PRCC con otros instrumentos como inclinómetros no aportan mejor fiabilidad de las mediciones como muestran los trabajos realizados por Menz y Keenan (164) quienes encontraron una fiabilidad baja (ICC 99% IC de 0.354) con un error estándar de medición elevado ($\pm 6.29^\circ$) en las mediciones realizadas intraobservador. Las mediciones realizadas interobservador mejoraban la fiabilidad (ICC 99% IC de 0.742) pero mantenían un error estándar de medición elevado ($\pm 4.32^\circ$). La utilización de goniómetros digitales tampoco ha aportado mejor fiabilidad de la medición ni intraobservador (ICC 99% IC de 0.197) ni interobservador (ICC 99% IC de 0.61) con errores estándar de medición también elevados para ambos casos ($\pm 6.42^\circ$ y $\pm 4.44^\circ$ respectivamente) (164)



Figura 8. Medición de la posición relajada de calcáneo en carga (PRCC).

3.1.3. Tercio distal de la pierna.

Para trazar la bisectriz del tercio distal de la pierna tomamos como referencia la descripción realizada por Tomaro (165). Se coloca al sujeto en posición de decúbito prono sobre la camilla de exploración con las rodillas extendidas y con los pies y tobillos por fuera de la camilla de exploración. Se coloca los miembros inferiores del paciente con la cara posterior paralela al plano de la camilla. Desde esta posición se marca el punto central de la pierna a 2/3 de la longitud total de la pierna desde la línea media interna de la articulación de la rodilla hasta el maléolo interno. Un segundo punto se marca en el centro de la línea que une ambos maléolos. Ambos puntos se unen mediante una línea que forma la bisectriz del tercio distal de la pierna. Una vez trazada la bisectriz del tercio distal de la pierna se pide al sujeto que se coloque en bipedestación y se le pide que de varios pasos sobre el sitio a fin de que pueda colocar los pies en su ángulo de marcha. Con el sujeto en esta posición el explorador se coloca perpendicular a la cara posterior de la pierna y coloca uno de los brazos del goniómetro paralelo al suelo y el otro brazo paralelo a la bisectriz del tercio distal de la pierna. Se toma como punto de partida la posición de perpendicularidad de ambos brazos del goniómetro (0°) y se mide el ángulo que forma la bisectriz del tercio distal de la pierna con la línea perpendicular al suelo. Se otorga un valor positivo cuando la medición da valores de varo del

tercio distal de la pierna y valores negativos cuando la medición da valores de valgo del tercio distal de la pierna (Figura 9). Esta medición ha mostrado una buena fiabilidad intraobservador. Lohmann y col (166) han referido un ICC al 95% IC de 0.83 y Van Gheluwe y col (159) entre 0,85-0,92 con un error estándar de medición entre 0,7º y 1,0º. Como sucede con la PRCC, la fiabilidad de esta medición es peor cuando se comparan las mediciones realizadas por varios exploradores (ICC al 95% IC de $0.42 \pm 0,27$ con un error estándar de medición de 2,1º) y mejora cuando es realizada por personas con experiencia y sesiones de entrenamiento para corregir errores como demuestran Diamond y col. (163) que encontraron una alta fiabilidad en las mediciones intraobservador (ICC 95% IC de 0,84-0,86 con error de medición estándar bajo de 1º) y buena interobservador (ICC 95% IC entre 0,62 – 0,66 con error de medición estándar bajo de 1º).



Figura 9: Medición del tercio distal de la pierna

3.1.4. Angulo de pronación.

Con el paciente en una posición de bipedestación se le pide que de varios pasos sobre el sitio a fin de que pueda colocar los pies en su ángulo de marcha. Con el sujeto colocado en esta posición el ángulo de pronación o también conocido como ángulo retropié-pierna, se mide tomando como referencia las bisectrices que se han trazado en la cara posterior de talón y

en la cara posterior del tercio distal de la pierna. El punto de corte entre ambas bisectrices formará un ángulo cuyo valor será igual o inferior a los 180°. Sin embargo a efectos clínicos no se toma como referencia este ángulo sino el valor del ángulo complementario. Para realizar la medición se coloca un brazo del goniómetro se coloca paralelo a la bisectriz del tercio distal de la pierna y el otro brazo paralelo a la bisectriz de la cara posterior de calcáneo. Se consideraron como positivos los valores de este ángulo superiores a 0° (valores compatibles con posición de pronación de retropié) mientras que si el ángulo no llegaba a un valor de 0° se consideró como negativo (valores compatibles con posición de supinación de retropié) (Figura 10). Johnson y Gross (157) mostraron una alta fiabilidad de este ángulo tanto en valoraciones intraexplorador (ICC de 0.88) como interexplorador (ICC de 0.86).



Figura 10: Medición del ángulo de pronación.

3.1.5. Orientación espacial de eje de rotación de la ASA:

En 1987 Kevin Kirby desarrolló una técnica para proyectar la orientación espacial del eje de rotación de la articulación subtalar sobre la superficie plantar del pie (118). El paciente debe colocarse en posición decúbito supino con los pies y tobillos por fuera de la camilla de exploración y con una separación y angulación de las piernas en el plano frontal que simule la base de sustentación del paciente durante la bipedestación y la marcha. En esta posición el explorador realizara movimientos de pronación y supinación del pie hasta que la bisectriz de la cara plantar del pie desde el talón hasta el segundo dedo sea vertical al plano transversal y que la superficie plantar del pie se encuentre en una posición paralela al plano frontal. A esta posición de partida se la conoce como posición plantar paralela. Para poder mantener al paciente en esta posición plantar paralela el examinador deberá sujetar el pie ejerciendo una ligera fuerza con el pulgar sobre la superficie plantar de la cabeza del quinto metatarsiano. Se utilizará el pulgar de la mano contralateral para localizar el eje de la ASA. Partiendo de esta situación, el explorador localizará en primer término el eje de la ASA en el retropié. Se ejercerá con el pulgar una fuerza paralela al plano sagital del paciente sobre la superficie plantar del talón para simular los efectos de las fuerzas de reacción del suelo sobre el eje de rotación de la ASA en bipedestación. Cuando la fuerza ejercida por el pulgar se localice medial al eje de rotación de la ASA se generará un movimiento de supinación del pie y el explorador notará como el antepie se invertirá en relación a la pierna del paciente. Cuando la fuerza se localice lateral al eje de rotación de la ASA se generará un movimiento de pronación del pie y el explorador notará como el antepie se coloca en eversión en relación a la pierna del paciente. El explorador deberá continuar ejerciendo fuerzas sobre la superficie plantar del talón hasta que la fuerza ejercida no genere ningún movimiento. Este punto de no movimiento se marcará ya que coincide con la región por la que pasa el eje de rotación de la ASA (cuando se aplica una fuerza directamente sobre el eje de rotación no hay movimiento porque el valor del brazo de momento es cero). Una vez que se localiza el eje de rotación de la ASA en el talón, se realiza la misma operación en las zonas de mediopie y de antepie para poder trazar una línea que una estos puntos y determinar así la localización del eje de rotación de la ASA y su proyección sobre la superficie plantar del pie (Figura 11a). Tomando como base las observaciones realizadas en más de 2000 pacientes, el Dr. Kirby estableció que en aquellos pacientes que presentaban un pie con patrones de normalidad en la exploración clínica y de la marcha el eje de la ASA se dirigía desde una localización postero-lateral del talón al primer espacio intermetatarsal (figura 11b). Así pues, utilizando estas observaciones estableció ésta como la localización normal del eje de rotación de la ASA. Como variaciones de la situación de normalidad del eje de rotación de la ASA, el Dr. Kirby definió la

presencia de un eje de rotación de la ASA con una orientación medializada y un eje de rotación de la ASA con una orientación lateralizada. Cuando presenta una orientación medializada el eje de rotación se caracterizan por tener una orientación más perpendicular con el plano sagital (mayor angulación con la línea media del pie). Así la parte distal del eje de rotación de la ASA se proyectará por cualquiera de las estructuras anatómicas que quedan proximales al sesamoideo medial (diáfisis y base del primer metatarsiano, primera cuña, escafoides) (Figura 11c). Por su parte, el eje de rotación de la ASA desviado hacia lateral se caracteriza porque su parte distal se proyecta por cualquiera de las estructuras que se localizan laterales al sesamoideo fibular (cabeza de metatarsianos centrales o espacios intermetatarsianos segundo y tercero) (Figura 11d). De Schepper y col (120) valoraron la fiabilidad intra e interobservador de estas técnicas y encontraron una alta precisión intraobservador (ICC de 0.72 a 0.93) a pesar de la diferente experiencia que presentaban los tres exploradores que participaron en el estudio.



Figura 11: Valoración del eje de rotación de la ASA y tipos de eje de rotación de ASA.

3.1.6. Navicular drop.

Este test fue inicialmente descrito por Brody en 1982 (167). En su descripción original se valora la diferencia de altura de la tuberosidad del escafoides entre dos posiciones del paciente: la posición de bipedestación relajada en apoyo bipodal y la posición de bipedestación en apoyo bipodal con la ASA en su posición de neutralidad. Dada la controversia que existe en la literatura ortopédica sobre la posición neutra de la ASA y dado que es muy complejo definir clínicamente la posición de máxima congruencia articular entre astrágalo y calcáneo, Menz propuso utilizar la posición de máxima congruencia de la articulación talo-navicular como maniobra clínica alternativa para valorar la posición de

neutralidad del retropié (168). Sin embargo, como describe Kirby (169), en la exploración clínica el cálculo de la posición neutra de la ASA a través de la posición de máxima congruencia de la articulación talo-navicular también es impreciso. El clínico no tiene referencias objetivas que utilizar para definir la posición de máxima congruencia de esta articulación y tiene que definirla en base a las sensaciones que obtiene al palpar la relación entre cabeza del astrágalo y el escafoides mientras realiza movimientos suaves de pronosupinación. En base a esto se utilizó una variante del test de caída del escafoides descrito por Brantingham y col (170). Con el paciente en posición de sedestación con las rodillas y tobillos a 90° se palpa la tuberosidad de escafoides y se marca con un rotulador el punto más prominente de la misma y se mide la distancia desde el suelo hasta el punto marcado de la tuberosidad de escafoides (Figura 12a). Esta distancia se anota como distancia A. Seguidamente se pide al paciente que se coloque en posición de bipedestación y de varios pasos sobre el sitio para que pueda colocar los pies en su ángulo de marcha. Con el sujeto en esta posición el explorador vuelve a medir la distancia desde el punto marcado en la tuberosidad del escafoides hasta el suelo (Figura 12b). Esta distancia se anota como distancia B. Para el cálculo del test de caída del escafoides (navicular drop) se resta a la distancia A el valor de la distancia B. El resultado en milímetros es el valor que se toma de este test. Las mediciones se realizaron utilizando un calibre digital que tiene un rango de medida de 0-150 mm con una precisión de medición de $\pm 0,02$ mm. (Powerfix®; Alemania). Aunque no hemos encontrado estudio que valoren la fiabilidad de esta medición intraobservador o interobservador, los trabajos que valoran la fiabilidad de las mediciones realizadas con la técnica descrita por Brody (167) demuestran una correlación moderada tanto si las mediciones son realizadas por un mismo observador [ICC 95% CI de 0.45 (0.26 – 0.60) con un error estándar máximo de 3.2 (-6.1 – 5.3)] como por varios observadores [ICC 95% CI de 0.43 (0.23 – 0.59) con un error estándar máximo de 2.5 (-5.6 – 6.1)] (171).

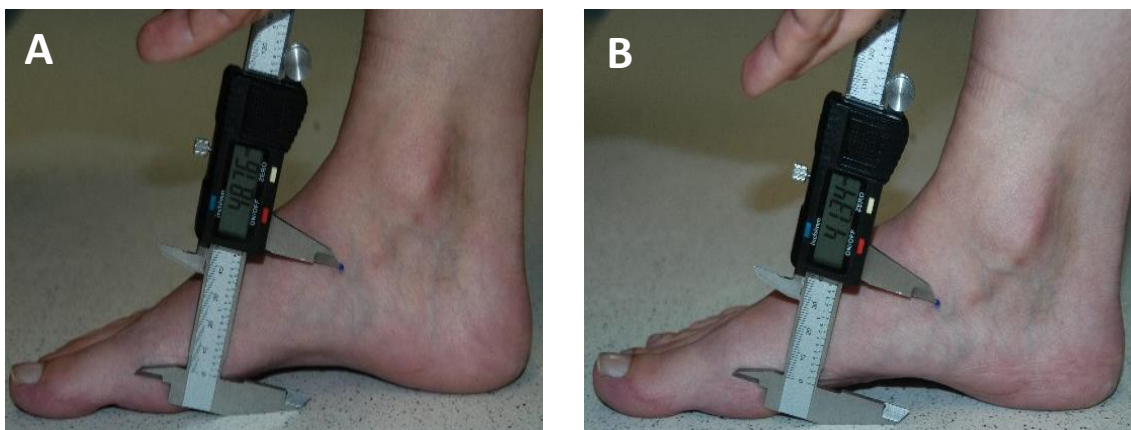


Figura 12: Medición de test de navicular drop.

3.1.7. Movimiento de R1.

Se coloca el sujeto en posición de decúbito supino sobre la camilla de exploración con las rodillas extendidas. Partiendo de esta posición el explorador coloca una mano sujetando los metatarsianos menores (2º a 5º metatarsiano) a la altura de las cabezas metatarsales de forma que el dedo índice queda colocado en la superficie dorsal de la cabeza del segundo metatarsiano. Esta mano se mantendrá fija y el dedo índice de esta mano servirá como punto de referencia para calibrar el movimiento del primer metatarsiano. Con la mano contralateral el explorador sujetará la cabeza del primer metatarsiano de forma que su dedo índice quedará en la superficie dorsal de la misma y el pulgar en la superficie plantar. Una vez que tiene sujeta la cabeza del primer metatarsiano se moverá esta hasta una posición de neutralidad entendiendo esta como la situación en la que ambos dedos índices se encuentran enfrentados a la misma altura (Figura 13a). Desde esta posición el explorador ejercerá una fuerza de FD y se cuantificará de forma visual la excursión de movimiento de R1 en FD (Figura 13b). Una vez realizado este movimiento se volverá a la posición de neutralidad y se realizará una fuerza de FP para poder cuantificar de forma visual la excursión de movimiento de R1 en FP (Figura 13c). En condiciones de normalidad se establece la existencia de igual rango de movilidad en FD que en FP (40). De esta forma se establecerá una estimación visual de ambos rangos de movilidad. El resultado se registrará como mayor movimiento de FD de R1 (FD>FP), mayor movimiento de FP de R1 (FD<FP) o igualdad de ambos movimientos (FD=FP).

En todos los casos se colocó tanto la articulación del tobillo como la ASA en una posición de neutralidad para evitar su influencia en los resultados de movilidad de R1. Bevans (172) señaló que la posición de la ASA modifica el rango de movimiento en FD de R1, de forma que una posición en eversión incrementa el rango de FD de R1 y una posición de inversión lo disminuye. Por su parte Grebing y Coughlin (173) señalaron que la posición de FP del tobillo incrementa el rango de movimiento de FD de R1 y la posición de FD del tobillo lo disminuye.

Aunque algunos autores han señalado que esta forma de valorar el rango de movilidad de R1 podría tener una fiabilidad pobre tanto intraobservador (índice kappa 0.03-0.26) como interobservador (índice kappa entre 0.02-0.14) (174), otros autores han señalado que la concordancia intraobservador sería buena (índice kappa entre 0.50 y 0.80). Sin embargo, las estimaciones manuales del rango de movilidad de R1 no han mostrado una relación con el rango total de desplazamiento en FD de R1 cuando se cuantifica en mm. ($r = -0.21$). (175). Por dicho motivo, además de realizar una estimación visual del rango de movilidad de R1, realizamos una cuantificación del desplazamiento en FD de R1 medido en mm. Para realizar esta medición

utilizamos la misma técnica que se ha descrito para la estimación visual del rango de movimiento de R1 con pequeñas variantes encaminadas a permitir la medición en mm del desplazamiento en FD de R1. Partiendo de la posición en decúbito supino que se ha descrito anteriormente, el explorador coloca una mano sujetando los metatarsianos menores (2º a 5º metatarsiano) a la altura de las cabezas metatarsales de forma que el dedo índice y medio quedan colocados en la superficie dorsal de la cabeza del segundo metatarsiano. Utilizando estos dedos se sujeta un goniómetro de forma que la parte milimetrada del brazo quede mirando hacia el primer radio. Con la mano contralateral el explorador sujetará la cabeza del primer metatarsiano de forma que su dedo índice quedará en la superficie dorsal de la misma y el pulgar en la superficie plantar. Una vez que tiene sujeta la cabeza del primer metatarsiano se moverá esta hasta una posición de neutralidad entendiendo esta como la situación en la que ambos dedos índices se encuentran enfrentados a la misma altura (figura 14a). Desde esta posición el explorador ejercerá una fuerza de FD. El dedo índice se utiliza como referencia para marcar en el brazo del goniómetro los mm que se desplaza el R1 en FD (figura 14b). Van Gheluwe y col (159) mostraron para la medición del rango de FD de R1 una alta fiabilidad intraobservador (ICC al 95% de IC entre 0,86 y 0,98 con un error estándar de medición entre 0,7 y 1,6) y baja interobservador (ICC al 95% de IC de $0,16 \pm 0,06$ con un error estándar de medición de 3,2).



Figura 13a-c: Medición del movimiento de R1.

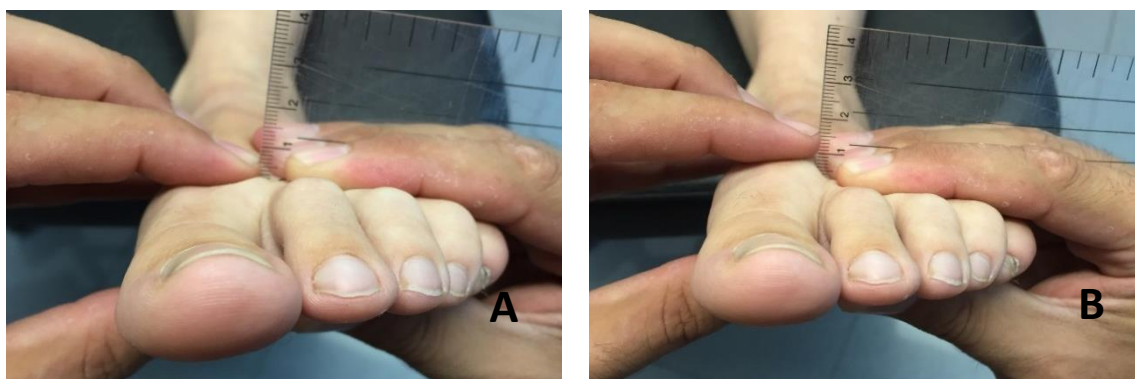


Figura 14a-b. Cuantificación del movimiento en FD de R1

3.1.8. Test de hallux limitus funcional (HLF):

Se solicita al sujeto que se coloque en la camilla de exploración en posición de decúbito supino con las rodillas extendidas. El explorador coloca el pie del sujeto con la ASA en posición de neutralidad. Desde esta posición con el pulgar de una mano el explorador ejerce una fuerza en la superficie plantar de la cabeza del primer metatarsiano, perpendicular a la misma, que lleva al primer metatarsiano a colocarse en una posición de FD. Simultáneamente con el pulgar de la mano contralateral el explorador ejerce una fuerza en la cara plantar del hallux intentando realizar un movimiento de FD de la 1ª AMTF. Se considera negativo el test cuando inmediatamente se produce un movimiento de FP del primer metatarsiano y de FD de la 1ª AMTF y se considera positivo cuando el primer metatarsiano no realiza un movimiento de FP o hay un retardo en la realización de este movimiento del primer metatarsiano y del movimiento de FD de la 1ª AMTF. (137) (Figura 15). Aunque no existen trabajos que nos muestren la fiabilidad de este test ni intraobservador ni interobservador, Payne y col. (176) han señalado que es una prueba clínica que tiene una sensibilidad del 0.72 y una especificidad de 0.66 como predictor de una función anómala en pronación del pie durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha.



Figura 15: Test de hallux limitus funcional.

3.1.9. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF (sedestación y bipedestación).

En términos generales se han descrito dos formas de realizar una valoración clínica del rango de FD de la 1ª AMTF: La estimación visual y la valoración goniométrica. Los estudios muestran que la valoración goniométrica realizada por clínicos con experiencia tiene mayor fiabilidad (ICC 95% IC entre 0.827 y 0.975 con un error de medición estándar de 1.8º–2.5º), que las valoraciones realizadas mediante estimaciones visuales (ICC 95% IC entre 0.167 y 0.672 con un error de medición estándar de 3.8º–6.4º), tanto cuando las realiza un mismo clínico como cuando son realizadas por diferentes clínicos (46). Así mismo, cualquiera de las valoraciones goniométricas del rango de FD de la 1ª AMTF que se han descrito en la literatura (tanto en descarga como en carga) han mostrado muy buena fiabilidad (ICC entre 0.90 – 0.976 con errores de medición estándar entre 0.80º-1.44º) (44). En todas ellas se utiliza como referencia para realizar las mediciones la diáfisis del primer metatarsiano y el hallux. En unos casos la medición se realiza colocando los brazos del goniómetro sobre la superficie dorsal de ambas estructuras con el fulcro sobre la 1ª AMTF. En otros casos se traza la bisectriz de la diáfisis del primer metatarsiano y de la falange proximal del hallux por su cara medial y los brazos del goniómetro se colocan paralelos a ambas bisectrices. Al realizar el movimiento de FD del hallux hasta su rango final se forma un ángulo entre los dos brazos del goniómetro cuyo valor se toma como referencia del rango de FD de la 1ª AMTF. Esta medición puede realizarse tanto en descarga (paciente sentado con rodillas y tobillos a 90º) como en carga (paciente en bipedestación con los pies colocados en su ángulo de marcha). Aunque esta es la descripción mas estandarizada para valorar el rango de FD de la 1ª AMTF, dadas las características del estudio, nosotros optamos por utilizar la variante descrita por Roukis (49). El utilizó la maniobra de Jack como método para calcular el rango de FD de la 1ª AMTF. Así pues, se coloca al paciente en bipedestación en su ángulo de marcha sobre una plataforma de manera que el hallux quede por fuera de dicha plataforma. Un brazo del goniómetro se coloca paralelo al suelo, el fulcro en el centro de la 1ª AMTF perpendicular a la misma y el otro brazo del goniómetro paralelo al hallux. Con el paciente en esta posición se realiza una fuerza sobre la cara plantar del hallux realizando una FD de la 1ª AMTF hasta que el examinador nota una resistencia al movimiento de FD y justo antes de que el primer metatarsiano comience a realizar el movimiento de FP. Este se considera el punto de máxima FD de la 1ª AMTF en carga (Figura 16a). En nuestro estudio hemos utilizado la misma metodología para la valoración del rango de FD de la 1ª AMTF en descarga (Figura 16 b). La única diferencia es la posición de partida del paciente que era sentado con los tobillos y rodillas angulados a 90º y con el hallux y el primer metatarsiano apoyados en el suelo. Los pies del sujeto

estaban separados a una distancia similar a la distancia entre sus espinas iliacas antero superiores para evitar posiciones de abducción o de adducción del miembro inferior.

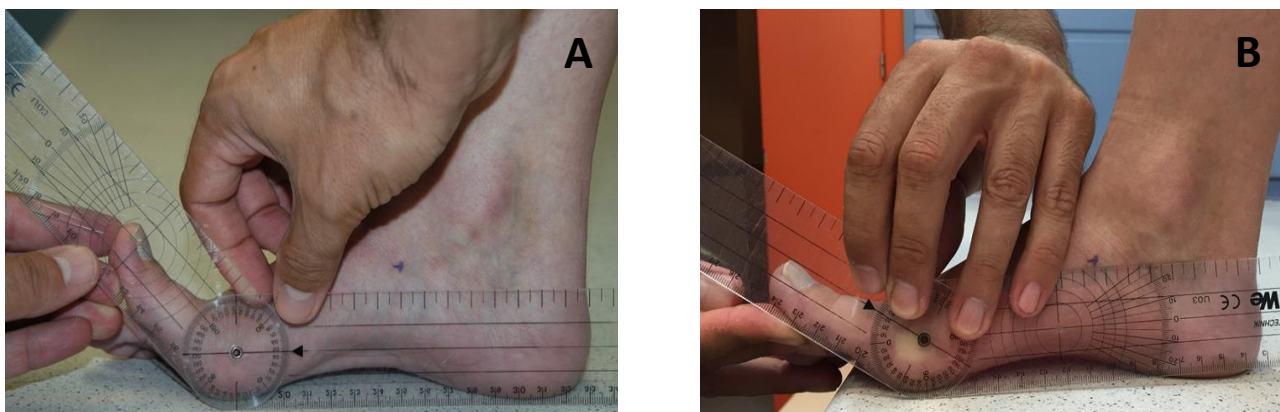


Figura 16. Medición del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en sedestación (A) y en bipedestación (B).

3.1.10. Test de resistencia a la supinación (TRS).

Es una maniobra clínica que se ha descrito para estimar la magnitud del momento de fuerza pronador que está soportando el pie a nivel de la ASA. De esta forma se puede realizar un cálculo aproximado de la magnitud del momento supinador que debe generarse en la ASA con el uso de una ortesis plantar. Este test fue descrito por Kirby (177). Con el paciente en una posición de bipedestación se le pide que de varios pasos sobre el sitio a fin de que pueda colocar los pies en su ángulo de marcha. Con el sujeto colocado en esta posición el explorador coloca los dedos índice y medio en la región plantar y medial del escafoides y ejerce una fuerza ascendente con la intención de supinar el pie (figura 17). En base a la fuerza que se precise para generar un movimiento de supinación del pie se puede estimar la magnitud de las fuerzas pronadoras que está soportando el pie. De esta forma podemos clasificar el resultado del TRS en cuatro categorías:

1.- TRS muy costoso: Al ejercer la fuerza supinadora el explorador no consigue generar ningún movimiento de supinación en el pie.

2.- TRS costoso: Al ejercer la fuerza supinadora el explorador consigue generar un pequeño movimiento de supinación en el pie.

3.- TRS moderadamente costoso: Al ejercer la fuerza supinadora el explorador consigue generar un movimiento de supinación en el pie aunque nota resistencia a la realización del movimiento.

4.- TRS poco costoso: Al ejercer la fuerza supinadora el explorador consigue generar un claro movimiento de supinación en el pie sin que note una resistencia a la realización del movimiento.

Noakes y Payne (178) encontraron que este test tiene una alta fiabilidad intraobservador cuando es realizado por clínicos con experiencia (ICC entre 0,82 [95% IC; 0,72-0,88] y 0,78 [95% IC; 0,69-0,86]) mientras que cuando es realizado por clínicos con poca o nula experiencia la fiabilidad es menor (ICC entre 0,56 [95% IC; 0,32-0,71] y 0,62 [95% IC; 0,41-0,75]). Por su parte el test muestra una fiabilidad interobservador también alta (ICC entre 0,79 [95% IC; 0,71-0,84] y 0,84 [95% IC; 0,77-0,89]).



Figura 17. Test de resistencia a la supinación.

3.1.11. Pinch callus.

El pinch callus se define como la presencia de una queratosis en el borde medial y plantar de la articulación interfalángica del hallux (figura 18). Su aparición se relaciona con la presencia de un déficit en el rango de movilidad en FD de la 1ª AMTF que obliga al paciente a realizar un movimiento de rodamiento alrededor del hallux durante la fase propulsiva. Esta situación genera fuerzas de cizallamiento en la región plantar y medial del hallux que son las responsables del desarrollo de esta queratosis (76). La presencia de un pinch callus es un hallazgo clínico predictivo de la existencia de compensaciones en la marcha como consecuencia de limitaciones de movimiento en el plano sagital (179) En nuestro estudio se ha registrado la presencia o ausencia de esta lesión queratósica.



Figura 18. Lesión queratósica en el borde medial de la articulación interfalángica del hallux (pinch callus)

3.2. Protocolo de actuación.

3.2.1. Valoración goniométrica de la FD pasiva de la 1ª AMTF en situación basal y con la colocación de 1 CSR y de 2 CSR.

Una vez recogidos los datos personales de cada sujeto y las variables goniométricas se pasó a recoger los datos relacionados con las variables dependientes. En primer lugar se instruyó al sujeto para que pudiera colocarse en bipedestación en su ángulo de marcha sobre la plataforma que utilizamos para el desarrollo del estudio. Esta plataforma es el banco de marcha que hay en las consultas del servicio de Patología y Ortopedia de la Clínica Universitaria de Podología para realizar el estudio visual y cualitativo de la marcha de los pacientes. Tiene una longitud de 7 metros de largo por 1,5 metros de ancho y está situado a una altura de 1 metro, de manera que permite al clínico manipular cómodamente el pie del paciente. Se instruyó al paciente para que se colocara de forma que las AMTF se colocaran en el borde distal de la plataforma para que los dedos quedaran por fuera de la misma a fin de facilitar la aplicación de la fuerza de FD sobre la cara plantar del hallux.

Una vez colocado el paciente en la posición de partida lo primero se procede a realizar es la medición goniométrica de la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga según la técnica descrita por Roukis (49) como se ha señalado en el punto 3.1.9. En todos los casos la fuerza se aplica con el

dedo pulgar del explorador en la cara plantar del hallux a nivel de la articulación interfalángica. El valor de esta medición se anota y se deja de ejercer la fuerza de FD sobre el hallux permitiendo que vuelva a su posición de partida. Sin modificar la posición del paciente se le solicita que levante ligeramente el talón para poder colocar en el borde su borde medial una CSR. Para mantener la simetría de ambos miembros inferiores la CSR se colocó en ambos pies. Se utilizaron para el estudio CSR estándar de 6 mm de altura máxima y con una angulación de 7° (fabricada en conglomerado de caucho y serrín con una dureza de 70°-75° shore A y una densidad de 1,58 gr/cm³. Comercializada por Herbitas®; España). Una vez colocada la CSR se procede a realizar de nuevo la valoración goniométrica de la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga según la técnica descrita por Roukis (49) (Figura 19). El valor de esta medición se anota y se deja de ejercer la fuerza de FD sobre el hallux permitiendo que vuelva a su posición de partida. Sin modificar la posición del paciente se coloca en el borde interno del talón del sujeto una segunda CSR de las mismas características y siguiendo el mismo procedimiento. Una vez colocadas las dos CSR en el borde medial del talón del sujeto (12 mm altura y 15° de angulación) se procede a realizar de nuevo la valoración goniométrica de la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga según la técnica descrita por Roukis (49) (Figura 20). El valor de esta medición se anota y se deja de ejercer la fuerza de FD sobre el hallux permitiendo que vuelva a su posición de partida.



Figura 19. Medición de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación con 1 CSR colocada.



Figura 20. Medición de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación con 2 CSR colocadas.

3.2.2. Cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga con la colocación de 1 CSR y de 2 CSR.

Para el cálculo de las variables cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga al colocar 1 CSR y cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga al colocar 2 CSR se utilizaron los valores obtenidos al medir el movimiento de FD de la 1ª AMTF en bipedestación tanto en situación basal (sin CSR colocadas) como al colocar 1 CSR y al colocar 2 CSR.

Para calcular la variable cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga al colocar 1 CSR se realizó una resta entre los valores obtenidos al medir la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar 1 CSR y la FD pasiva de la 1ª AMTF en situación basal. El resultado de esta resta es el valor neto del cambio que se produce en el movimiento de FD de la 1ª AMTF en carga cuando colocamos al sujeto 1 CSR. Cuando el valor es positivo indica que la colocación de 1 CSR ha incrementado el movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF mientras que cuando el valor es negativo indica que la colocación de 1 CSR ha disminuido el movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF.

Por su parte, para el cálculo de la variable cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga al colocar 2 CSR se realizó una resta entre los valores obtenidos al medir

la FD pasiva de la 1ª AMTF cuando colocamos 2 CSR y la FD pasiva de la 1ª AMTF cuando colocamos 1 CSR. El resultado de esta resta es el valor neto del cambio que se produce en el movimiento de FD de la 1ª AMTF en carga cuando colocamos al sujeto una segunda CSR. Cuando el valor es positivo indica que la colocación de la segunda CSR ha incrementado el movimiento de FD de la 1ª AMTF mientras que cuando el valor es negativo indica que la colocación de la segunda CSR ha disminuido el movimiento en FD de la 1ª AMTF.

3.2.3. Valoración del cociente de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en situación basal y con la colocación de 1 CSR y de 2 CSR.

Una vez que se han realizado las mediciones goniométricas de la 1ª AMTF tanto en situación basal (sin colocar CSR) como al colocar 1 CSR y 2 CSR se procede a realizar las mediciones de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación. Como ya se ha comentado en la introducción, la rigidez es una razón entre la fuerza que se aplica y el desplazamiento que se obtiene por la aplicación de esa fuerza. En el caso que nos ocupa la fuerza será la que ejerce el explorador en la cara plantar del hallux y el desplazamiento serán los grados de FD que realiza la 1ª AMTF. Así pues en nuestro caso el cálculo de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD vendrá definido por la siguiente fórmula:

$$K = \frac{F}{\delta}$$

Donde K representa el cociente de rigidez de la 1ª AMTF; F representa la fuerza aplicada medida en Newtons (N) y δ representa el desplazamiento en FD de la 1ª AMTF medido en grados.

Para el cálculo de la fuerza que se aplicaba a la cara plantar del hallux cuando se realiza de forma pasiva el movimiento de FD de la 1ª AMTF, se utilizó un dinamómetro digital modelo PCE-FG 500 (PCE-Ibérica SL; España) con una resolución de 0,1 N, un error de medición estimado de $\pm 0,05\%$ del valor de medición y una carga máxima de 500 N

Solicitamos de nuevo al sujeto que se coloque en la posición de partida (bipedestación con su ángulo de marcha con las AMTF apoyadas en el borde del banco de marcha y los dedos por fuera de este). Una vez colocado el paciente en esta posición se coloca el goniómetro en la cara medial del pie de forma que el fulcro este perpendicular a la 1ª AMTF, uno de sus brazos paralelo al suelo y el otro paralelo al hallux. Este brazo se desplazará junto con el hallux para medir el rango de FD de la articulación. Con la otra mano el explorador colocará el dinamómetro en la cara plantar del hallux a la altura de la articulación interfalángica y ejercerá una fuerza perpendicular

a la cara plantar del hallux hasta que note una resistencia al movimiento de FD y justo antes de que el primer metatarsiano comience a realizar el movimiento de FP. En ese momento se registra el valor de la fuerza que se está aplicando en newtons. Se repitió esta medición tres veces en cada sujeto y se obtuvo la media de las tres mediciones que fue el valor que se utilizó en el estudio. Dada la resolución del dinamómetro, las características viscoelásticas que tienen los tejidos y la forma de aplicar la fuerza (se hizo de forma manual y no utilizando dispositivos que aplican fuerza de forma controlada) el valor en newtons de la fuerza que se aplicó no fue posible adquirirla con todos los decimales que permite registrar el dinamómetro por lo que se tendió a redondear la magnitud de la fuerza que se ejercía en intervalos de 0,5 N. Una vez obtenidos los valores de FD de la 1ª AMTF y de la fuerza aplicada para flexionar el hallux, se obtiene el cociente de rigidez según la fórmula antes indicada y este es el valor que se utiliza como variable en el estudio. Una vez registrados los valores, se deja de ejercer la fuerza de FD sobre el hallux permitiendo que vuelva a su posición de partida. El mismo procedimiento se repitió tras la colocación de una CSR y tras la colocación de dos CSR (Figuras 21 y 22). Las CSR que se utilizaron para la realización de estas mediciones y la forma de colocarlas en el talón son iguales a las descritas en el punto 3.2.1. En cada una de las mediciones se obtuvo un cociente de rigidez que fue la variable utilizada en el estudio.

En todos los sujetos primero se realizaron las mediciones en el pie derecho y luego en el pie izquierdo.



Figura 21. Medición de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación con 1 CSR colocada.

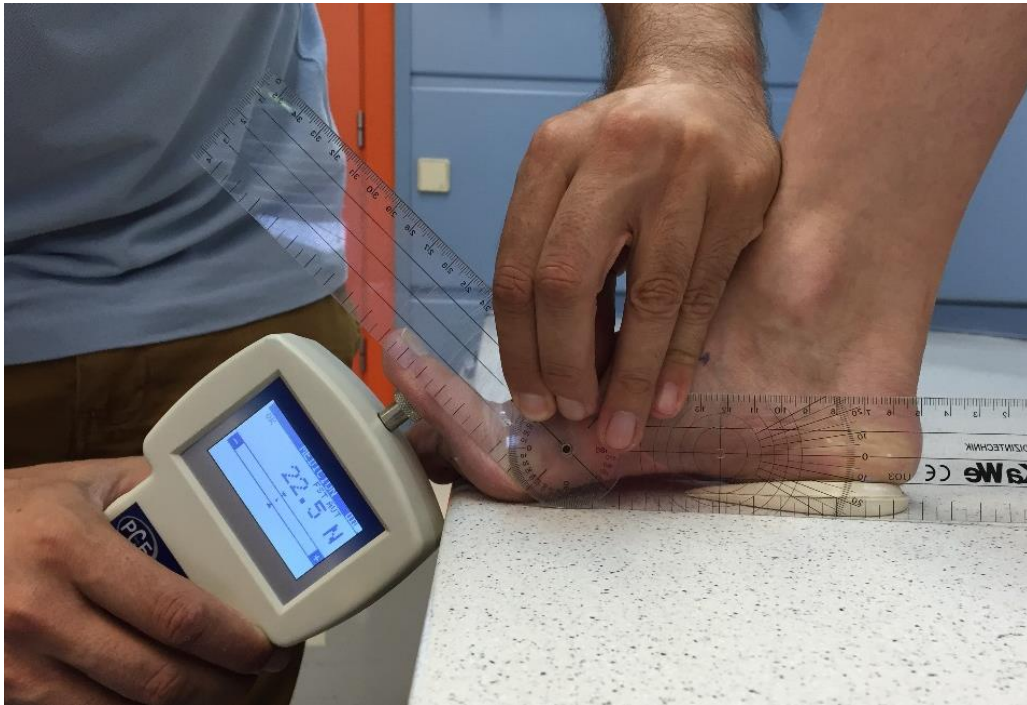


Figura 22. Medición de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación con 2 CSR colocadas.

3.2.4. Cantidad de cambio que se produce en el cociente de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo con la colocación de 1 CSR y de 2 CSR.

Para el cálculo de las variables cantidad de cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga al colocar 1 CSR y cantidad de cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga al colocar 2 CSR se utilizaron los valores obtenidos al medir la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación tanto en situación basal (sin CSR colocadas) como al colocar 1 CSR y al colocar 2 CSR.

Para calcular la variable cantidad de cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD al colocar 1 CSR se realizó una resta entre los valores obtenidos al medir la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en situación basal y la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo al colocar 1 CSR. El resultado de esta resta es el valor neto del cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga cuando colocamos 1 CSR. Cuando el valor es positivo indica que la colocación de 1 CSR ha disminuido la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo mientras que cuando el valor es negativo indica que la colocación de 1 CSR ha incrementado la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación.

Por su parte, para el cálculo de la variable cantidad de cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga con la colocación de 2 CSR se realizó una resta entre los valores obtenidos al medir la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo cuando colocamos 1 CSR y la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo cuando colocamos 2 CSR. El resultado de esta resta es el valor neto del cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga cuando se añade una segunda CSR. Cuando el valor es positivo indica que la colocación de la segunda CSR ha disminuido la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo mientras que cuando el valor es negativo indica que la colocación de la segunda CSR ha incrementado la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación.

4. MÉTODO ESTADÍSTICO

La descripción de las variables cualitativas se realizó mediante la distribución de frecuencias y porcentajes. Para la descripción de las variables cuantitativas se utilizó la media, la desviación estándar y los valores máximo y mínimo cuando la distribución de datos se consideró normal mientras que en el caso contrario se utilizó la mediana, los cuartiles y los valores máximo y mínimo. La distribución normal de los datos de una variable se comprobó mediante el test de Shapiro-Wilk.

El análisis de asociación entre variables cualitativas se realizó mediante la prueba de la Chi-cuadrado (χ^2). Sin embargo, se utilizó la prueba exacta de Fisher en aquellas variables donde fue menor de 5 alguna de las frecuencias esperadas en las tablas de contingencia en la hipótesis de independencia de las variables. Para las variables cuantitativas se utilizó el coeficiente de correlación lineal de Pearson cuando las variables presentaban una distribución normal y el coeficiente de correlación de Spearman (Rho Spearman) cuando no presentaban una distribución normal.

El estudio de los cambios que se producen en el movimiento de FD y en la rigidez al movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar CSR se realizó con el análisis de la varianza no paramétrico de Friedman para muestras relacionadas y con las pruebas de Kruskal-Wallis o de la U de Mann-Whitney para muestras independientes. Cuando se utilizó el análisis de la varianza no paramétrico de Friedman o la prueba de Kruskal-Wallis, al comprobar la existencia de las diferencias entre las diferentes posiciones se realizó un test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico para ver entre que posiciones había diferencias. Se realizó un ajuste de Bonferroni de los p-valores multiplicándolos por el número de comparaciones analizadas.

Se realizó un análisis de regresión lineal por pasos para valorar la relación de las diferentes variables con las variables dependientes (rango de FD y rigidez al movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en bipedestación). En cada regresión se introdujo la variable más relacionada y posteriormente fueron entrando aquellas variables que añadían información adicional a la explicación de la variable dependiente. Se realizaron pruebas diagnósticas como el estudio de la colinealidad, el análisis de puntos influyentes y el análisis de normalidad los residuos.

Se valoró si en la muestra estudiada existían pies que pudieran agruparse en función de los valores obtenidos en las variables de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación y de la rigidez al movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en bipedestación, así como de los cambios que se

obtienen en estas variables con la colocación de una CSR y de una segunda CSR. Los conjuntos de pies obtenidos se caracterizaron con el resto de variables cualitativas y cuantitativas. Para ello se realizó un análisis de conglomerados ascendente jerárquico sobre las puntuaciones factoriales de un análisis de componentes principales (variables de FD pasiva y rigidez a la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación). En el análisis de conglomerados se utilizó la medida de Ward. Se realizó un corte en la jerarquía de conglomerados quedando 4 conglomerados definidos. Este corte queda determinado por un salto importante en la pérdida de inercia (variabilidad) inter-conglomerados que se obtiene al formar un nuevo conglomerado por unión de dos conglomerados en el proceso jerárquico. Cada uno de los conglomerados resultantes muestra las relaciones que presentan las diferentes variables estudiadas con las variables de rango de FD pasivo y rigidez al movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en bipedestación. La caracterización de los conglomerados por las variables cuantitativas se realiza mediante la comparación de los valores promedio de las variables con el valor promedio que tienen en la muestra general utilizando la prueba de la t de Student. Por su parte, la caracterización de los conglomerados por las variables cualitativas se realiza mediante la comparación del porcentaje que tiene una característica de la variable en el conglomerado con el porcentaje que tiene esa característica en la muestra general utilizando la prueba de la Chi-cuadrado (χ^2).

El análisis estadístico se realizó mediante el paquete informático SPSS v.22.0 para Windows. Para el análisis de conglomerados se utilizó el programa SPAD 8.2.8. (Coheris analytics spad).

En todos los test realizados se han asumido diferencias significativas para valores de α del 5%; $p < 0.05$.

5. CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS DE LA MUESTRA

La distribución por género de la población de estudio queda reflejada en el gráfico 1. Por su parte, sus características antropométricas se reflejan en la tabla 2 mediante la descripción de la media, desviación estándar, mediana, valores máximos y mínimos y percentiles 25 y 75.

Gráfico 1. Distribución por género de la muestra estudiada.

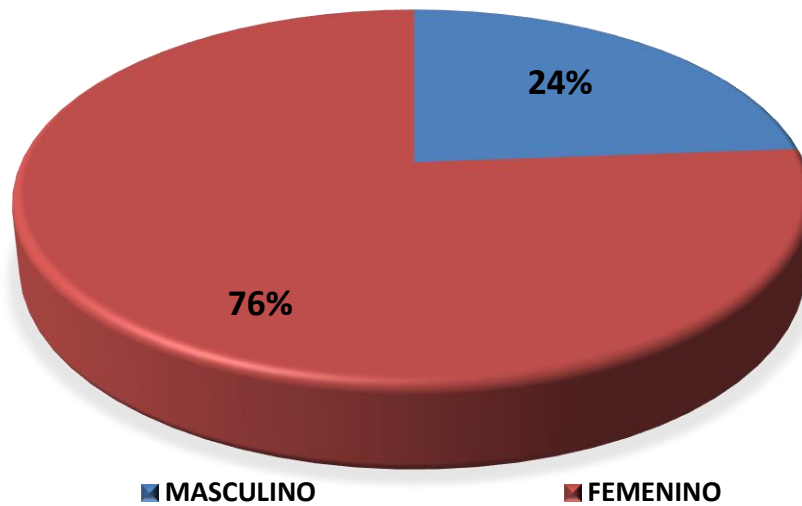


Tabla 2: características antropométricas de la población de estudio.

N= 126		Media (\pm SD)	Mediana	Máximo	Mínimo	P25	P75	p-valor
EDAD		26,10 \pm 7,38	23,50	58,00	19,00	21,25	27	
PESO	Hombre	73,19 \pm 13,62	77,50	100,00	48,00	63,50	80,50	<0,0001
	Mujer	59,74 \pm 11,04	57,00	111,00	47,00	53,00	62,00	
TALLA	Hombre	177,23 \pm 11,26	181,00	190,00	150,00	172,75	185,25	<0,0001
	Mujer	164,51 \pm 5,97	164,00	177,00	150,00	160,00	169,00	
IMC	Hombre	23,13 \pm 2,62	22,83	27,99	18,92	21,21	25,28	0,116
	Mujer	22,08 \pm 3,94	21,23	41,27	15,29	20,19	23,08	

IMC: Índice de masa corporal.

RESULTADOS

1.- CARACTERÍSTICAS DE LAS VARIABLES ANALIZADAS EN LA MUESTRA

1.1. Variables cualitativas.

En los siguientes gráficos se describen las características de las variables clínicas cualitativas analizadas en la muestra que hemos estudiado. Casi dos tercios de la muestra estudiada presentaban el eje de rotación de la ASA medializado (65,9%) (gráfico 2) y un TRS costoso o muy costoso (57,2%) (gráfico 3), lo que indica que la muestra estudiada presentaba características clínicas compatibles con pronación.

Gráfico 2: Características del eje de rotación de la ASA

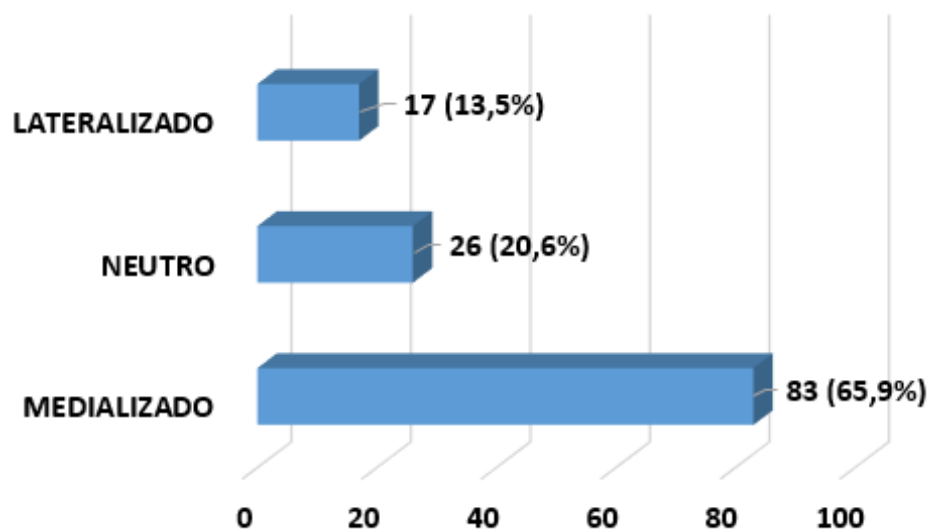
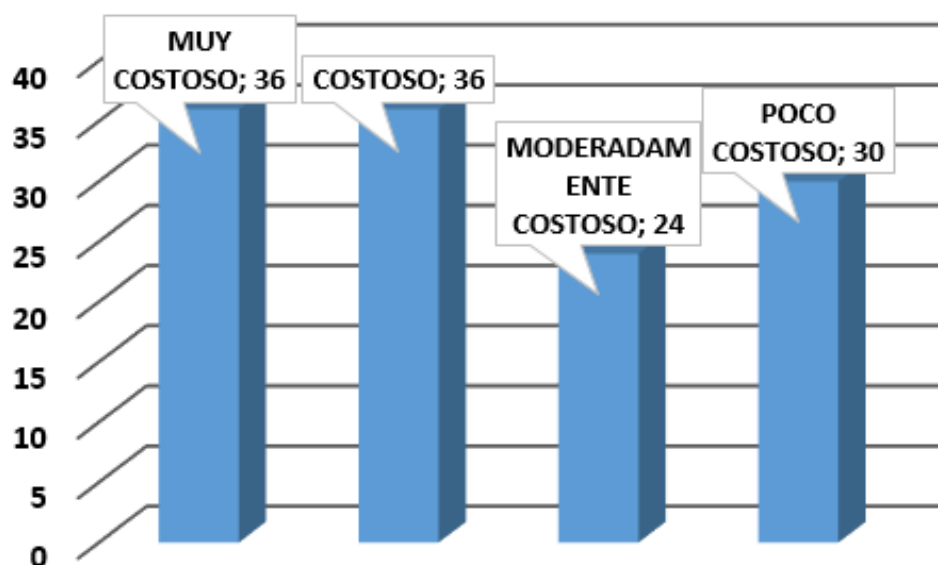


Gráfico 3: Características del TRS de la muestra estudiada.



El patrón de movilidad clínica de R1 muestra predominio del rango de movilidad en FD (58,2%) como se refleja en el gráfico 4. Por su parte la 1ª AMTF mostró un THL positivo en el 56,3% de la muestra (gráfico 5) y la presencia de una queratosis en el borde medial de la articulación interfalángica del hallux (pinch callus) en un 61,9% de la misma (gráfico 6).

Gráfico 4. Características de la movilidad de R1 en la muestra estudiada.

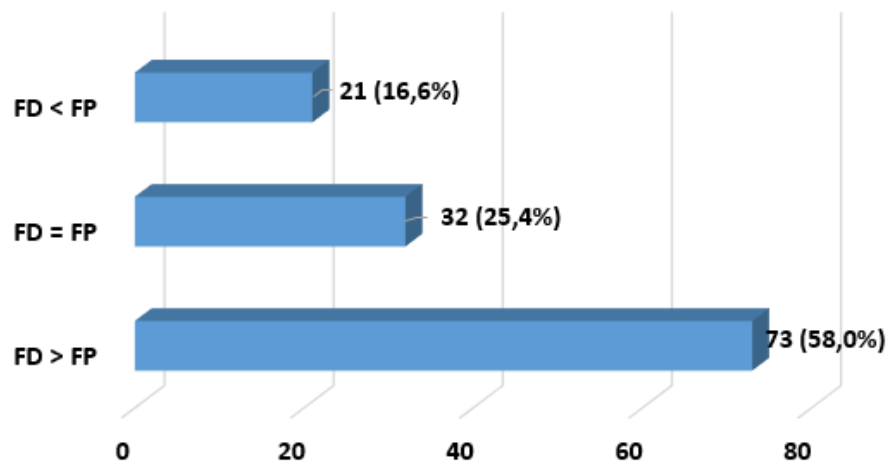


Gráfico 5. Distribucion de la muestra estudiada según las características del HLF.

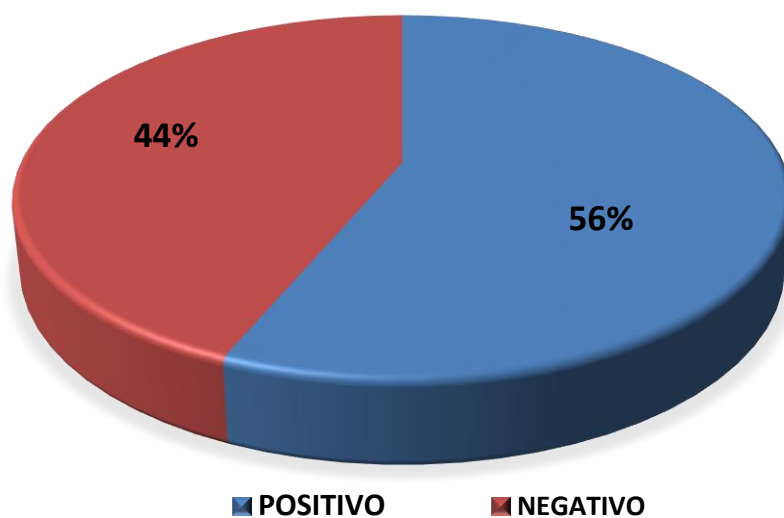
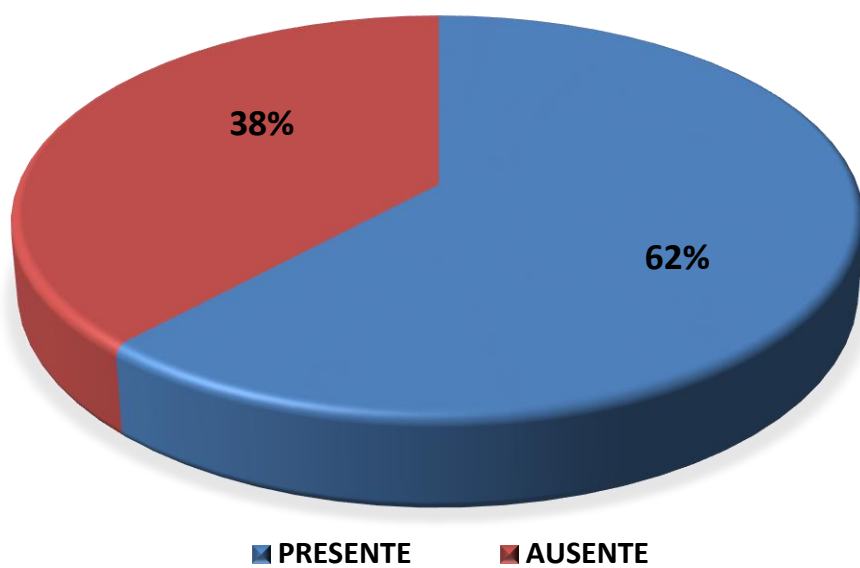


Gráfico 6. Distribución de la muestra estudiada según las características del pinch callus.



1.1. Variables cuantitativas.

Las características (resultados) de las variables cuantitativas analizadas en la población de estudio se reflejan en la tabla 3.

Tabla 3: Características de las variables cuantitativas analizadas en la población de estudio.

N= 126	Media (±SD)	Mediana	Máximo	Mínimo	P25	P75
Navicular Drop (mm)	6,38 ± 2,57	6,00	12,00	1,00	5,00	8,00
PRCC (º)	5,17 ± 4,08	5,00	15,00	-5,00	2,00	8,00
Tercio pierna (º)	-4,84 ± 2,50	-5,00	0,00	-12,00	-6,00	-3,00
Angulo pronación (º)	9,98 ± 4,50	10,00	20,00	1,00	6,75	13,00
FD tobillo rodilla extensión (º)	89,49 ± 6,82	89,50	108,00	76,00	85,00	94,00
Movimiento FD R1 (mm)	9,15 ± 2,83	9,50	15,00	3,00	7,00	11,12
FD 1ªAMTF sedestación (º)	66,55 ± 2,30	66,00	90,00	35,00	58,75	74,00
FD 1ªAMTF bipedestación (º)	40,48 ± 13,44	38,00	80,00	10,00	31,75	48,50
FD 1ªAMTF con 1 CSR (º)	47,76 ± 12,94	46,00	88,00	18,00	39,00	54,25
Cambio FD con 1 CSR (º)	7,28 ± 5,21	6,50	26,00	8,00	4,00	10,00
FD 1ªAMTF con 2 CSR (º)	52,50 ± 12,73	50,50	90,00	22,00	44,00	60,00
Cambio FD con 2 CSR (º)	4,74 ± 4,30	5,00	16,00	-7,00	2,00	8,00
Rigidez FD 1ª AMTF (N/º)	1,374 ± 0,874	1,274	7,00	0,250	0,734	1,922
Rigidez FD 1ªAMTF 1CSR (N/º)	1,137 ± 0,708	1,038	5,00	0,220	0,614	1,542
Cambio rigidez FD 1ªAMTF con 1 CSR (N/º)	0,237 ± 0,298	0,183	2,00	-0,32	0,050	0,330
Rigidez FD 1ªAMTF 2CSR (N/º)	1,013 ± 0,705	0,841	6,00	0,187	0,558	1,417
Cambio rigidez FD 1ªAMTF con 2 CSR (N/º)	0,124 ± 0,245	0,088	0,94	-1,00	0,005	0,230

PRCC: Posición relajada calcáneo en carga; FD: Flexión dorsal; R1: Primer radio; 1ª AMTF: Primera articulación metatarsofalángica; CSR: Cuña supinadora de retropié

2.- MODIFICACIÓN DEL MOVIMIENTO DE FD PASIVO DE LA 1ª AMTF EN BIPEDESTACIÓN CON LA COLOCACIÓN DE CSR. (Tabla 4)

Tanto la colocación de una CSR como la colocación de dos CSR incrementaron, en ambos casos, el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación. En ambos casos las diferencias de movimiento observadas mostraron una significancia estadística ($p < 0,0001$) al comparar sus valores con el movimiento pasivo de FD que presentan los sujetos sin la colocación de CSR (gráfico 7).

La cantidad de cambio que se observó en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga fue mayor cuando pasamos de la situación de bipedestación sin cuña a tener una CSR (media $7,28^{\circ} \pm 5,21^{\circ}$). La colocación de una segunda CSR cuando el sujeto ya tenía colocada una CSR mostró menor cambio en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF (media $4,74^{\circ} \pm 4,30^{\circ}$). Esta diferencia que encontramos en la cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga entre la colocación de la primera CSR y la segunda CSR también mostró una significancia estadística ($p = 0,003$) (gráfico 8).

Tabla 4: Modificación del movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR.

N= 126	Media (\pm SD)	Mediana (P25 – P75)	Mínimo - Máximo
FD 1ªAMTF bipedestación (°)	40,48 \pm 13,44	38,00 (31,75 – 48,50)	10,0 – 80,0
FD 1ªAMTF con 1 CSR (°)	47,76 \pm 12,94	46,00 (39,00 – 54,25)	18,0 – 88,0
FD 1ªAMTF con 2 CSR (°)	52,50 \pm 12,73	50,50 (44,00 – 60,00)	22,0 – 90,0
Cambio FD con 1 CSR (°)	7,28 \pm 5,21	6,50 (4,00 – 10,00)	8,0 – 26,0
Cambio FD con 2 CSR (°)	4,74 \pm 4,30	5,00 (2,00 – 8,00)	-7,0 – 16,0

1ª AMTF: Primera articulación metatarsofalángica; CSR: Cuña supinadora de retropié.

Gráfico 7. Variaciones del movimiento pasivo de FD de 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR.

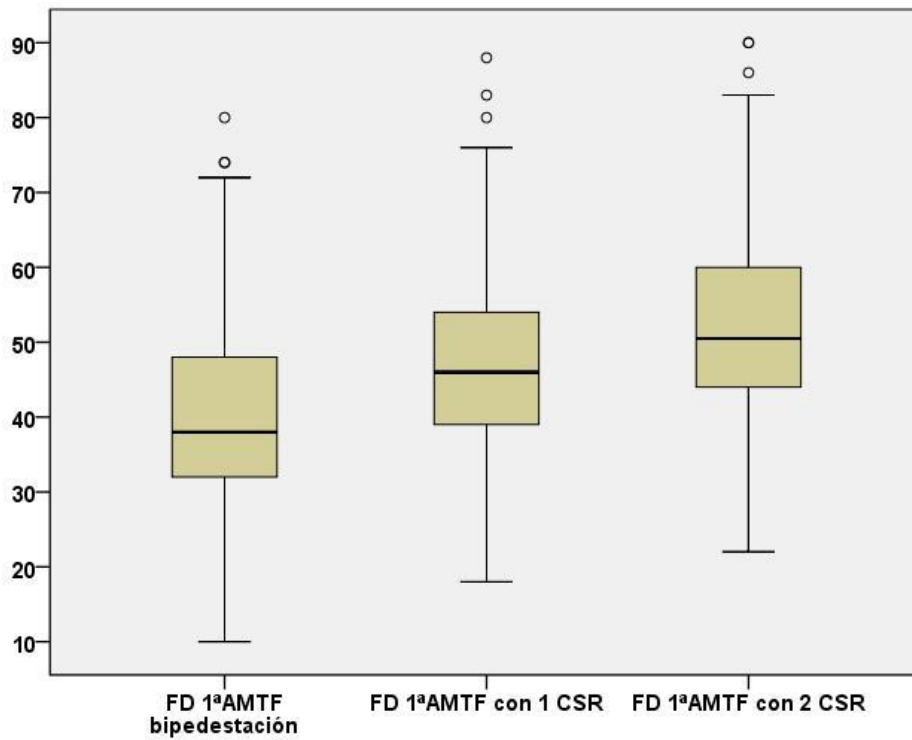
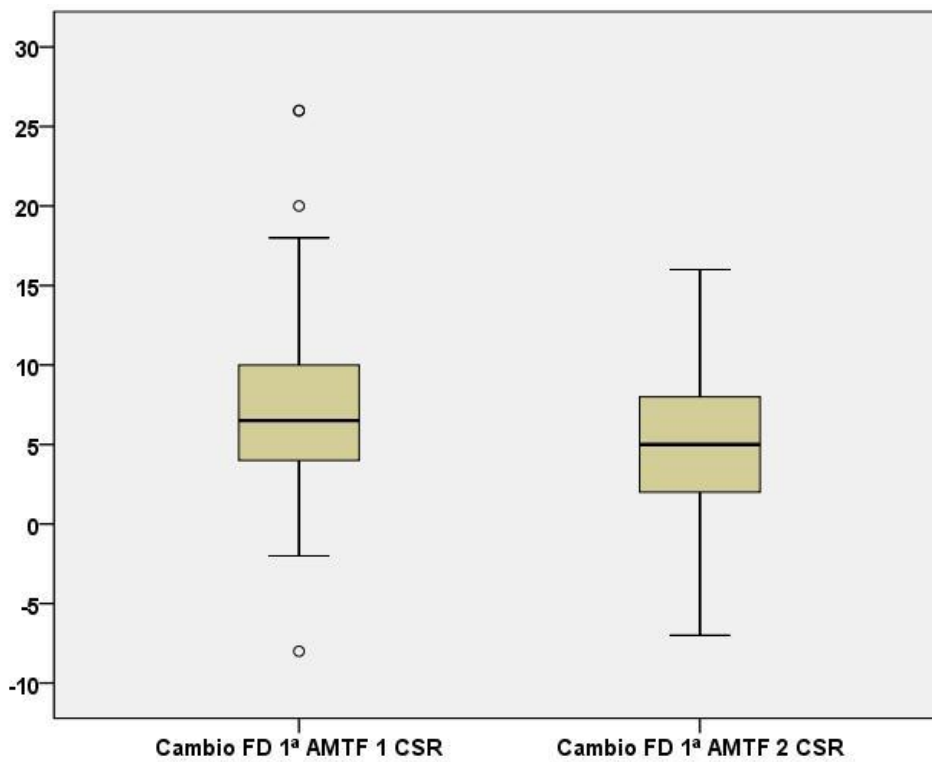


Gráfico 8. Cambio en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación tras la colocación de CSR.



2.1. Correlación de las variables cuantitativas estudiadas con el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y con el cambio de FD que se produce al colocar CSR (Tabla 5).

Se encontró que la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación presentaba una correlación positiva moderada con la FD pasiva de la 1ª AMTF en sedestación ($Rho=0,546$; $p<0,0001$) y una correlación positiva baja con la FD pasiva del tobillo con rodilla en extensión ($Rho=0,234$; $p=0,009$). De igual forma se encontró una correlación inversa muy alta con la rigidez que presenta la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación tanto en situación basal sin cuñas ($Rho=-0,858$; $p<0,0001$) como cuando colocamos una CSR ($Rho=-0,825$; $p<0,0001$) y cuando colocamos dos CSR ($Rho=-0,782$; $p<0,0001$).

Se encontró una correlación inversa moderada con los valores del navicular drop ($Rho=-0,433$; $p<0,0001$), de la PRCC ($Rho=-0,548$; $p<0,0001$), del ángulo de pronación ($Rho=-0,462$; $p<0,0001$) y del cambio de rigidez en la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación que se produce cuando colocamos 1 CSR ($Rho=-0,509$; $p<0,0001$). También se encontró una correlación inversa baja con la movilidad de R1 en FD (medida en mm) ($Rho=-0,332$; $p<0,0001$) y el cambio de rigidez en la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en bipedestación que se produce cuando colocamos una segunda CSR ($Rho=-0,354$; $p<0,0001$).

La cantidad de cambio que se produjo en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación cuando colocamos 1 CSR mostró una correlación positiva baja con el valor del navicular drop ($Rho=0,258$; $p=0,005$), la movilidad de R1 en FD (medida en mm) ($Rho=0,320$; $p<0,0001$) y el cambio de rigidez que presenta la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se coloca 1 CSR ($Rho=0,217$; $p=0,015$).

La cantidad de cambio que se produjo en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación cuando colocamos una segunda CSR mostró una correlación positiva moderada con el cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se coloca una segunda CSR ($Rho=0,462$; $p<0,0001$) y una correlación positiva baja con los valores del navicular drop ($Rho=0,181$; $p=0,05$), de la PRCC ($Rho=0,297$; $p=0,001$), del ángulo de pronación ($Rho=0,299$; $p=0,001$), del cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación cuando se coloca 1 CSR ($Rho=0,198$; $p=0,026$) y de la FD pasiva de la 1ª AMTF en sedestación ($Rho=0,190$; $p=0,033$).

Tabla 5. Correlación de las variables cuantitativas con el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y los cambios de este que se producen cuando se colocan CSR.

N= 126	FD de la 1ª AMTF en bipedestación		Cambio de FD de la 1ª AMTF con 1 CSR		Cambio de FD de la 1ª AMTF con 2 CSR	
	Coefficiente correlación	p-valor	Coefficiente correlación	p-valor	Coefficiente correlación	p-valor
Navicular Drop (mm)	-0,433	<0,0001	0,258	0,005	0,181	0,050
PRCC (º)	-0,548	<0,0001	0,078	0,387	0,297	0,001
Tercio pierna (º)	-0,74	0,412	0,004	0,965	-0,061	0,499
Angulo pronación (º)	-0,462	<0,0001	0,065	0,468	0,299	0,001
FD tobillo rodilla extensión (º)	0,234	0,009	0,094	0,299	0,079	0,383
Movimiento FD R1 (mm)	-0,332	<0,0001	0,320	<0,0001	0,124	0,174
FD 1ªAMTF sedestación (º)	0,546	<0,0001	0,024	0,790	0,190	0,033
Rigidez FD 1ª AMTF (N/º)	-0,858	<0,0001	0,037	0,697	0,166	0,063
Rigidez FD 1ªAMTF 1CSR (N/º)	-0,825	<0,0001	-0,028	0,757	0,144	0,108
Cambio rigidez FD 1ªAMTF con 1 CSR (N/º)	-0,509	<0,0001	0,217	0,015	0,198	0,026
Rigidez FD 1ªAMTF 2CSR (N/º)	-0,782	<0,0001	-0,027	0,763	0,144	0,108
Cambio rigidez FD 1ªAMTF con 2 CSR (N/º)	-0,354	<0,0001	-0,017	0,850	0,462	<0,0001

Coefficiente de correlación lineal de Spearman. **PRCC**: Posición relajada calcáneo en carga; **FD**: Flexión dorsal; **R1**: Primer radio; **1ª AMTF**: Primera articulación metatarsofalángica; **CSR**: Cuña supinadora de retropié

2.2. Relación de las variables cualitativas estudiadas con el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y con el cambio de esta que se produce al colocar CSR.

2.2.1. Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y el eje de rotación de la ASA.

Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF entre las situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para todas las características del eje de rotación de la ASA (medializado, neutro, lateralizado).

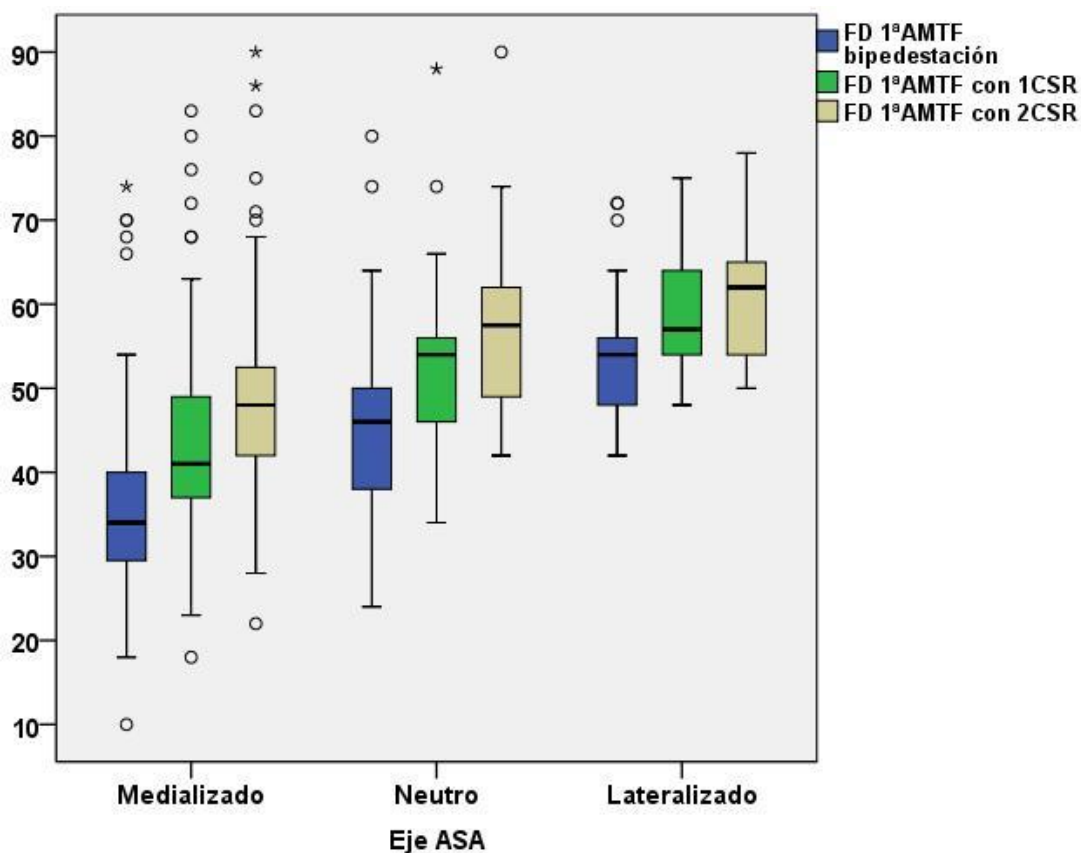
La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que cuando el eje de rotación de la ASA tiene una posición medializada se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una CSR colocada ($p < 0,0001$) (gráfico 9).

Cuando el eje de rotación de la ASA tiene una posición neutra, se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p = 0,036$) y de dos CSR ($p < 0,0001$). No se observaron cambios significativos entre la FD pasiva de la 1ª AMTF que presentaban los sujetos con una CSR y la que presentaban al colocar una segunda CSR ($p = 0,063$). (Gráfico 9).

Cuando el eje de rotación de la ASA tiene una posición lateralizada solo se encontraron una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p = 0,009$). No se observaron cambios significativos en la FD pasiva de la 1ª AMTF entre las situaciones de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p = 0,291$). Tampoco se observaron cambios significativos entre la FD pasiva que presentaban los sujetos con una CSR y la que presentaban al colocar una segunda CSR ($p = 0,621$) (Gráfico 9).

Los resultados muestran que la colocación de CSR modifica siempre la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga mientras que a medida que se lateraliza el eje de rotación de la ASA es necesario la colocación de CSR de mayor altura para llegar a producir cambios en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación.

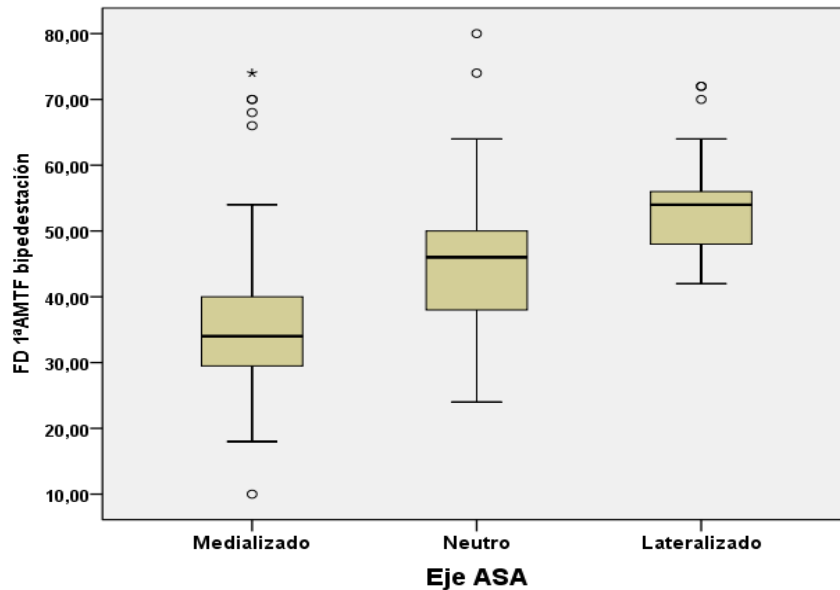
Gráfico 9. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características del eje de rotación de la ASA.



Mediante la prueba de Kruskal-Wallis se realizó una comparación entre todas las categorías del eje de rotación de la ASA (eje localizado medial, lateral o neutro) de la distribución que tienen las variables FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación sin CSR, cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una CSR y cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas entre todas las características del eje de rotación de la ASA en la distribución de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación ($p < 0,0001$) y en la cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una segunda CSR ($p = 0,007$). No se encontraron diferencias en la cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una CSR ($p = 0,197$).

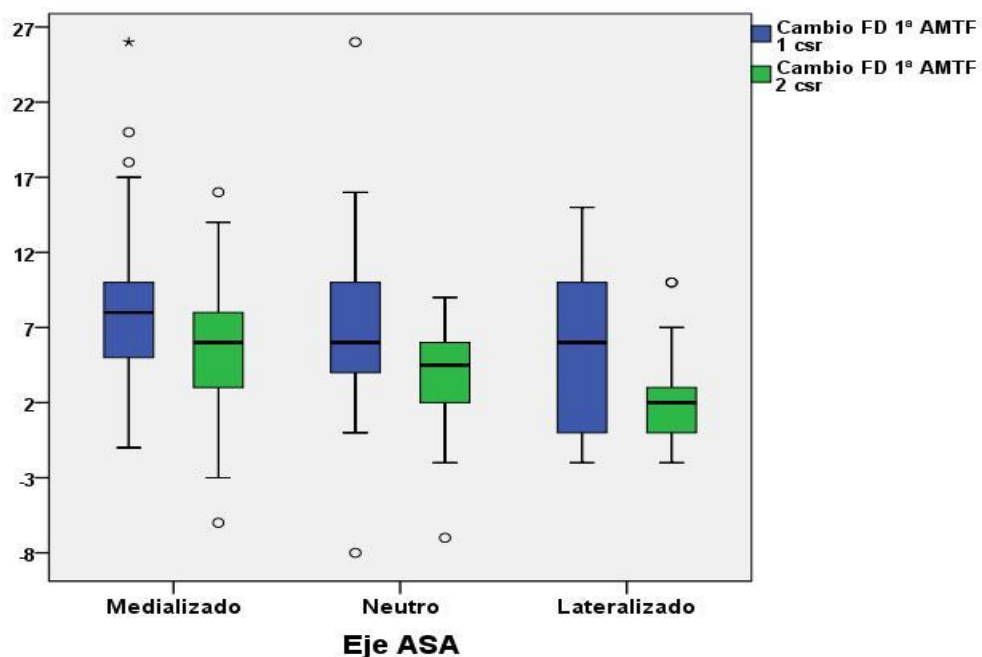
La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación sin CSR una diferencia significativa en entre la presencia de un eje de rotación medializado y neutro ($p < 0,0001$) y entre la presencia de un eje medializado y lateralizado ($p < 0,0001$). No se encontraron diferencias significativas entre la presencia de un eje neutro y lateralizado ($p = 0,123$) (Gráfico 10).

Gráfico 10. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación según las características del eje de rotación de la ASA.



El cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar una segunda CSR solo mostró cambios significativos entre la presencia de un eje medializado y un eje lateralizado ($p=0,007$). Las diferencias no fueron significativas entre la presencia de un eje medializado y un eje neutro ($p=0,480$) y entre la presencia de un eje neutro y eje lateralizado ($p=0,344$) (Gráfico 11).

Gráfico 11. Cambio en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características del eje de rotación de la ASA.



2.2.2. Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y el TRS

Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF entre las situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para todas las características del TRS (muy costoso, costoso, moderadamente costoso y poco costoso).

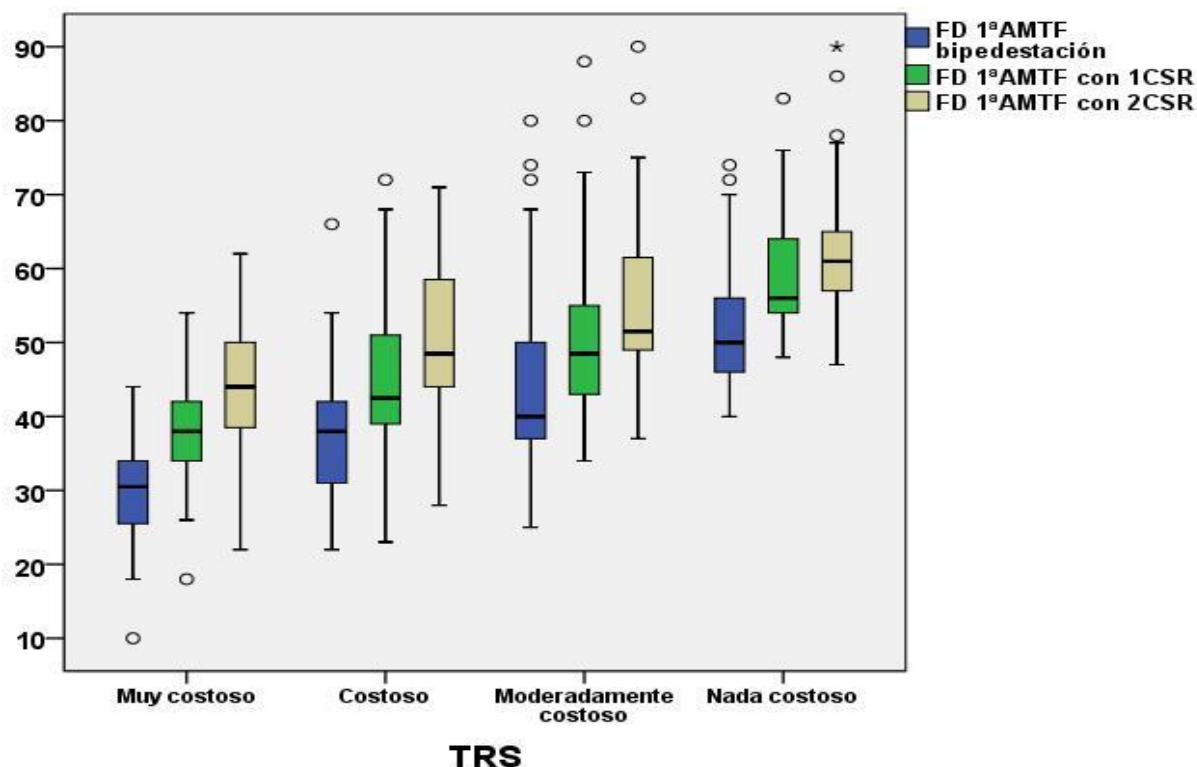
La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que cuando el TRS es muy costoso se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p = 0,042$) (Gráfico 12).

Cuando el TRS es costoso se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p = 0,036$) (Gráfico 12).

Cuando el TRS es moderadamente costoso se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p = 0,027$), entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p = 0,027$) (Gráfico 12).

Cuando el TRS es poco costoso se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p = 0,042$) y entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$). No se observaron diferencias significativas al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p = 0,120$) (Gráfico 12).

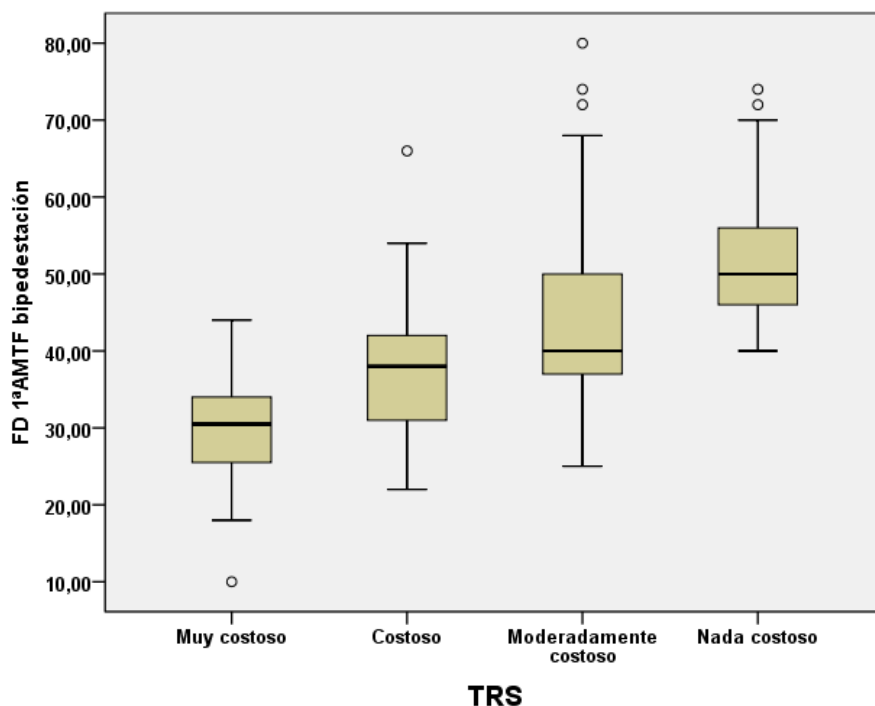
Gráfico 12. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características del TRS.



Mediante la prueba de Kruskal-Wallis se realizó una comparación entre todas las categorías del TRS (muy costoso, costoso, moderadamente costoso, poco costoso) de la distribución que tienen las variables FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación sin CSR, cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una CSR y cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una segunda CSR. Sólo se observaron diferencias significativas en la distribución de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación ($p < 0,0001$). No hubo diferencias significativas entre todas las características del TRS en la distribución de la cantidad de cambio que se observa en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF al colocar una CSR ($p = 0,308$) y al colocar una segunda CSR ($p = 0,108$).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró para una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación sin cuñas entre la presencia de un TRS muy costoso y nada costoso ($p < 0,0001$), moderadamente costoso ($p < 0,0001$) y costoso ($p = 0,019$). También se encontraron diferencias significativas entre la presencia de un TRS costoso y nada costoso ($p < 0,0001$). La presencia de un TRS moderadamente costoso no mostró diferencias significativas con la presencia de un TRS costoso ($p = 0,231$) ni con la presencia de un TRS poco costoso ($p = 0,070$) (Gráfico 13).

Gráfico 13. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación según las características del TRS.



2.2.3. Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y el movimiento de R1.

Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF entre las situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para todas las características del movimiento pasivo de FD del R1 (movimiento $FD=FP$, movimiento $FD>FP$, movimiento $FD<FP$).

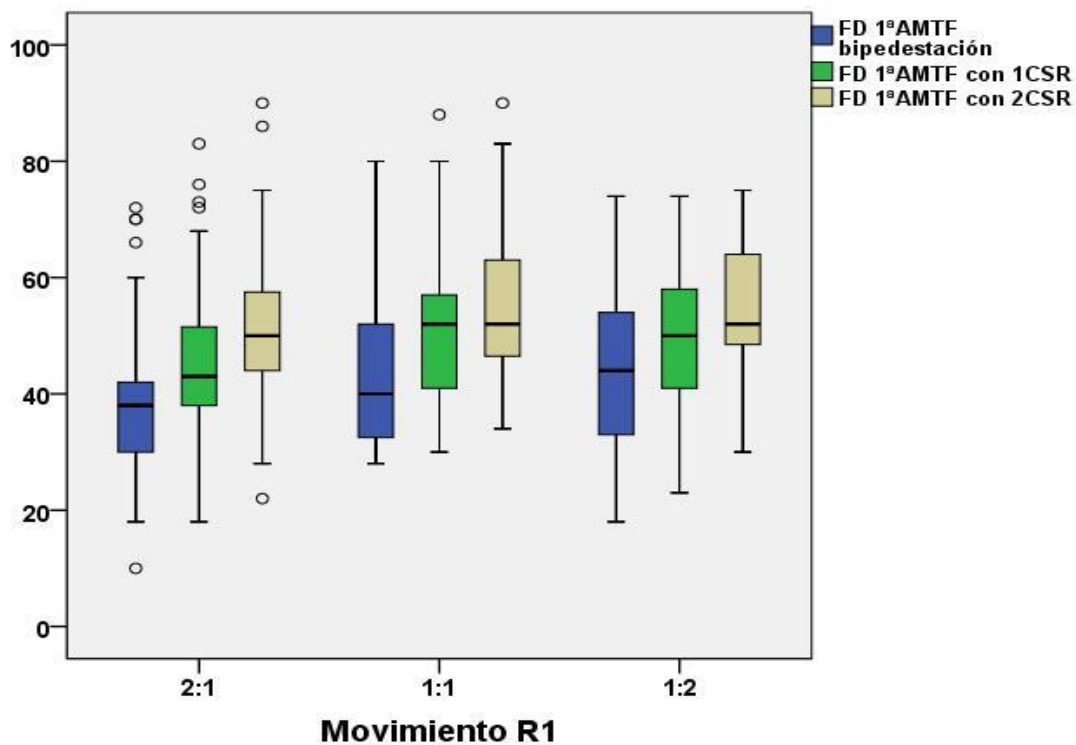
La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que cuando el movimiento de R1 es mayor en FD que en FP ($FD>FP$) se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p < 0,0001$) (Gráfico 14).

Cuando el movimiento de R1 es igual en FD que en FP ($FD=FP$) se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación

y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$). Sin embargo, al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada no se encontró significancia estadística ($p = 0,132$) (Gráfico 14).

Cuando el movimiento de R1 es menor en FD que en FP ($FD < FP$) se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p = 0,002$). No hubo significancia estadística entre la situación e bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p = 0,477$) ni al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada no se encontró significancia estadística ($p = 0,096$) (Gráfico 14).

Gráfico 14. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características de movilidad de R1.



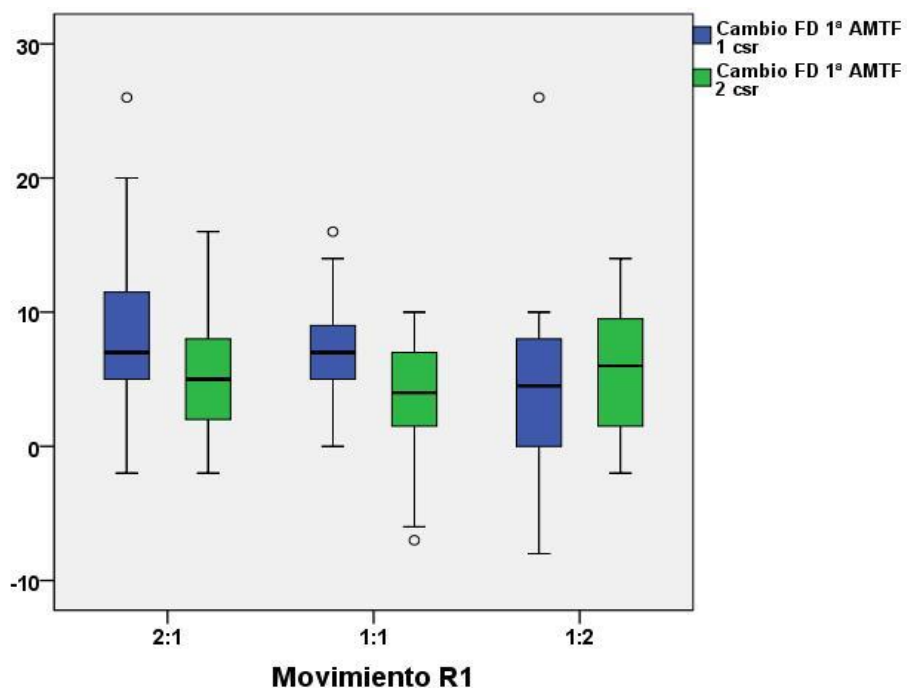
Mediante la prueba de Kruskal-Wallis se realizó una comparación, entre todas las categorías del movimiento de R1 (movimiento $FD = FP$, movimiento $FD > FP$, movimiento $FD < FP$), de la distribución que tienen las variables FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación sin CSR, cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una CSR y cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas en la distribución de la FD pasiva en bipedestación ($p = 0,049$) y en la cantidad de cambio que se observa en el movimiento pasivo en FD al colocar una CSR ($p = 0,030$). Sin embargo, no se encontraron diferencias

significativas en la distribución de la cantidad de cambio que se observa en el movimiento pasivo en FD al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p=0,451$).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni no mostró diferencia significativa para la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación sin cuñas entre la presencia de un movimiento de R1 igual en FD que en FP ($FD=FP$) y un movimiento de R1 mayor en FD que en FP ($FD>FP$) ($p=0,102$). Tampoco mostró diferencias significativas entre la presencia de un movimiento de R1 igual en FD que en FP ($FD=FP$) y un movimiento de R1 menor en FD que en FP ($FD<FP$) ($p=1,000$). Ni mostró diferencias significativas entre la presencia de un movimiento de R1 mayor en FD que en FP ($FD>FP$) y un movimiento de R1 menor en FD que en FP ($FD<FP$) ($p=0,241$).

En el caso del cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar una CSR se observó una significancia estadística entre la presencia de un movimiento de R1 mayor en FD que en FP ($FD>FP$) y un movimiento de R1 menor en FD que en FP ($FD<FP$) ($p=0,024$). No se encontró significancia estadística entre la presencia de un movimiento de R1 igual en FD que en FP ($FD=FP$) y un movimiento de R1 menor en FD que en FP ($FD<FP$) ($p=0,225$). Tampoco se encontró significancia estadística entre la presencia de un movimiento de R1 igual en FD que en FP ($FD=FP$) y un movimiento de R1 mayor en FD que en FP ($FD>FP$) ($p=1,000$) (Gráfico 15).

Gráfico 15. Cambio en movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características de movilidad de R1.

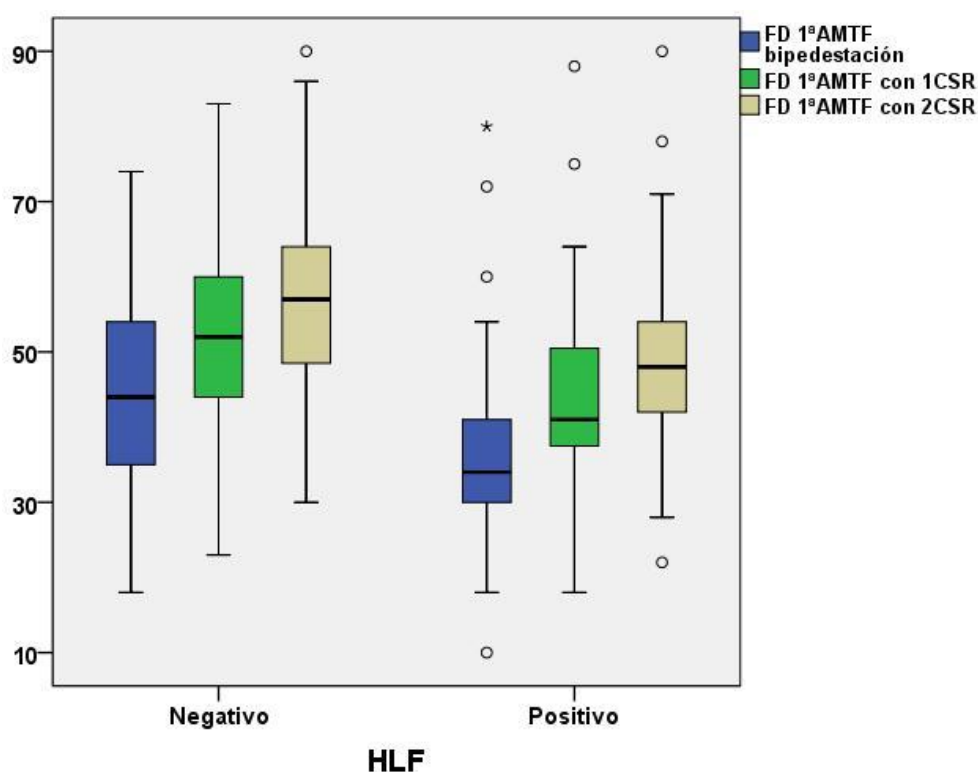


2.2.4. Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y el HLF.

Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF entre la situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para todas las características de la variable HLF (positivo; negativo).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que para ambas características del HLF (positivo y negativo) se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p < 0,0001$) (Gráfico 16).

Gráfico 16. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características de HLF.



Mediante la prueba U de Mann-Whitney se realizó una comparación, entre todas las categorías de la variable HLF (positivo; negativo), de la distribución que tienen las variables FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación sin CSR, cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una CSR y cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas en la distribución de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación ($p < 0,0001$)

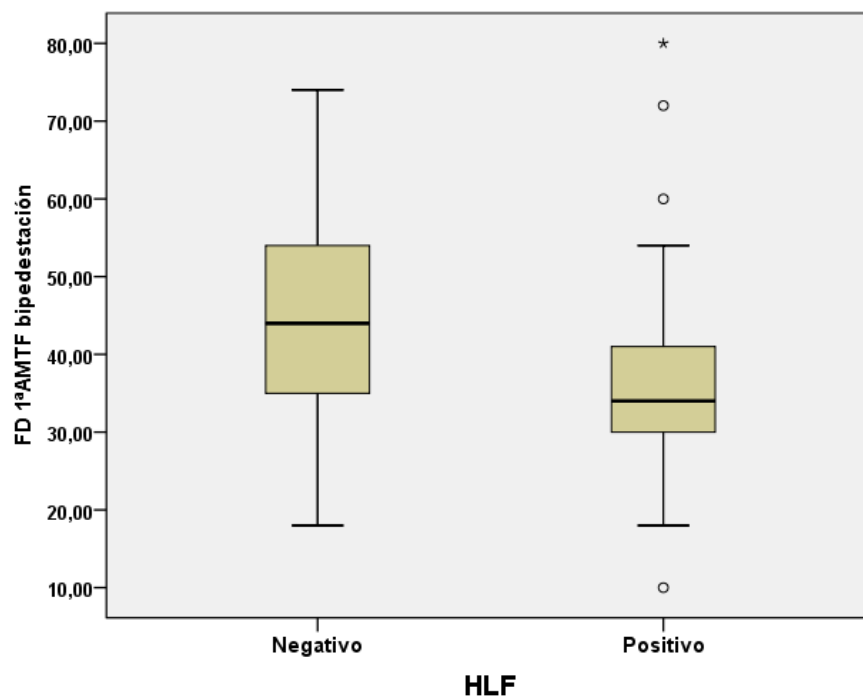
(Gráfico 17). No se observaron diferencias significativas en la cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar una CSR ($p=0,145$) ni al colocar dos CSR ($p=0,832$) (Tabla 6).

Tabla 6. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y cambio de este con la colocación de CSR según las características del HLF.

N total= 126	HLF POSITIVO N=71		HLF NEGATIVO N=55		p-valor
	Media (\pm SD)	Mediana	Media (\pm SD)	Mediana	
FD 1ª AMTF sin CSR	36,19 \pm 11,17 °	34,00 °	46,02 \pm 14,17 °	44,00 °	<0,0001
Cambio FD 1ª AMTF al colocar 1 CSR	7,96 \pm 4,82 °	8,00 °	6,40 \pm 5,61 °	6,00 °	0,145
Cambio FD 1ª AMTF al colocar 2 CSR	4,73 \pm 3,85 °	5,00 °	4,74 \pm 4,86 °	5,00 °	0,832

Prueba U de Mann-Whitney

Gráfico 17. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación según las características de HLF.



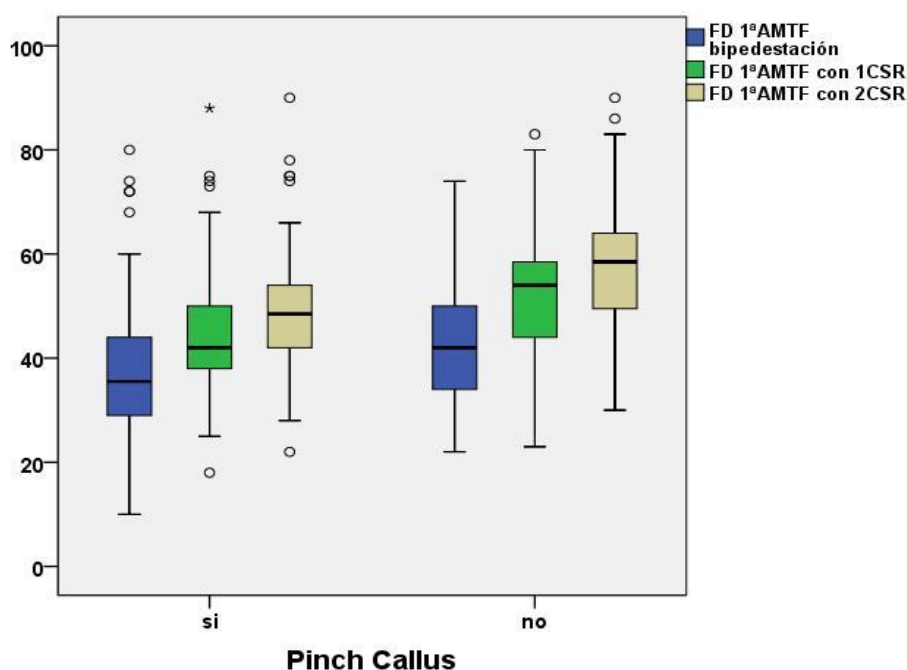
2.2.5. Relación del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y la presencia de pinch callus.

Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF entre la situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para todas las características de la variable pinch callus (presente, ausente).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que cuando está presente el pinch callus se observa una diferencia significativa en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p < 0,0001$) (Gráfico 18).

Cuando no está presente un pinch callus los resultados que se obtienen son muy similares. Se mantiene una significancia estadística en la FD pasiva de la 1ª AMTF que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p = 0,003$) (Gráfico 18).

Gráfico 18. Variaciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de CSR según las características de pinch callus.



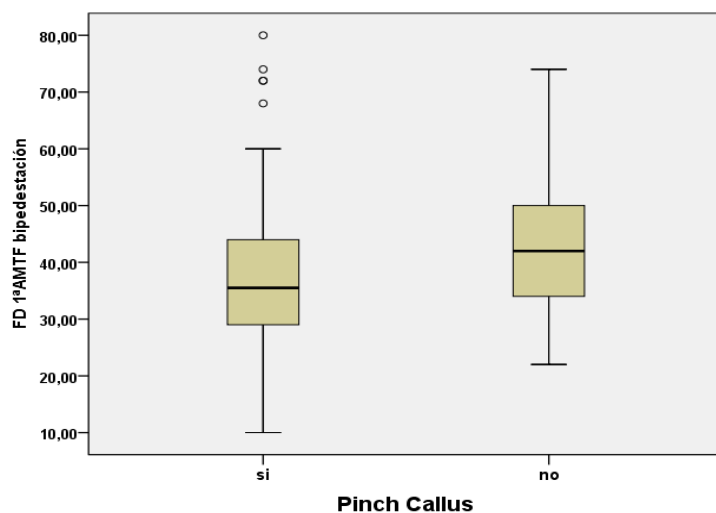
Mediante la prueba U de Mann-Whitney se realizó una comparación, entre todas las categorías de la variable pinch callus (presente; ausente), de la distribución que tienen las variables FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación sin CSR, cambio en FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar una CSR y cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas en la distribución de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación ($p=0,001$) (Gráfico 19). Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en la cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar una CSR ($p=0,129$) ni al colocar dos CSR ($p=0,964$). (Tabla 7)

Tabla 7. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación y cambio de este con la colocación de CSR según las características de pinch callus.

N total= 126	PINCH CALLUS POSITIVO N=78		PINCH CALLUS NEGATIVO N=48		p-valor
	Media (\pm SD)	Mediana	Media (\pm SD)	Mediana	
FD 1ª AMTF sin CSR	37,85 \pm 13,32 °	35,50 °	44,75 \pm 12,64 °	42,00 °	0,001
Cambio FD 1ª AMTF al colocar 1 CSR	6,79 \pm 4,53 °	6,00 °	8,08 \pm 6,13 °	8,00 °	0,129
Cambio FD 1ª AMTF al colocar 2 CSR	4,75 \pm 3,88 °	4,00 °	4,71 \pm 4,95 °	5,50 °	0,964

Prueba U de Mann-Whitney

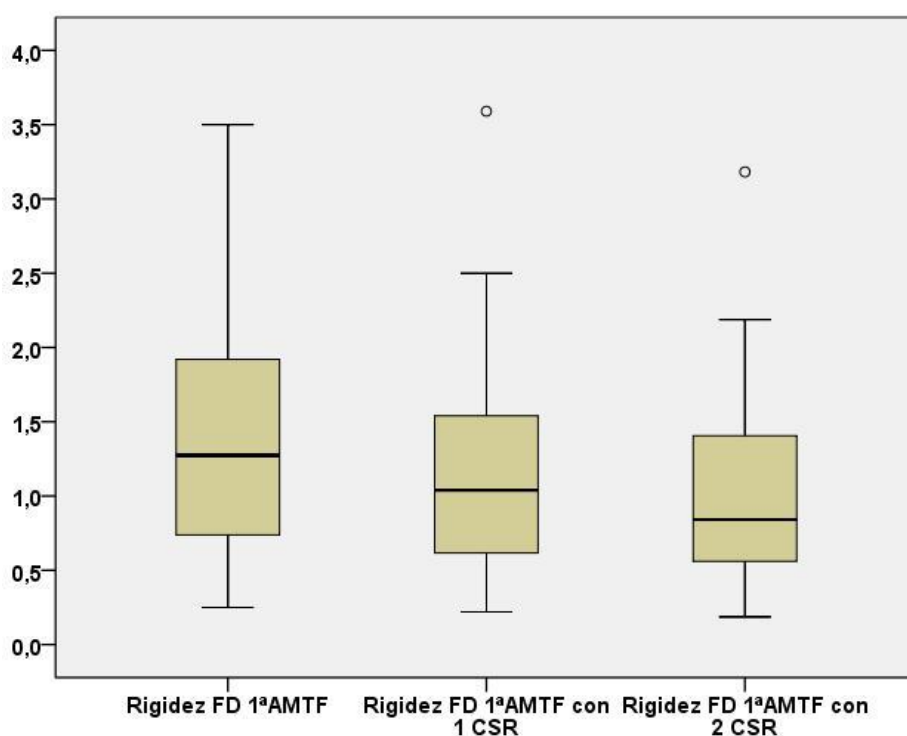
Gráfico 19. Movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación según las características de HLF.



3.- MODIFICACIÓN EN LA RIGIDEZ DE LA 1ª AMTF AL MOVIMIENTO PASIVO DE FD EN BIPEDESTACIÓN CON LA COLOCACIÓN DE CSR. (Tabla 8)

Tanto la colocación de una CSR como la colocación de dos CSR disminuyeron, en ambos casos, la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación. En ambos casos las diferencias observadas mostraron una significancia estadística ($p < 0.0001$) al comparar sus valores con los valores de rigidez que muestra la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin la colocación de CSR (Gráfico 20).

Gráfico 20. Variaciones de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la colocación de CSR.



El cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD fue mayor cuando pasamos de la situación de bipedestación sin cuña a tener una CSR (media 0,237 N/grado \pm 0,298 N/grado). La colocación de una segunda CSR cuando el sujeto ya tenía colocada una CSR mostró menor cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD (media 0,124 N/grado \pm 0,245 N/grado). Esta diferencia que encontramos en la cantidad de cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga entre la colocación de la primera CSR y la segunda CSR también mostró una significancia estadística ($p=0.002$) (Gráfico 21).

Gráfico 21. Cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la colocación de CSR.

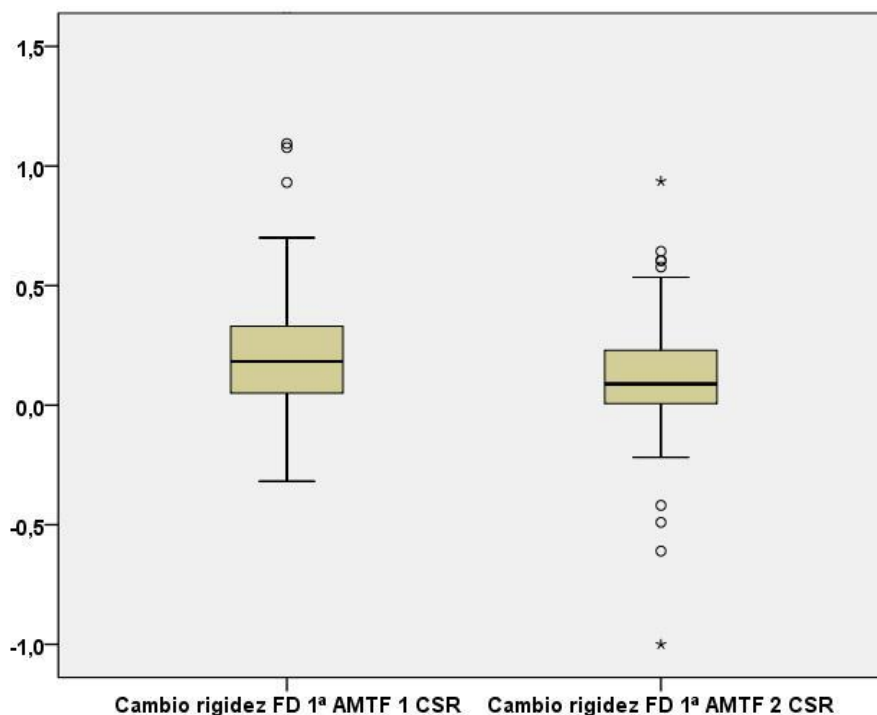


Tabla 8. Modificación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en bipedestación con la colocación de CSR.

N= 126	Media (\pm SD)	Mediana (P25 – P75)	Mínimo - Máximo
Rigidez a la FD de la 1ªAMTF bipedestación (N/grado)	1,374 \pm 0,874	1,274 (0,7344 – 1,922)	0,250 - 7,000
Rigidez a la FD de la 1ªAMTF con 1 CSR (N/grado)	1,137 \pm 0,708	1,038 (0,614 – 1,542)	0,220 – 5,000
Rigidez a la FD de la 1ªAMTF con 1 CSR (N/grado)	1,012 \pm 0,705	0,841 (0,558 – 1,417)	0,187 – 6,000
Cambio de rigidez a la FD de la 1ª AMTF con 1 CSR (N/grado)	0,237 \pm 0,298	0,183 (0,05 – 0,330)	-0,320 – 2,000
Cambio de rigidez a la FD de la 1ª AMTF con 2 CSR (N/grado)	0,124 \pm 0,245	0,088 (0,005 – 0,230)	-1,000 – 0,940

Análisis de la Varianza de Friedman. 1ª AMTF: Primera articulación metatarsofalángica; CSR: Cuña supinadora de retropié

3.1. Correlación de las variables cuantitativas estudiadas con la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y con el cambio de rigidez que se produce al colocar CSR (Tabla 9).

Se encontró que la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación presentaba una correlación positiva moderada con la PRCC ($Rho=0,542$; $p<0,0001$) y el ángulo de pronación ($Rho=0,479$; $p<0,0001$) y una correlación positiva baja con los valores de navicular drop ($Rho=0,272$; $p=0,003$) y con el movimiento de R1 en FD (medida en mm) ($Rho=0,303$; $p=0,001$).

De igual forma se encontró que presentaba una correlación negativa muy alta con la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación tanto cuando el sujeto se encuentra en situación basal sin CSR ($Rho=-0,858$; $p<0,0001$), como cuando se coloca una CSR ($Rho=-0,853$; $p<0,0001$) y cuando se colocan dos CSR ($Rho=-0,822$; $p<0,0001$). Se encontró una correlación negativa moderada con la FD pasiva de la 1ª AMTF en sedestación ($Rho=-0,536$; $p<0,0001$) y una correlación negativa baja con la FD pasiva del tobillo con rodilla en extensión ($Rho=-0,314$; $p<0,0001$).

El cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación que se obtuvo al colocar una CSR mostró una correlación positiva baja con el valor del navicular drop ($Rho=0,222$; $p=0,016$), de la PRCC ($Rho=0,397$; $p<0,0001$), del ángulo de pronación ($Rho=0,381$; $p<0,0001$), del cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación cuando se coloca una CSR ($Rho=0,217$; $p=0,015$) y del cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación cuando se colocan dos CSR ($Rho=0,198$; $p=0,026$). Así mismo se encontró una correlación negativa moderada con la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación ($Rho=-0,509$; $p<0,0001$) y con la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar 1 CSR ($Rho=-0,442$; $p<0,0001$). Hubo una correlación baja con la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar 2 CSR ($Rho=-0,397$; $p<0,0001$).

El cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación que se obtuvo al colocar una segunda CSR mostró una correlación positiva moderada con el cambio en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación cuando se colocan dos CSR ($Rho=0,462$; $p<0,0001$) y una correlación baja con los valores de la PRCC ($Rho=0,332$; $p<0,0001$) y del ángulo de pronación ($Rho=0,265$; $p=0,003$). Así mismo se encontró una correlación negativa moderada con la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar 1 CSR ($Rho=-0,401$; $p<0,0001$) y una correlación baja con la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación ($Rho=-0,304$; $p<0,0001$) y con la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar 2 CSR ($Rho=-0,245$; $p=0,006$).

TABLA 9. Correlación de las variables cuantitativas con el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y con los cambios de rigidez que se producen al colocar CSR.

N= 126	Rigidez de la 1ª AMTF a la FD en bipedestación		Cambio de rigidez de la 1ª AMTF a la FD con 1 CSR		Cambio de rigidez de la 1ª AMTF a la FD con 2 CSR	
	Coefficiente correlación	p-valor	Coefficiente correlación	p-valor	Coefficiente correlación	p-valor
Navicular Drop (mm)	0,272	0,003	0,222	0,016	0,161	0,081
PRCC (º)	0,542	<0,0001	0,397	<0,0001	0,332	<0,0001
Tercio pierna (º)	0,042	0,642	-0,075	0,407	0,032	0,720
Angulo pronación (º)	0,479	<0,0001	0,381	<0,0001	0,265	0,003
FD tobillo rodilla extensión (º)	-0,314	<0,0001	-0,174	0,054	-0,135	0,136
Movimiento FD R1 (mm)	0,303	0,001	0,161	0,076	0,138	0,129
FD 1ªAMTF sedestación (º)	-0,536	<0,0001	-0,167	0,061	-0,075	0,405
FD 1ª AMTF bipedestación (º)	-0,858	<0,0001	-0,509	<0,0001	-0,354	<0,0001
FD 1ªAMTF con 1CSR (º)	-0,853	<0,0001	-0,442	<0,0001	-0,401	<0,0001
Cambio de FD 1ªAMTF con 1 CSR (º)	0,037	0,679	0,217	0,015	-0,017	0,850
FD 1ªAMTF con 2 CSR (º)	-0,822	<0,0001	-0,397	<0,0001	-0,245	0,006
Cambio de FD 1ªAMTF con 2 CSR (º)	0,166	0,063	0,198	0,026	0,462	<0,0001

Coefficiente de correlación lineal de Spearman. PRCC: Posición relajada calcáneo en carga; FD: Flexión dorsal; R1: Primer radio; 1ª AMTF: Primera articulación metatarsofalángica; CSR: Cuña supinadora de retropié

3.2. Relación de las variables cualitativas con el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y con el cambio en la rigidez que se produce al colocar CSR.

3.2.1. Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y el eje de rotación de la ASA.

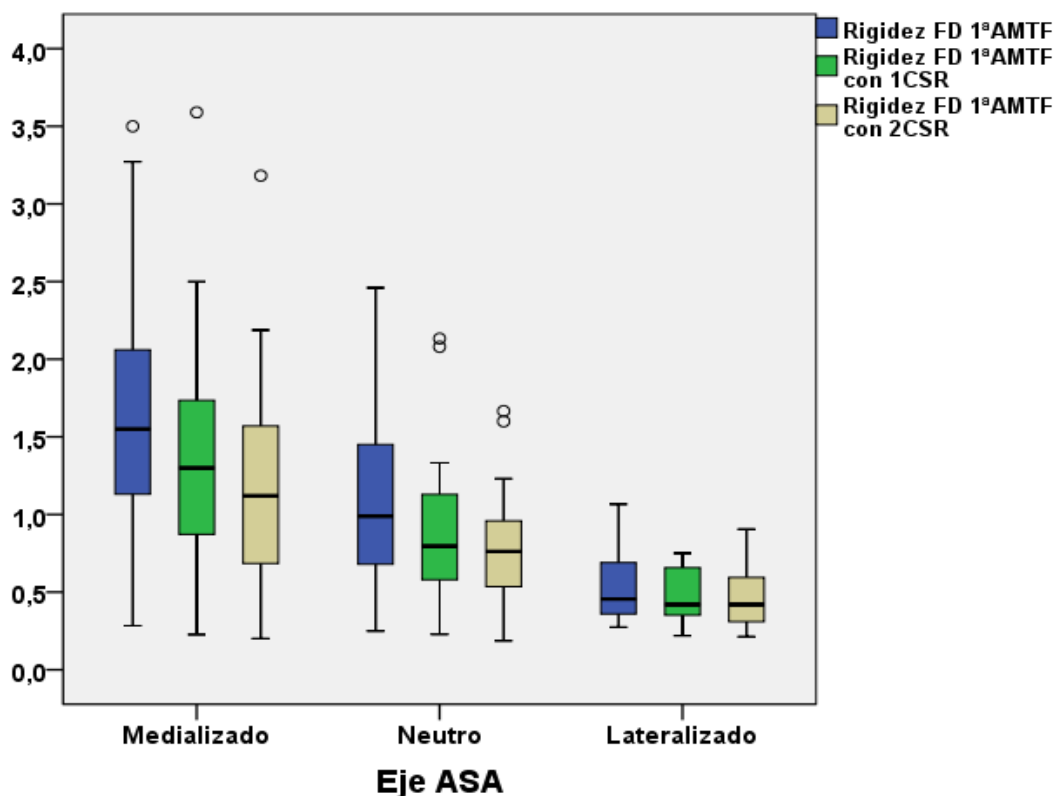
Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones que tiene la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD entre la situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para todas las características del eje de rotación de la ASA (medializado, neutro, lateralizado).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que cuando el eje de rotación de la ASA tiene una posición medializada se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p < 0,0001$) (Gráfico 22).

Cuando el eje de rotación de la ASA tiene una posición neutra, se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p = 0,013$) y la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$). No se observaron cambios significativos entre la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación que presentaban los sujetos con una CSR y la que presentaban al colocar una segunda CSR ($p = 0,080$) (Gráfico 22).

Cuando el eje de rotación de la ASA tiene una posición lateralizada solo se encontraron una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$). No se observaron cambios significativos en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD entre las situaciones de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p = 0,368$). Tampoco se observaron cambios significativos entre la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación que presentaban los sujetos con una CSR y la que presentaban al colocar una segunda CSR ($p = 0,062$) (Gráfico 22).

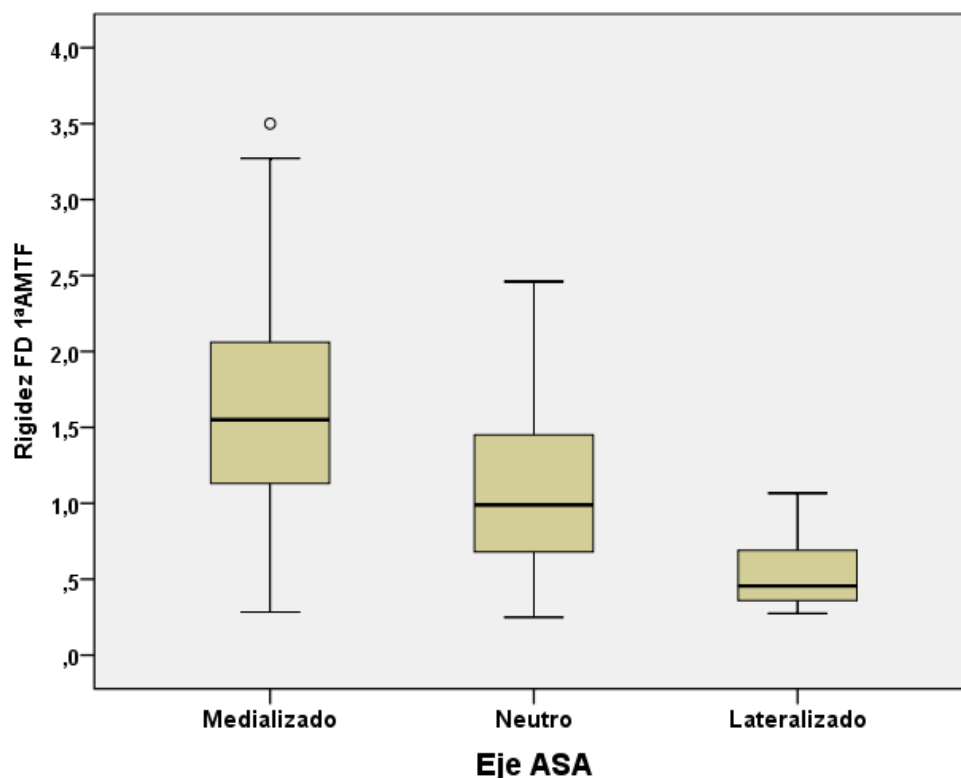
Gráfico 22. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del eje de rotación de ASA.



Mediante la prueba de Kruskal-Wallis se realizó una comparación entre todas las categorías del eje de rotación de la ASA (eje localizado medial, lateral o neutro) de la distribución que tienen las variables rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin CSR, cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en bipedestación al colocar una CSR y cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación al colocar una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas en la distribución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación ($p < 0,0001$), en la cantidad de cambio que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se coloca una CSR ($p < 0,0001$) y en la cantidad de cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación que se produce cuando se coloca una segunda CSR ($p = 0,008$).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró para la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin cuñas una diferencia significativa en entre la presencia de un eje de rotación medializado y neutro ($p = 0,009$), entre la presencia de un eje medializado y lateralizado ($p < 0,0001$), y entre la presencia de un eje neutro y lateralizado ($p = 0,019$) (Gráfico 23).

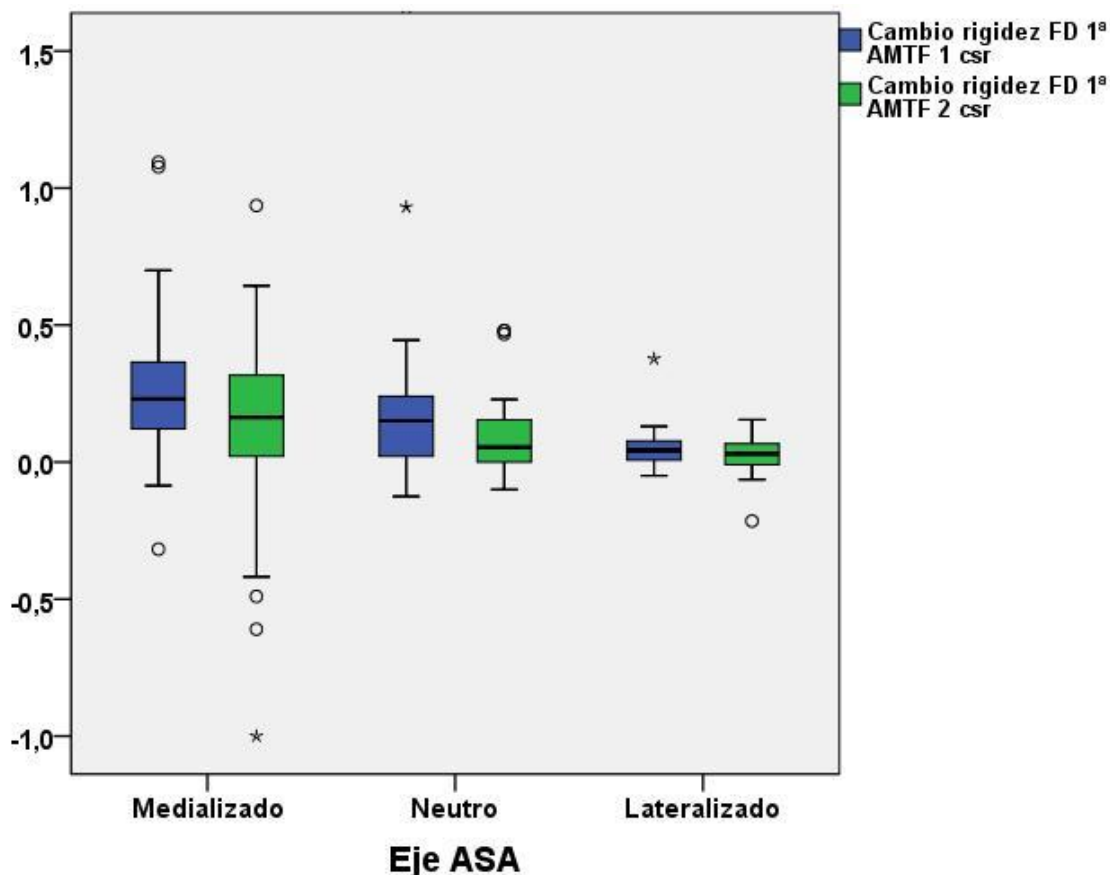
Gráfico 23. Cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del eje de rotación de ASA.



El cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se coloca una CSR solo mostró cambios significativos entre la presencia de un eje medializado y un eje lateralizado ($p < 0,0001$). Las diferencias no fueron significativas entre la presencia de un eje medializado y un eje neutro ($p = 0,099$) y entre la presencia de un eje neutro y eje lateralizado ($p = 0,109$) (Gráfico 24).

El cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos una segunda CSR solo mostró cambios significativos entre la presencia de un eje medializado y un eje lateralizado ($p = 0,009$). Las diferencias no fueron significativas entre la presencia de un eje medializado y un eje neutro ($p = 0,392$) y entre la presencia de un eje neutro y eje lateralizado ($p = 0,440$) (Gráfico 24).

Gráfico 24. Cambio en el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del eje de rotación de ASA tras la colocación de CSR.



3.2.2. Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y el TRS.

Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD entre las situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para todas las características del TRS (muy costoso, costoso, moderadamente costoso y poco costoso).

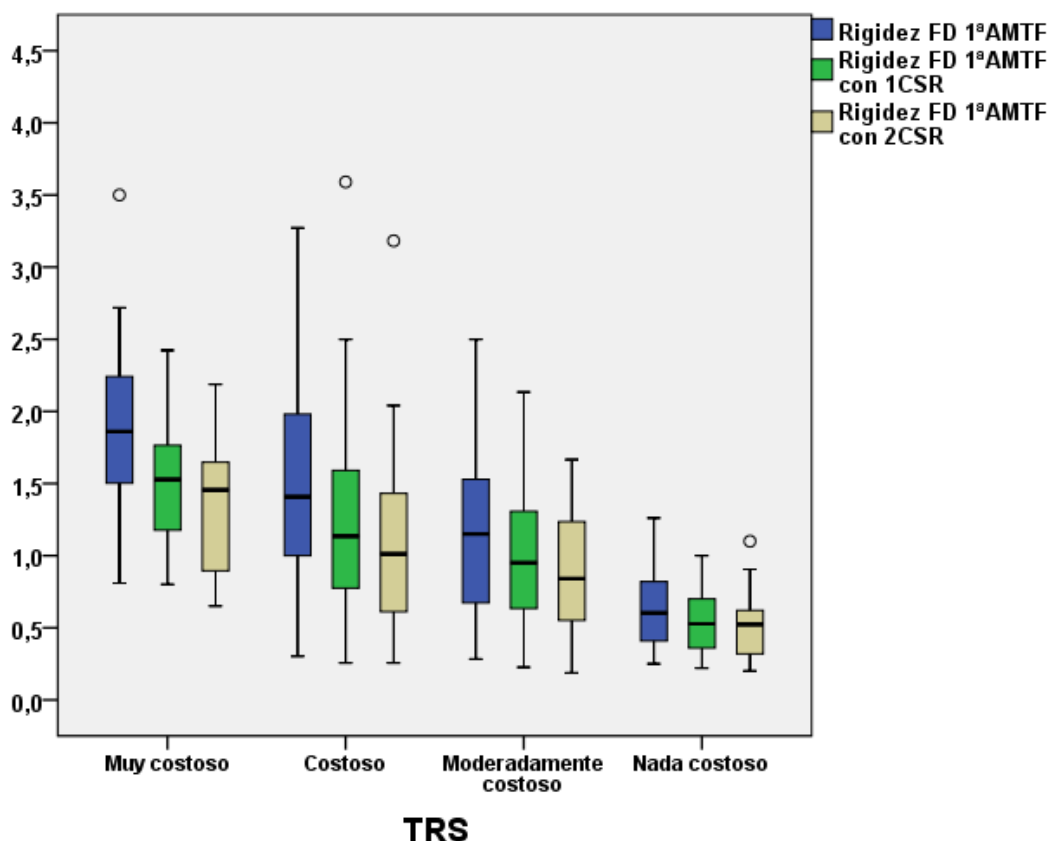
La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que cuando el TRS es muy costoso se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$) y entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$). No se observaron diferencias significativas al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p = 0,335$) (Gráfico 25).

Cuando el TRS es costoso se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p=0,001$), entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p<0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p=0,004$) (Gráfico 25).

Cuando el TRS es moderadamente costoso se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p=0,004$), entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p<0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p=0,004$) (Gráfico 25).

Cuando el TRS es poco costoso se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p=0,003$) y entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p<0,0001$). No se observaron diferencia significativas al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p=0,364$) (Gráfico 25).

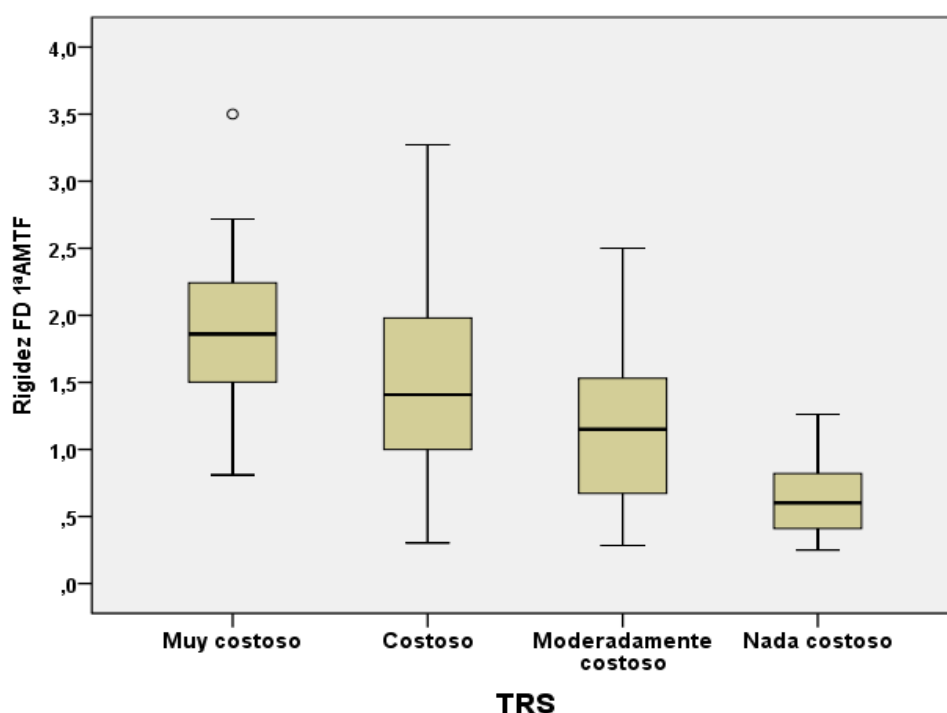
Gráfico 25. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del TRS tras la colocación de CSR.



Mediante la prueba de Kruskal-Wallis se realizó una comparación, entre todas las categorías del TRS (muy costoso, costoso, moderadamente costoso, poco costoso), de la distribución que tienen las variables rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin CSR, cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD cuando se coloca una CSR y cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD cuando se coloca una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas tanto en la distribución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación ($p < 0,0001$) como en la cantidad de cambio que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos una CSR ($p < 0,0001$) y cuando colocamos una segunda CSR ($p = 0,001$).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró para la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin cuñas una diferencia significativa en entre la presencia de un TRS muy costoso y nada costoso ($p < 0,0001$), moderadamente costoso ($p = 0,002$). También se encontraron diferencias significativas entre la presencia de un TRS costoso y nada costoso ($p < 0,0001$). La presencia de un TRS moderadamente costoso mostró diferencias significativas con la presencia de un TRS poco costoso ($p = 0,018$). No se encontraron diferencias significativas entre la presencia de un TRS costoso y muy costoso ($p = 0,097$) ni entre la presencia de un TRS moderadamente costoso y un TRS costoso ($p = 0,787$) (Gráfico 26).

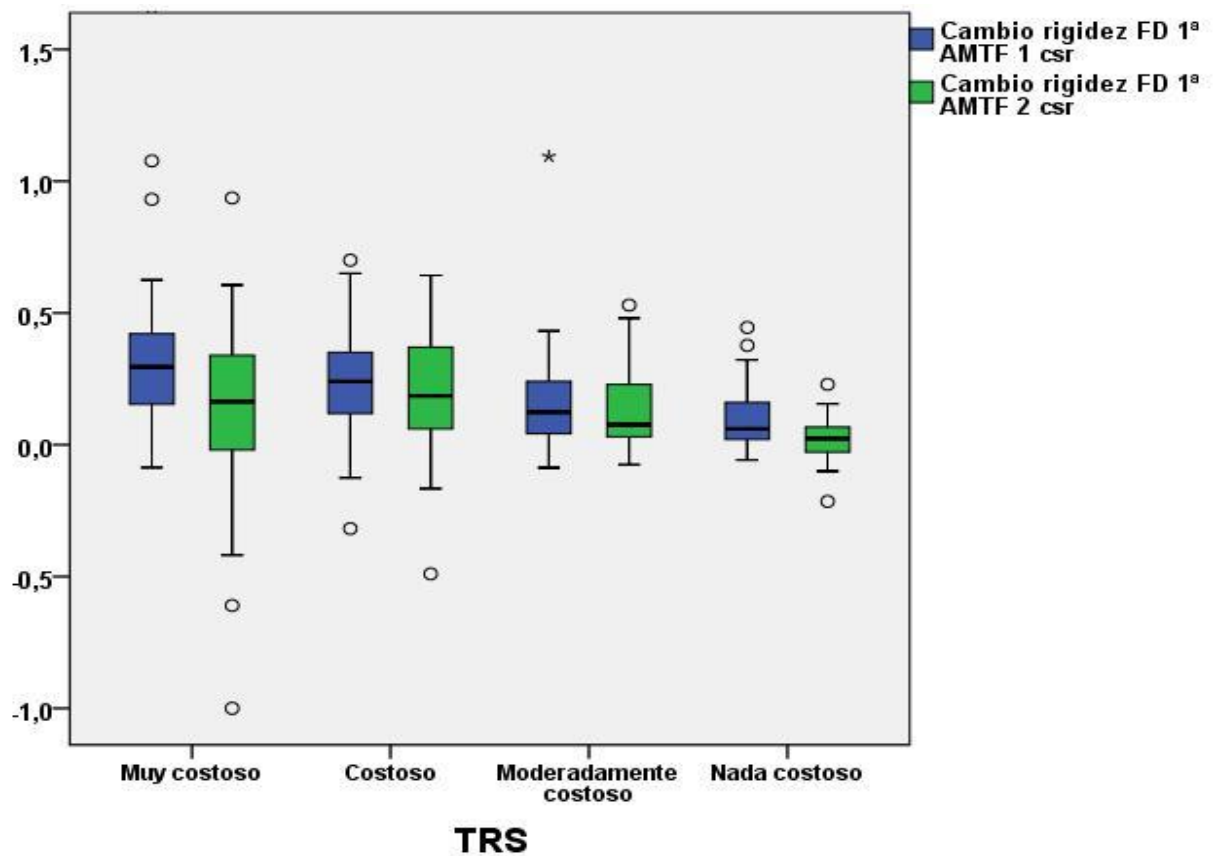
Gráfico 26. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del TRS.



El cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos una CSR mostró que los sujetos con TRS poco costosos presentaban diferencias con significancia estadística frente a los sujetos con TRS costoso ($p=0,006$) y muy costoso ($p<0,0001$). También se observaron diferencias significativas entre los sujetos con TRS moderadamente costoso y muy costoso ($p=0,035$). El resto de comparaciones no mostraron diferencias significativas (Gráfico 27).

El cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos una segunda CSR sólo mostro cambios significativos entre la presencia de un TRS nada costoso con un TRS muy costoso ($p=0,032$), un TRS costoso ($p=0,001$). En el resto de comparaciones no se observaron diferencias significativas si bien las diferencias observadas entre los sujetos con TRS poco costosos y moderadamente costosos presentan un p-valor próximo a la significancia estadística ($p=0,054$) lo que sugiere que quizá con mayor muestra podría darse una significancia estadística (Gráfico 27).

Gráfico 27. Cambio en el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del TRS tras la colocación de CSR.



3.2.3. Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con el movimiento de R1.

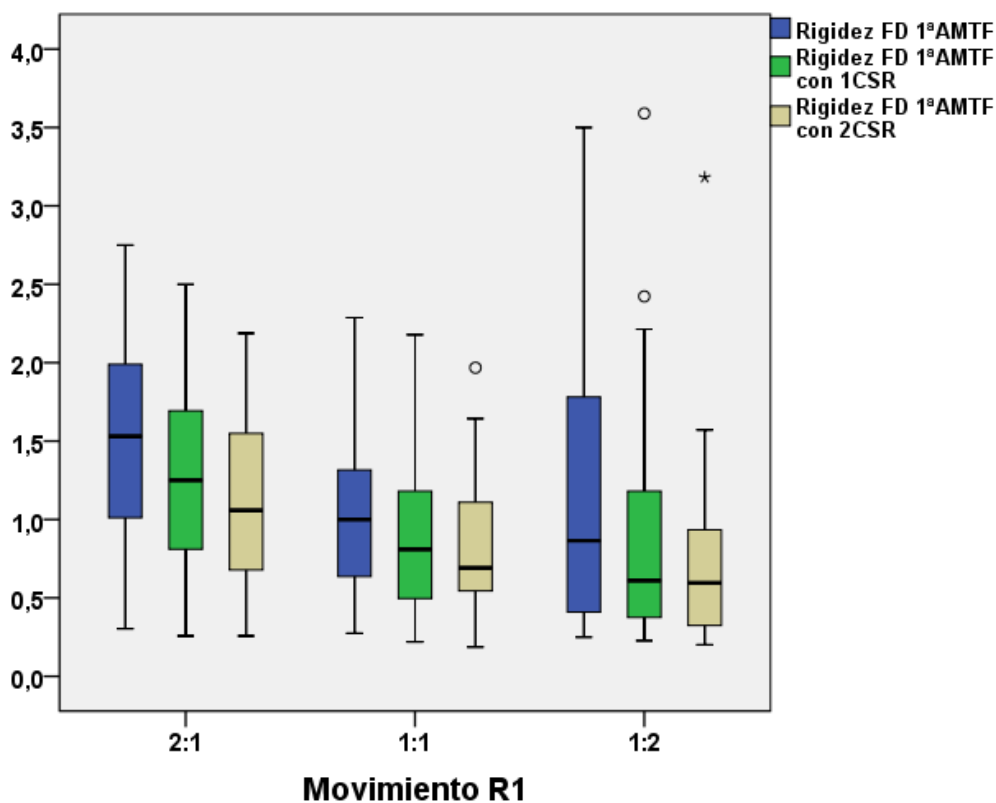
Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD entre la situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para todas las características del movimiento de FD del R1 (movimiento $FD=FP$, movimiento $FD > FP$, movimiento $FD < FP$).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que cuando el movimiento de R1 es mayor en FD que en FP ($FD > FP$) se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p < 0,0001$) (Gráfico 28).

Cuando el movimiento de R1 es igual en FD que en FP ($FD=FP$) se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$) y entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$). Sin embargo, al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada no se encontró significancia estadística ($p = 0,487$) (Gráfico 28).

Cuando el movimiento de R1 es menor en FD que en FP ($FD < FP$) se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$). No hubo significancia estadística entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p = 0,053$) ni al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p = 0,173$) (Gráfico 28).

Gráfico 28. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del movimiento de R1 tras la colocación de CSR.

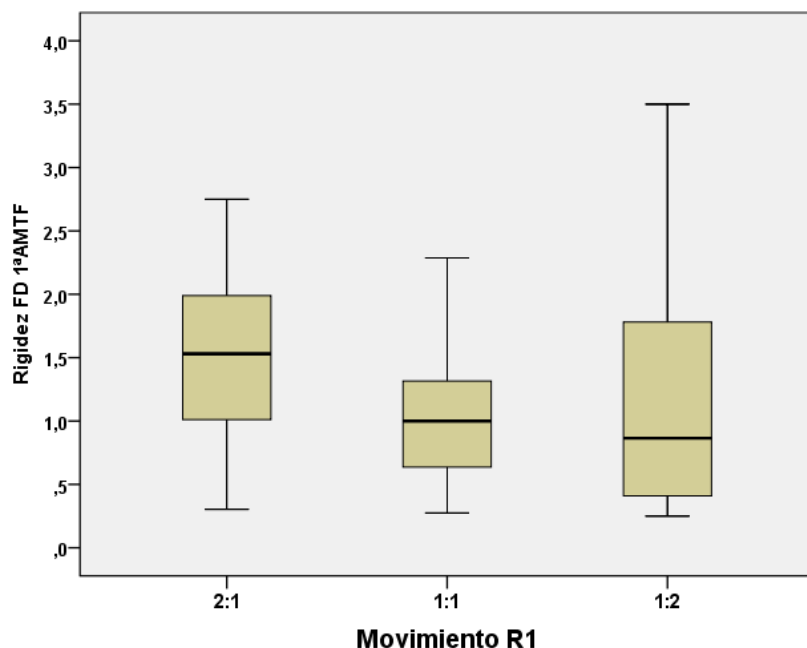


Mediante la prueba de Kruskal-Wallis se realizó una comparación entre todas las categorías del movimiento de R1 (movimiento FD=FP, movimiento FD>FP, movimiento FD<FP) de la distribución que tienen las variables rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin CSR, cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos una CSR y cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas en la distribución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación (p=0,006). Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en la distribución de la cantidad de cambio que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación al colocar una CSR (p=0,067) ni al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada (p=0,151).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró diferencias significativas para la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin cuñas entre la presencia de un movimiento de R1 igual en FD que en FP (FD=FP) y un movimiento de R1 mayor en FD que en FP (FD>FP) (p=0,017). No hubo diferencias significativas entre la presencia de un movimiento de R1 igual en

FD que en FP (FD=FP) y un movimiento de R1 menor en FD que en FP (FD<FP) ($p=1,000$). Tampoco hubo diferencias significativas entre la presencia de un movimiento de R1 mayor en FD que en FP (FD>FP) y un movimiento de R1 menor en FD que en FP (FD<FP) ($p=0,078$) aunque la proximidad del p-valor a la significancia estadística sugiere que podría haber significancia con mayor tamaño muestral (Gráfico 29).

Gráfico 29. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del movimiento de R1.



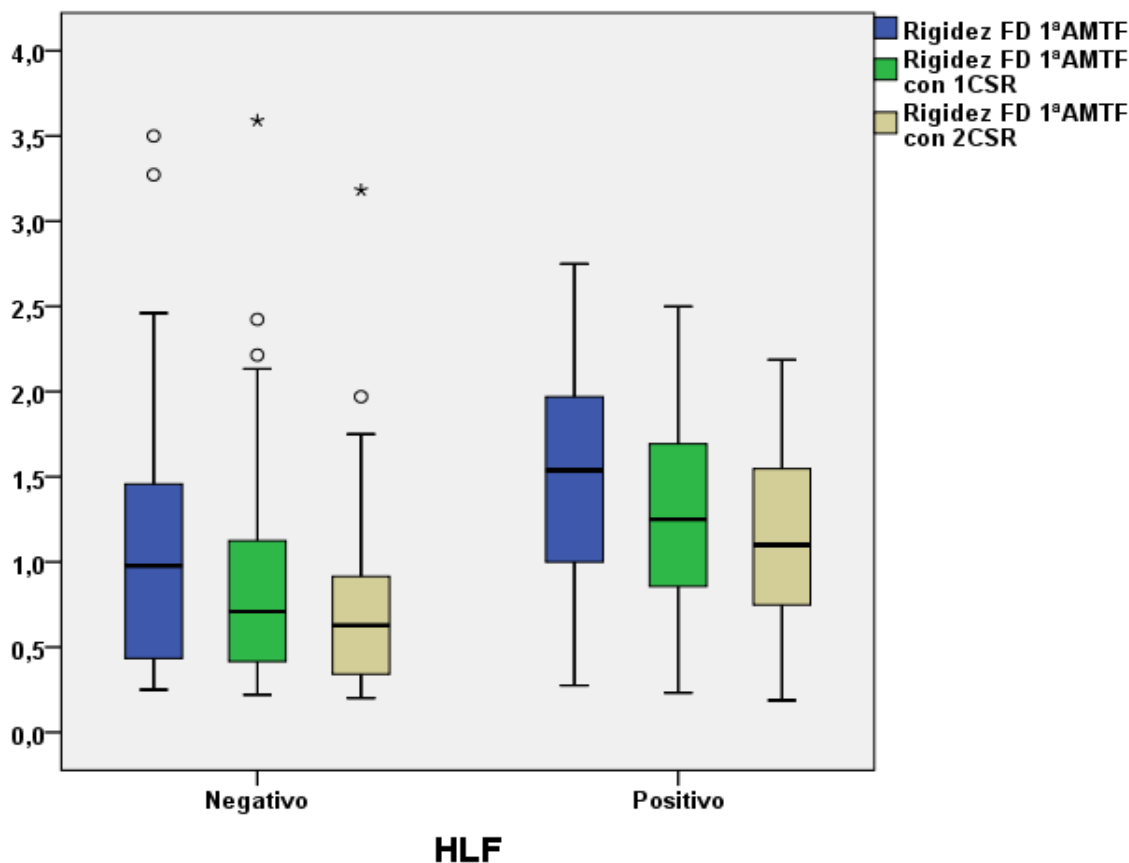
3.2.4. Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con el HLF.

Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones de la rigidez que tiene la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD entre las situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p<0,0001$). Estas diferencias se encontraron para para todas las características de la variable HLF (positivo; negativo).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que para ambas características del HLF (positivo y negativo) se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p<0,0001$), entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p<0,0001$)

y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p < 0,0001$ cuando el HLF es positivo y $p = 0,017$ cuando el HLF es negativo) (Gráfico 30).

Gráfico 30. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del HLF tras la colocación de CSR.



Mediante la prueba U de Mann-Whitney se realizó una comparación, entre todas las categorías de la variable HLF (positivo; negativo), de la distribución que tienen las variables rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin CSR, cambio de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación cuando colocamos una CSR y cambio de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación cuando colocamos una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas en la distribución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación ($p < 0,0001$) (Gráfico 31) y en la cantidad de cambio que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación al colocar una CSR ($p = 0,048$). No se observaron diferencias significativas en la cantidad de cambio que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación al colocar dos CSR ($p = 0,120$) (Tabla 10) (Gráfico 32).

Gráfico 31. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD según las características del HLF.

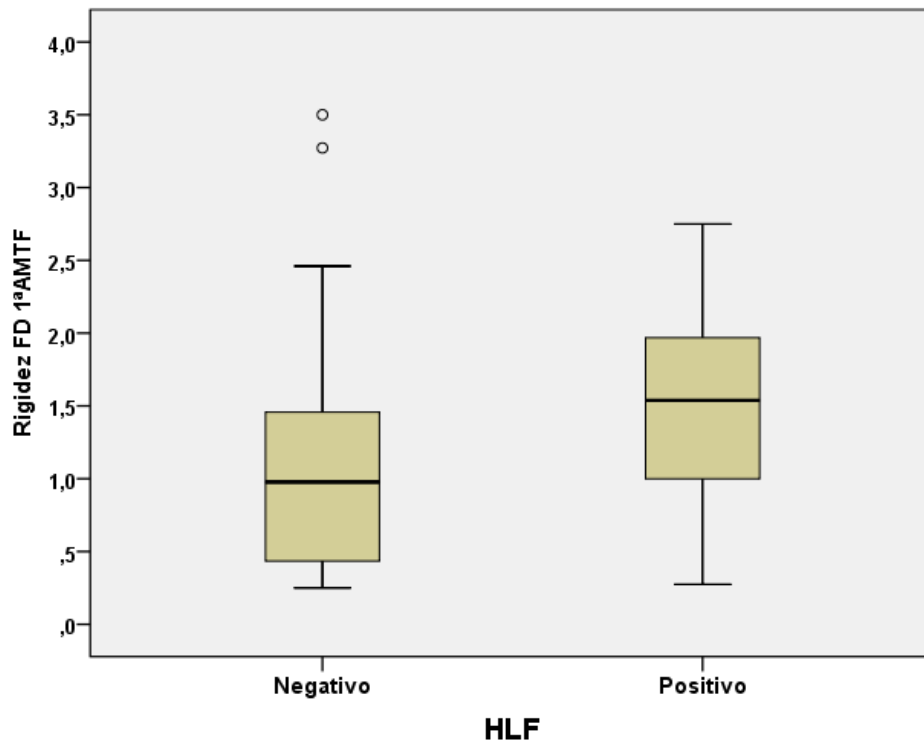


Gráfico 32. Cambio en el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD según las características del HLF tras la colocación de CSR.

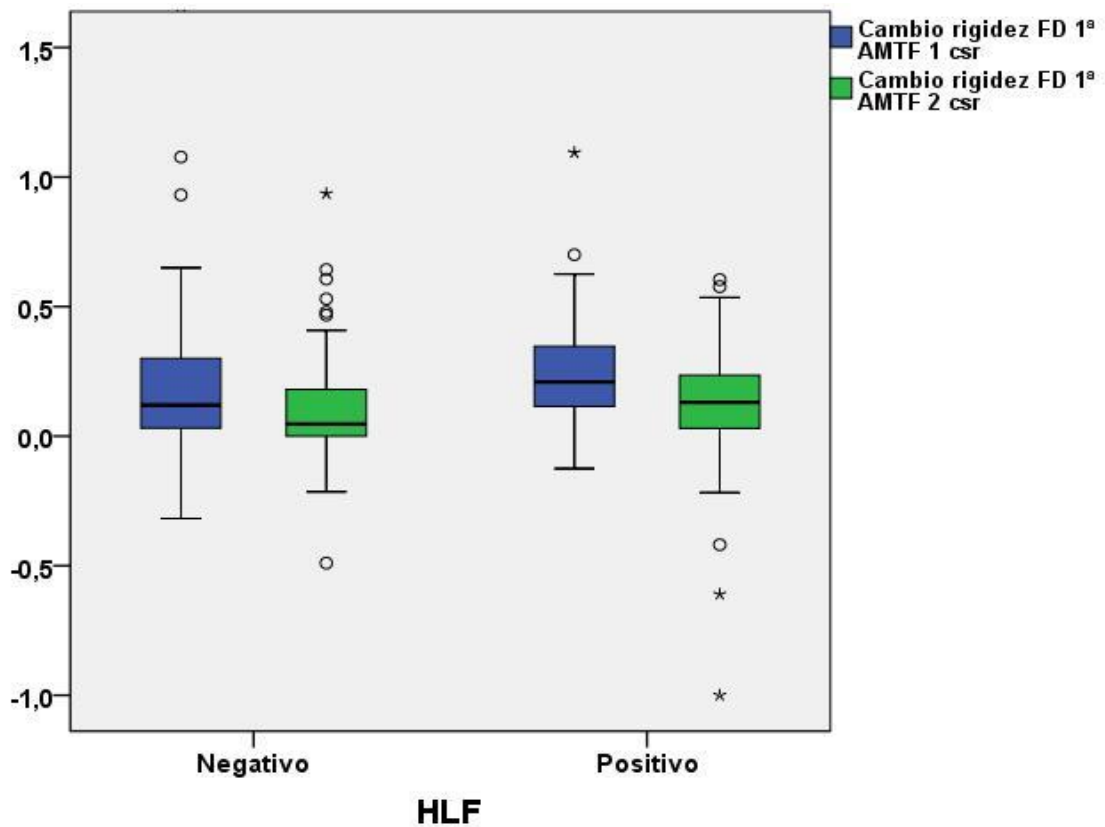


TABLA 10. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y cambio de esta con la colocación de CSR según las características del HLF.

N total= 126	HLF POSITIVO N=71		HLF NEGATIVO N=55		p-valor
	Media (\pm SD)	Mediana	Media (\pm SD)	Mediana	
Rigidez FD 1ª AMTF sin CSR	1,58 \pm 0,88 N/º	1,54 N/º	1,11 \pm 0,79 N/º	0,98 N/º	<0,0001
Cambio rigidez a la FD 1ª AMTF al colocar 1 CSR	0,26 \pm 0,29 N/º	0,21 N/º	0,21 \pm 0,31 N/º	0,12 N/º	0,048
Cambio rigidez a la FD 1ª AMTF al colocar 2 CSR	0,13 \pm 0,26 N/º	0,13 N/º	0,12 \pm 0,23 N/º	0,05 N/º	0,120

Prueba U de Mann-Whitney

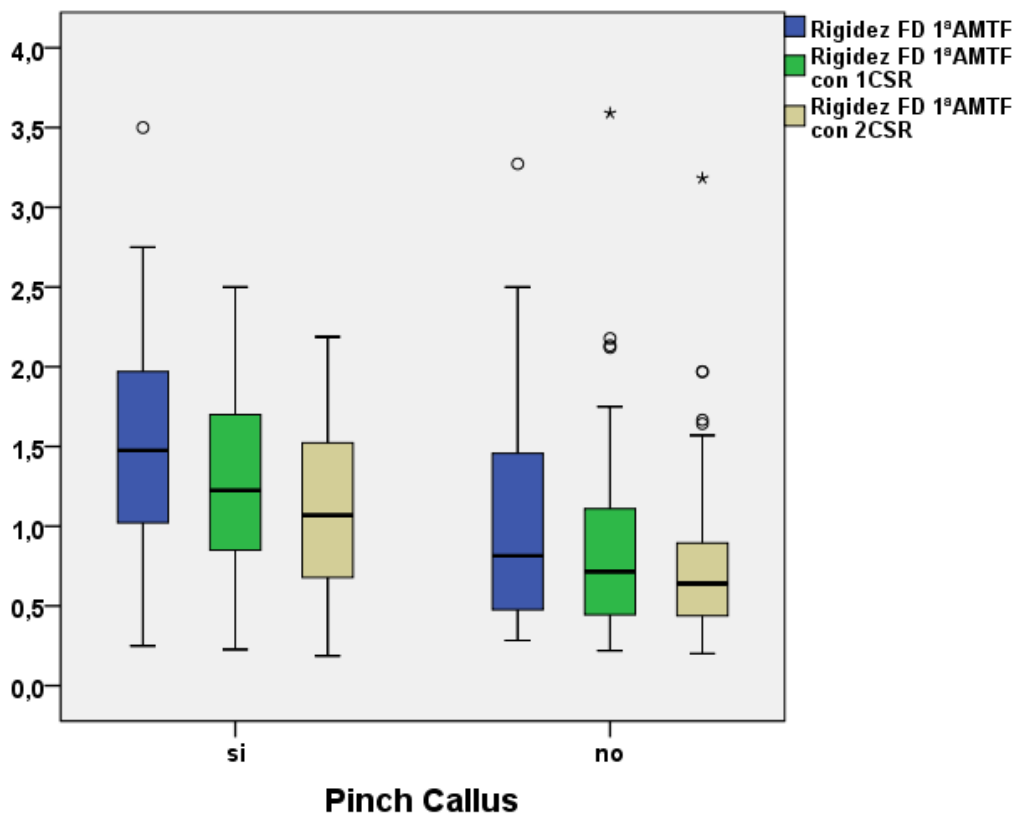
3.2.5. Relación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la presencia de pinch callus.

Mediante el análisis bidimensional de la varianza de Friedman se encontraron diferencias al comparar las distribuciones de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD entre las situaciones de bipedestación sin CSR, bipedestación con una CSR y bipedestación con dos CSR ($p < 0,0001$). Estas diferencias se encontraron para para todas las características de la variable pinch callus (presente, ausente).

La aplicación del test de comparaciones múltiples a posteriori no paramétrico con la corrección de p-valores mediante Bonferroni mostró que cuando está presente el pinch callus se observa una diferencia significativa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de una CSR ($p < 0,0001$), entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$) y al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p < 0,0001$). Cuando no está presente un pinch callus se mantiene una significancia estadística en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que tienen los sujetos entre la situación de bipedestación sin CSR y la

colocación de una CSR ($p < 0,0001$) y entre la situación de bipedestación sin CSR y la colocación de dos CSR ($p < 0,0001$). Sin embargo, no se observan diferencias significativas al colocar una segunda CSR a los sujetos cuando ya tenían una cuña colocada ($p = 0,157$) (Gráfico 33).

Gráfico 33. Variación de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del pinch callus tras la colocación de CSR.



Mediante la prueba U de Mann-Whitney se realizó una comparación entre todas las categorías de la variable pinch callus (presente; ausente) de la distribución que tienen las variables rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación sin CSR, el cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación cuando colocamos una CSR y el cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación cuando colocamos una segunda CSR. Se observaron diferencias significativas en la distribución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación ($p = 0,001$) (Gráfico 34), en la cantidad de cambio que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD en bipedestación al colocar una CSR ($p = 0,016$) y en la cantidad de cambio que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo en FD al colocar dos CSR ($p = 0,014$) (Tabla 11) (Gráfico 35).

Gráfico 34. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del pinch callus.

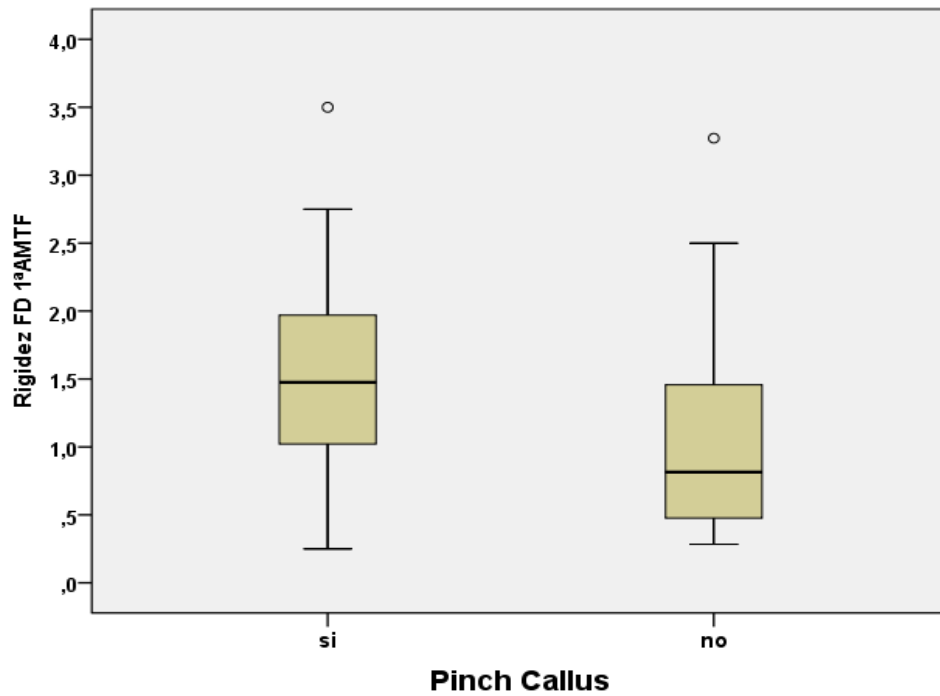


Gráfico 35. Cambio en el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación según las características del pinch callus tras la colocación de CSR.

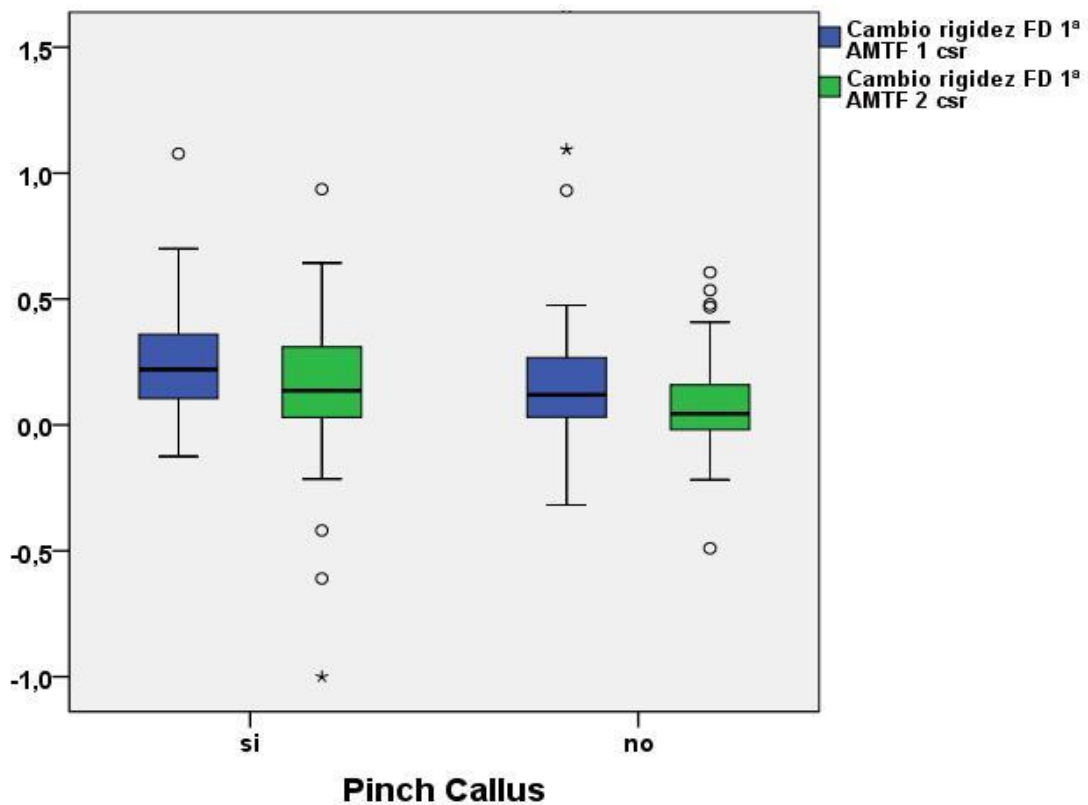


Tabla 11. Rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y cambio de esta con la colocación de CSR según las características del pinch callus.

N total= 126	PINCH CALLUS POSITIVO N=78		PINCH CALLUS NEGATIVO N=48		p-valor
	Media (\pm SD)	Mediana	Media (\pm SD)	Mediana	
Rigidez FD 1ª AMTF sin CSR	1,56 \pm 0,91 N/º	1,47 N/º	1,08 \pm 0,73 N/º	0,81 N/º	0,001
Cambio rigidez a la FD 1ª AMTF al colocar 1 CSR	0,26 \pm 0,22 N/º	0,22 N/º	0,19 \pm 0,32 N/º	0,12 N/º	0,016
Cambio rigidez a la FD 1ª AMTF al colocar 2 CSR	0,15 \pm 0,14 N/º	0,14 N/º	0,08 \pm 0,20 N/º	0,04 N/º	0,014

Prueba U de Mann-Whitney

4. ANÁLISIS DE REGRESIÓN LINEAL POR PASOS.

Se realizó un análisis de regresión por pasos para determinar en qué medida las variables dependientes (cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación y cambio de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedesatación que se producen cuando se colocan una y dos CSR) puede explicarse por las variables independientes.

Las variables se han incorporado al modelo cuando el coeficiente de regresión parcial es significativamente distinto a cero al 5% y, una vez incorporada la variable, solo se elimina del modelo si con la incorporación de otra u otras variables en un paso posterior su coeficiente de regresión parcial deja de ser significativamente diferente de cero al 10%. Cuando existen varias variables que tienen un coeficiente de regresión parcial significativamente diferente de cero al 5%, se incorporará al modelo la variable que tenga el coeficiente de regresión parcial de mayor valor absoluto (al ser la que más se correlaciona con la variable dependiente).

Al construir el modelo de regresión que analiza el cambio del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación se excluyó, en todos los casos, la variable FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación. Por su parte, al construir el modelo de regresión que analiza el cambio de rigidez

de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación, se excluyó, en todos los casos, la variable de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación.

4.1. Regresión lineal por pasos y movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación.

El modelo de regresión que se construyó para explicar el cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación cuando se colocaba una CSR mostró una correlación significativa entre la variable dependiente y el movimiento de FD de R1 medido en milímetros ($R=0,410$; $P<0,0001$). No obstante, esta variable solo explica el 16,80% del cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar una CSR ($R^2=0,168$; R^2 ajustada=0,161). Así mismo, el modelo señala que por cada milímetro que cambia el movimiento de FD de R1, el cambio medio de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación es de 0,721 grados cuando se coloca una CSR (Tablas 12 a y b) (Gráfico 36)

TABLA 12 a. Modelo de regresión por pasos para el cambio de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de una CSR.

Modelo	Coeficiente no estandarizado		Coeficiente estandarizado	t	p-valor
	B	Error estándar	Beta		
Constante	0,447	1,449		0,329	0,743
Movimiento de FD R1 (mm)	0,721	0,153	0,410	4,720	<0,0001

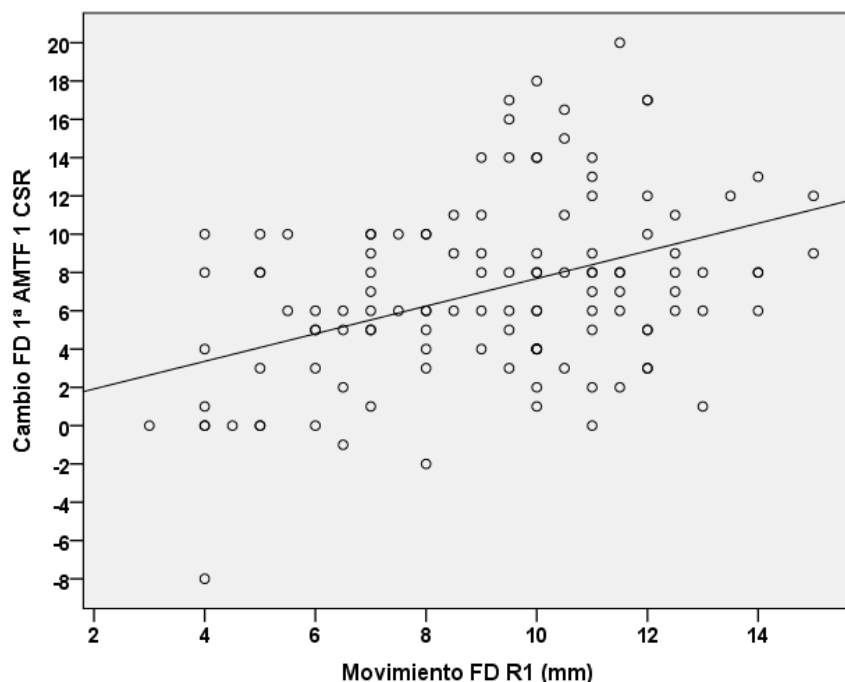
Los resultados que se muestran no incluyen los valores del caso 31 y 115 que fueron excluidos por ser puntos influyentes

Tabla 12 b. Resumen de los pasos para la obtención del modelo de regresión para el cambio de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación tras la colocación de una CSR.

Modelo	R	R ²	R ² ajustado	Error estándar	Variable introducida	Sig. de R ²
1	0,410	0,168	0,161	4,45491	Movimiento de FD R1 (mm)	<0,0001

Los resultados que se muestran no incluyen los valores del caso 31 y 115 que fueron excluidos por ser puntos influyentes

Gráfico 36. Correlación entre el cambio que se produce en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar 1 CSR y la movilidad en FD de R1 (mm).



El modelo de regresión que se construyó para explicar el cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación cuando se colocaba una segunda CSR mostró una correlación significativa entre la variable dependiente y el ángulo de pronación ($R=0,304$; $P=0,001$). No obstante, esta variable solo explica el 9,2% del cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar una CSR ($R^2=0,092$; R^2 ajustada=0,084). Así mismo, el modelo señala que por cada grado que cambia el ángulo de pronación, el cambio medio de la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación es de 0,290 grados cuando se coloca una segunda CSR (Tablas 13 a y b) (Gráfico 37)

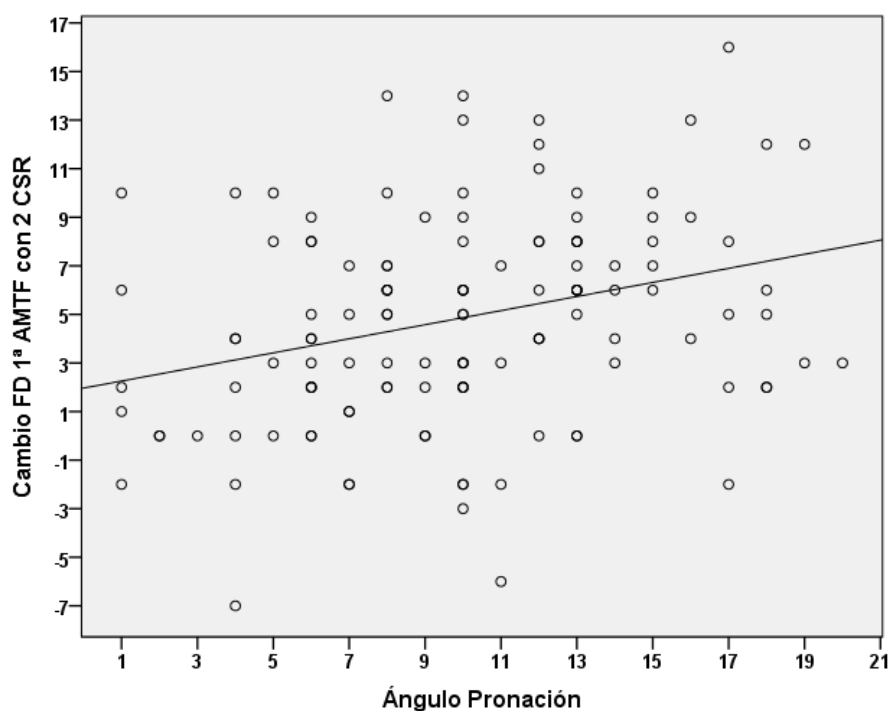
TABLA 13 a. Modelo de regresión por pasos para el cambio de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación con la colocación de dos CSR.

Modelo	Coeficiente no estandarizado		Coeficiente estandarizado	t	p-valor
	B	Error estándar	Beta		
Constante	0,447	1,449		2,108	0,037
Angulo de pronación	0,290	0,086	0,304	3,378	0,001

TABLA 13 b. Resumen de los pasos para la obtención del modelo de regresión para el cambio de FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación tras la colocación de dos CSR.

Modelo	R	R ²	R ² ajustado	Error estándar	Variable introducida	Sig. de R ²
1	0,304	0,092	0,084	4,07282	Angulo de pronación	0,001

Gráfico 37. Correlación entre el cambio que se produce en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación al colocar 2 CSR y el ángulo de pronación.



4.2. Regresión lineal por pasos y rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación.

El modelo de regresión que se construyó para explicar el cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se colocaba una CSR mostró una correlación significativa entre la variable dependiente y la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación, el ángulo de pronación, la FD pasiva del tobillo con rodilla en extensión y la FD pasiva de la 1ª AMTF en sedestación ($R=0,584$; $P=0,019$). No obstante, las cuatro variables que se incluyeron en el modelo solo explica el 34,10% del cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos una CSR ($R^2=0,341$; R^2 ajustada=0,316). La variable que mayor peso tiene es la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación ($\beta=-0,485$), seguida de la FD pasiva de la 1ª AMTF en sedestación ($\beta=-$

0,241), la FD pasiva del tobillo con rodilla en extensión (beta= -0,219) y del ángulo de pronación (beta=0,218). El modelo señala que por cada grado que cambia la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación se produce un cambio medio de de -0,006 N/grados en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD el bipedesción cuando se coloca una CSR. Por cada grado que cambia la FD pasiva de la 1ª AMTF en sedestación se produce un cambio medio de -0,003 N/ grados en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se coloca una CSR. Por cada grado que cambia la FD pasiva del tobillo con rodilla en extensión se produce un cambio medio de -0,006 N/grados en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se coloca una CSR. Por cada grado que cambia el ángulo de pronación se produce un cambio medio de 0,008 N/grados en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación al colocar una CSR (Tablas 14 a y b).

TABLA 14 a. Modelo de regresión por pasos para el cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la colocación de una CSR.

Modelo	Coeficiente no estandarizado		Coeficiente estandarizado	t	p-valor
	B	Error estándar	Beta		
Constante	0,684	0,195		3,457	0,001
FD 1ª AMTF bipedestación	-0,006	0,001	-0,485	-4,541	<0,0001
Angulo pronación	0,008	0,003	0,218	2,466	0,015
FD tobillo rodilla extensión	-0,006	0,002	-0,219	-2,630	0,010
FD 1ª AMTF sedestación	-0,003	0,001	0,241	2,386	0,019

Los resultados que se muestran no incluyen los valores de los casos 7,12, 66, 87, 115, 116 y 125 que fueron excluidos por ser puntos influyentes

TABLA 14 b. Resumen de los pasos para la obtención del modelo de regresión para el cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación tras la colocación de una CSR.

Modelo	R	R ²	R ² ajustado	Error estándar	Variable introducida	Cambio de R ²	Sig. del cambio de R ²
1	0,470	0,221	0,213	0,15095	FD 1ª AMTF bipedestación	0,221	<0,0001
2	0,521	0,272	0,258	0,14659	Angulo pronación	0,051	0,008
3	0,552	0,305	0,285	0,14393	FD tobillo rodilla extensión	0,033	0,029
4	0,584	0,341	0,316	0,14078	FD 1ª AMTF sedestación	0,036	0,019

Los resultados que se muestran no incluyen los valores de los casos 7,12, 66, 87, 115, 116 y 125 que fueron excluidos por ser puntos influyentes

El modelo de regresión que se construyó para explicar el cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se colocaba una segunda CSR mostró una correlación significativa entre la variable dependiente y la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación y la PRCC ($R=0,473$; $P=0,017$). No obstante, las dos variables que se incluyeron en el modelo solo explica el 22,30% del cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando colocamos una segunda CSR ($R^2=0,223$; R^2 ajustada=0,208). La variable que mayor peso tiene es la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación ($\beta = -0,310$). El modelo señala que por cada grado que cambia la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación, se observa un cambio medio de de -0,004 N/grados en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se coloca una segunda CSR. Por cada grado que cambia la PRCC, se observa un cambio medio de 0,011 N/grados en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación cuando se coloca una segunda CSR (Tablas 13 a y b) (Gráficos 38 a y b).

TABLA 15 a. Modelo de regresión por pasos para el cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación con la colocación de dos CSR.

Modelo	Coeficiente no estandarizado		Coeficiente estandarizado	t	p-valor
	B	Error estándar	Beta		
Constante	0,269	0,074		3,637	<0,0001
FD 1ª AMTF bipedestación	-0,004	0,001	-0,310	-3,147	0,002
PRCC	0,011	0,005	0,239	2,431	0,017

Los resultados que se muestran no incluyen los valores de los casos 7,12, 42, 66, 87, 109, 110, 115, 116 y 125 que fueron excluidos por ser puntos influyentes.

TABLA 15 b. Resumen de los pasos para la obtención del modelo de regresión para el cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación tras la colocación de dos CSR.

Modelo	R	R ²	R ² ajustado	Error estándar	Variable introducida	Cambio de R ²	Sig. del cambio de R ²
1	0,423	0,179	0,171	0,17308	FD 1ª AMTF bipedestación	0,179	<0,0001
2	0,473	0,223	0,208	0,16914	PRCC	0,045	0,017

Los resultados que se muestran no incluyen los valores de los casos 7,12, 42, 66, 87, 109, 110, 115, 116 y 125 que fueron excluidos por ser puntos influyentes.

Gráfico 38 a. Relación entre el cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación al colocar 2 CSR y las variables PRCC y FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación.

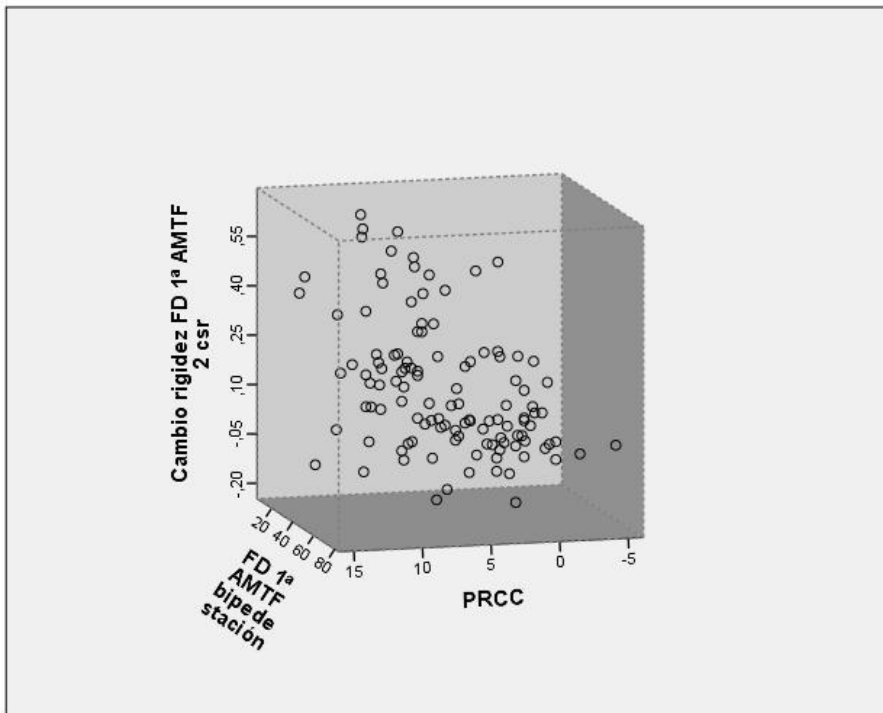
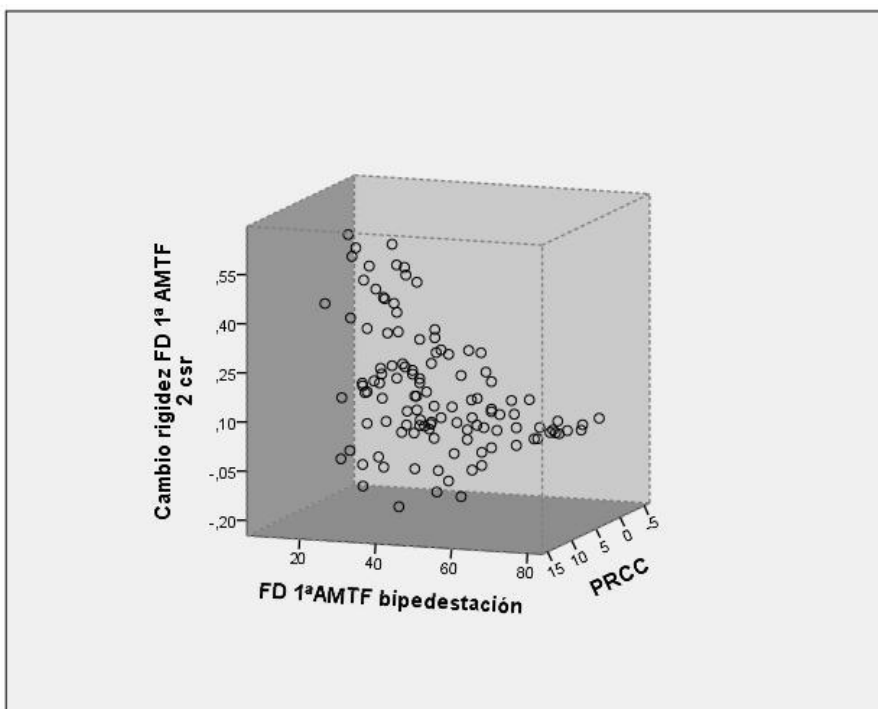


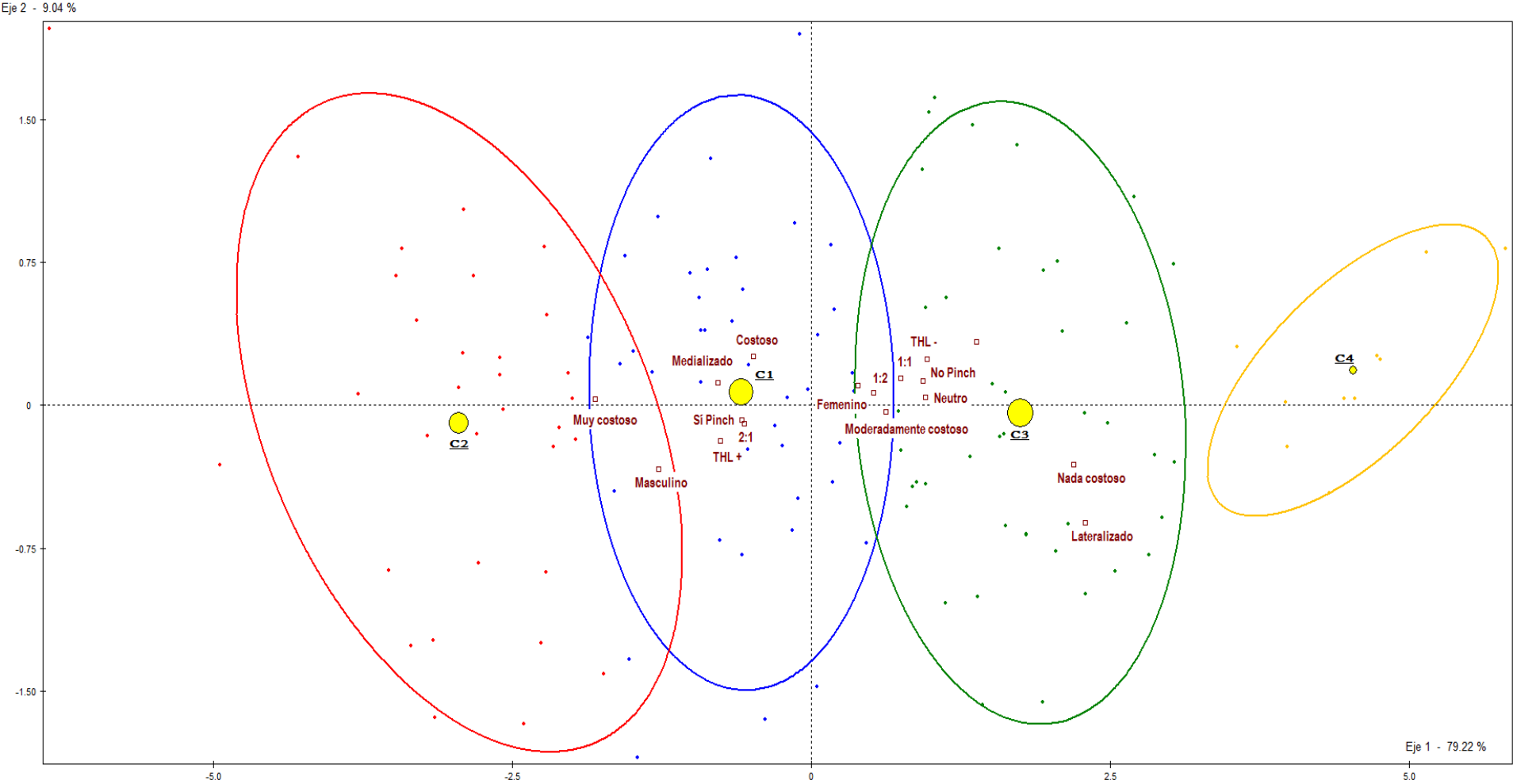
Gráfico 32 b. Relación entre el cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en bipedestación al colocar 2 CSR y las variables PRCC y FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación.



5. ANÁLISIS DE CONGLOMERADOS DE LA MUESTRA.

Mediante el análisis de conglomerados se valoró si en la muestra estudiada existían pies que pudieran agruparse en función de los valores obtenidos en las variables de FD pasiva de la 1ª AMTF en carga y de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo, así como de los cambios que se obtienen en estas variables en función de la colocación de una CSR y de una segunda CSR. Se realizó un corte en la jerarquía de conglomerados quedando 4 conglomerados definidos. En cada uno de estos conglomerados se pueden observar la relación que presentan las diferentes variables, cualitativas y cuantitativas, incluidas en el estudio con las variables variables dependientes (FD pasiva de la 1ª AMTF en carga y rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga) (Gráfico 39).

Gráfico 39. Proyección de los conglomerados y de las variables cualitativas sobre los ejes factoriales. Cada punto representa un pie de la muestra estudiada.



5.1. Caracterización de los conglomerados.

Conglomerado 1. Engloba el 32,8% de la muestra. Son pies que se caracterizan por presentar una mejoría más importante que la muestra general en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga cuando colocamos una CSR (la rigidez de la 1ª AMTF disminuye más que en la muestra general). En relación a la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga, los pies incluidos en este conglomerado presentan un menor rango de FD que la población general tanto en las mediciones realizadas en bipedestación sin CSR como en las mediciones realizadas tras la colocación de una CSR y de una segunda CSR. En la caracterización de los pies que se incluyen en este conglomerado mediante las variables cuantitativas cabe destacar que son pies que pertenecen a sujetos con menor talla que la muestra estudiada en su conjunto (Tabla 16). La caracterización de los pies que se incluyen en este conglomerado mediante las variables cualitativas muestra que son pies con un TRS costoso, un eje de rotación de la ASA medializado y que presentan un pich callus en un porcentaje superior a la muestra general estudiada (Tabla 17).

Tabla 16. Caracterización del conglomerado 1 mediante las variables cuantitativas.

Variable	Media Cluster	Media muestra	DS Cluster	DS muestra	Valor test (t Student)	p-valor
Cambio rigidez FD 1ª AMTF 1 CSR	0,306	0,223	0,305	0,252	2,576	0,005
FD 1ª AMTF bipedestación con 2 CSR	48,659	52,744	4,519	12,437	-2,556	0,005
Talla	163,805	167,151	8,425	8,977	-2,936	0,002
FD 1ª AMTF bipedestación con 1 CSR	43,220	48,000	4,636	12,661	-2,938	0,002
FD 1ª AMTF bipedestación	35,000	40,724	6,065	13,160	-3,384	0,000

Cluster: conglomerado DS: Desviación Estándar

Tabla 17. Caracterización del conglomerado 1 mediante las variables cualitativas.

Variable	Característica de la variable	% sujetos del cluster	% sujetos de la muestra	% sujetos muestra en el cluster	Valor test (χ^2)	p-valor	Nº sujetos muestra
Pinch Callus	Si	78,049	61,600	41,558	2,492	0,006	77
TRS	Costoso	43,902	28,800	50,000	2,367	0,009	36
Eje ASA	Medializado	80,488	65,600	40,244	2,295	0,011	82

Nota: Todos los valores que aparecen en las diferentes columnas hacen referencia a la característica de la variable (columna 2). **Cluster:** Conglomerado

Conglomerado 2. Engloba el 32,00% de la muestra. Los pies que se incluyen en este conglomerado se caracterizan por presentar una rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga claramente superior a la rigidez que muestra la población estudiada (tanto la rigidez que se mide con el sujeto en bipedestación como la rigidez que se mide al colocar una o dos CSR). El cambio neto en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasiva en carga que se observa en estos pies al colocar una CSR y una segunda CSR es mayor que en la muestra estudiada (se produce mayor disminución de la rigidez de la 1ª AMTF en los pies incluidos en este conglomerado). Sin embargo, si comparamos estos cambios con los que se observan en los pies incluidos en el conglomerado 1 encontramos que los pies del conglomerado 2 presentan menores cambios en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga cuando se coloca una CSR. En lo referente a la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga se observa que los pies de este conglomerado muestran valores más bajos de FD que la población estudiada (tanto los medidos con los sujetos en sedestación como los medidos con los sujetos en bipedestación sin CSR y tras colocar una y dos CSR). De igual forma al comparar estos pies con los incluidos en el conglomerado 1 observamos que los pies del conglomerado 2 muestran valores inferiores en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga para todas las mediciones en bipedestación (sin CSR, con una CSR y con dos CSR). El resto de variables cuantitativas que caracterizan el conglomerado son el ángulo de pronación, PRCC, el rango de movilidad de R1 en FD (medido en milímetros) y el navicular drop que muestran todas ellas valores superiores a los observados en la población de estudio. La FD del tobillo con rodilla en extensión es la única variable cuantitativa que muestra valores inferiores a los encontrados en la población general estudiada. Entre las variables antropométricas encontramos que los pies de este conglomerado pertenecen a sujetos que presentan mayor talla, peso y edad que lo sujetos estudiados en la muestra general (Tabla 18). La caracterización de los pies que se incluyen en este conglomerado mediante las variables cualitativas muestra que son pies con un TRS muy costoso, un eje de rotación de la ASA medializado, un THL positivo, un mayor rango de movilidad en FD de R1 y que presentan un pich callus en un porcentaje superior a la muestra general estudiada. El género masculino está presente en los sujetos de este conglomerado en mayor proporción con en la muestra general (Tabla 19).

Tabla 18. Caracterización del conglomerado 2 mediante las variables cuantitativas.

Variable	Media Cluster	Media muestra	DS Cluster	DS muestra	Valor test (t Student)	p-valor
Rigidez FD 1ª AMTF 2 CSR	1,702	0,974	0,359	0,545	8,729	0,000
Rigidez FD 1ª AMTF 1 CSR	1,899	1,106	0,435	0,617	8,387	0,000
Rigidez FD de 1ª AMTF	2,190	1,329	0,440	0,713	7,890	0,000
PRCC	8,063	5,144	3,436	4,075	4,679	0,000
Ángulo Pronacion	12,938	9,928	3,881	4,464	4,404	0,000
Talla	171,393	167,151	8,946	8,977	2,847	0,002
Mov FD R1 (mm)	10,266	9,112	2,758	2,800	2,707	0,003
Navicular Drop	7,310	6,363	2,705	2,572	2,277	0,011
Peso	67,250	62,664	11,384	12,853	2,150	0,016
Edad	28,750	26,160	10,845	7,320	2,132	0,016
Cambio rigidez FD 1ª AMTF 2 CSR	0,197	0,133	0,302	0,223	1,868	0,031
Cambio rigidez FD 1ª AMTF 1 CSR	0,291	0,223	0,256	0,252	1,771	0,038
FD Tobillo Rodilla Extensión	87,000	89,520	5,367	6,805	-2,323	0,010
FD 1ª AMTF bipedestación	28,984	40,724	4,714	13,160	-5,827	0,000
FD 1ª AMTF bipedestación con 1 CSR	35,188	48,000	5,150	12,661	-6,610	0,000
FD 1ª AMTF sedestación	54,031	66,608	8,553	12,287	-6,686	0,000
FD 1ª AMTF bipedestación con 2 CSR	39,625	52,744	5,830	12,437	-6,890	0,000

Cluster: conglomerado; **DS:** Desviación Estándar.

Tabla 19. Caracterización del conglomerado 2 mediante las variables cualitativas.

Variable	Características Variable	% sujetos del cluster	% sujetos de la muestra	% sujetos muestra en el cluster	Valor test (χ^2)	p-valor	Nº sujetos muestra
TRS	Muy costoso	62,500	28,000	57,143	4,649	0,000	35
Eje ASA	Medializado	93,750	65,600	36,585	3,975	0,000	82
Genero	Masculino	43,750	23,200	48,276	2,853	0,002	29
HLF	Positivo	78,125	56,000	35,714	2,775	0,003	70
Pinch Callus	si	78,125	61,600	32,468	2,055	0,020	77
MovFxDR1	2:1	71,875	56,000	32,857	1,911	0,028	70

Nota: Todos los valores que aparecen en las diferentes columnas hacen referencia a la característica de la variable (columna 2). **Cluster:** Conglomerado

Conglomerado 3. Engloba el 33,60% de la muestra. Los pies que se incluyen en este conglomerado se caracterizan por presentar una menor rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga que la población estudiada (tanto la rigidez que se mide con el sujeto en bipedestación como la rigidez que se mide al colocar una o dos CSR). El cambio neto en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo que se observa en estos pies al colocar una CSR y una segunda CSR también es menor que en la muestra estudiada (se produce menor disminución en

la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD en los pies incluidos en este conglomerado). En lo referente a la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga se observa que los pies de este conglomerado muestran valores de FD más altos que la población estudiada (tanto los medidos con los sujetos en sedestación como los medidos con los sujetos en bipedestación sin CSR y tras colocar una y dos CSR). El resto de variables cuantitativas que caracterizan este conglomerado son el ángulo de pronación, la PRCC, el rango de movilidad de R1 en FD (medido en mm.) y el navicular drop que muestran todas ellas valores inferiores a los observados en la población de estudio. La FD del tobillo con rodilla en extensión es la única variable cuantitativa que muestra valores superiores a los encontrados en la población general estudiada (Tabla 20). La caracterización de los pies que se incluyen en este conglomerado mediante las variables cualitativas muestra que son pies con un TRS poco costoso, un eje de rotación de la ASA neutro o lateralizado, un THL negativo, y con ausencia de un pich callus en un porcentaje superior a la muestra general estudiada (Tabla 21).

Tabla 20. Caracterización del conglomerado 3 mediante las variables cuantitativas.

Variable	Media cluster	Media muestra	DS Cluster	DS muestra	Valor test (t Student)	p-valor
FD 1ª AMTF bipedestación con 2 CSR	60,286	52,744	5,039	12,437	4,803	0,000
FD 1ª AMTF bipedestación con 1 CSR	55,667	48,000	5,519	12,661	4,797	0,000
FD 1ª AMTF bipedestación	47,905	40,724	6,622	13,160	4,322	0,000
FD 1ª AMTF sedestación	73,119	66,608	9,813	12,287	4,198	0,000
FD Tobillo Rodilla Extensión	92,048	89,520	7,509	6,805	2,954	0,002
Movilidad FD R1 (mm)	8,487	9,112	2,338	2,800	-1,654	0,049
Cambio rigidez FD 1ª AMTF con 2 CSR	0,064	0,133	0,122	0,223	-2,451	0,007
Navicular Drop	5,512	6,363	2,243	2,572	-2,618	0,004
Cambio rigidez FD 1ª AMTF con 1 CSR	0,131	0,223	0,148	0,252	-2,889	0,002
PRCC	3,476	5,144	4,165	4,075	-3,242	0,001
Ángulo Pronación	7,952	9,928	4,680	4,464	-3,506	0,000
Rigidez FD 1ª AMTF con 2 CSR	0,568	0,974	0,180	0,545	-5,899	0,000
Rigidez FD 1ª AMTF con 1 CSR	0,631	1,106	0,208	0,617	-6,097	0,000
Rigidez FD 1ª AMTF	0,762	1,329	0,290	0,713	-6,302	0,000

Cluster: Conglomerado; DS: Desviación Estándar.

Tabla 21. Caracterización del conglomerado 3 mediante las variables cualitativas.

Variable	Características Variable	% sujetos del cluster	% sujetos de la muestra	% sujetos muestra en el cluster	Valor test (χ^2)	p-valor	Nº sujetos muestra
TRS	Nada costoso	57,143	24,000	80,000	5,880	0,000	30
Pinch Callus	No	64,286	38,400	56,250	4,026	0,000	48
Eje ASA	Lateralizado	30,952	13,600	76,471	3,651	0,000	17
HLF	Negativo	61,905	44,000	47,273	2,678	0,004	55
Eje ASA	Neutro	35,714	20,800	57,692	2,636	0,004	26

Nota: Todos los valores que aparecen en las diferentes columnas hacen referencia a la característica de la variable (columna 2). **Cluster:** Conglomerado

Conglomerado 4. Engloba el 8% de la muestra. Los pies que se incluyen en este conglomerado se caracterizan por presentar una menor rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga que la población estudiada (tanto la rigidez que se mide con el sujeto en bipedestación como la rigidez que se mide al colocar una o dos CSR). El cambio neto en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga que se observa en estos pies al colocar una CSR es menor que en la muestra estudiada (se produce menos disminución en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en los pies incluidos en este conglomerado). En lo referente a la FD pasiva de la 1ª AMTF se observa que los pies de este conglomerado muestran valores de FD más altos que la población estudiada (tanto los medidos con los sujetos en sedestación como los medidos con los sujetos en bipedestación sin CSR y tras colocar una y dos CSR). El resto de variables cuantitativas que caracterizan el conglomerado son la PRCC y el rango de movilidad de R1 en FD (medido en mm.) que muestran valores inferiores a los observados en la población de estudio. La posición del tercio distal de la pierna es la única variable cuantitativa que muestra valores superiores a los encontrados en la población general estudiada (muestra valores de mayor varo) (Tabla 22). La caracterización de los pies que se incluyen en este conglomerado mediante las variables cualitativas muestra que son pies con un THL negativo y que nunca presentan un TRS muy costoso (Tabla 23).

Tabla 22. Caracterización del conglomerado 4 mediante las variables cuantitativas.

Variable	Media cluster	Media muestra	DS cluster	DS muestra	Valor test (t Student)	p-valor
FD 1ª AMTF bipedestación	71,600	40,724	3,666	13,160	7,704	0,000
FD 1ª AMTF bipedestación con 1 CSR	76,400	48,000	5,499	12,661	7,366	0,000
FD 1ª AMTF bipedestación con 2 CSR	79,800	52,744	6,660	12,437	7,143	0,000
FD 1ª AMTF sedestación	80,800	66,608	4,996	12,287	3,793	0,000
IMC	20,435	22,339	0,911	3,697	-1,694	0,045
Movilidad FD R1 (mm)	7,650	9,112	3,347	2,800	-1,716	0,043
PRCC	2,400	5,144	3,666	4,075	-2,211	0,014
Cambio de rigidez FD 1ª AMTF con 1 CSR	0,048	0,223	0,034	0,252	-2,276	0,011
Tercio distal Pierna	-6,600	-4,832	1,744	2,494	-2,328	0,010
Rigidez FD 1ª AMTF con 2 CSR	0,274	0,974	0,125	0,545	-4,213	0,000
Rigidez FD 1ª AMTF con 1 CSR	0,302	1,106	0,127	0,617	-4,281	0,000
Rigidez FD 1ª AMTF	0,350	1,329	0,115	0,713	-4,512	0,000

Cluster: Conglomerado; DS: Desviación estandar

Tabla 23. Caracterización del conglomerado 4 mediante las variables cualitativas.

Variable	Características variable	% sujetos del cluster	% sujetos de la muestra	% sujetos muestra en cluster	Valor test (χ^2)	p-valor	Nº sujetos muestra
HLF	Negativo	80,000	44,000	14,546	2,069	0,019	55
TRS	Muy costoso	0,000	28,000	0,000	-1,849	0,032	35

Nota: Todos los valores que aparecen en las diferentes columnas hacen referencia a la característica de la variable (columna 2). Cluster: Conglomerado

DISCUSIÓN



DISCUSIÓN

Movilidad pasiva de la 1ª AMTF en carga.

Para poder realizar correctamente la fase propulsiva del ciclo de la marcha se asume que la 1ª AMTF debe tener un movimiento de FD que oscila entre los 65º-75º (40). Sin embargo a lo largo de las últimas décadas se han ido realizando diferentes estudios sobre el movimiento de FD de esta articulación que han ofrecido resultados muy variados. Los primeros trabajos fueron realizados por Joseph (42) a mediados del siglo XX sobre radiografías laterales realizadas en carga. Para realizar las mediciones del ángulo de FD de la 1ª AMTF tomó como referencia la bisectriz de la diáfisis del primer metatarsiano y la bisectriz de la diáfisis de la falange proximal. El valor del ángulo que forman ambas líneas al cortarse fue tomando como el valor de FD de la articulación. Sobre una muestra de 50 sujetos encontró que el movimiento pasivo de FD de la articulación oscilaba entre los 63º y los 78º según la edad de los sujetos y que la FD activa presentaba valores inferiores que se situaban en el rango de los 44º-56º. Una apreciación que realizó fue que utilizando esta técnica de medición la 1ª AMTF ya presentaba una posición inicial de discreta FD (entre 13º y 19º) que es achacable al ángulo de inclinación del primer metatarsiano. Este aspecto también lo recoge Navoczensky y col (55) en sus trabajos realizados con sistemas de análisis del movimiento electromagnéticos y reflejan una posición de FD de 11º. La mayoría de los trabajos que se han realizados sobre pacientes han utilizado también como referencia las bisectrices de primer metatarsiano y de la falange proximal del hallux para la medición clínica del rango de FD. Sin embargo han sido muy variadas las posiciones que se han utilizado para realizar estas mediciones. Desde situaciones en descarga con el paciente en decúbito supino y en sedestación a situaciones en carga con el paciente en bipedestación o con el paciente simulando la fase propulsiva de la marcha. Los primeros trabajos que se hicieron sobre pacientes mostraron valores de FD pasiva de la 1ª AMTF en descarga que oscilaban entre los 85º y los 105º (43,44). De la misma forma los valores que se obtuvieron simulando la fase propulsiva de la marcha mostraron valores medios entre 100º y 110º. Los resultados obtenidos por Chuter y Payne (48) en descarga usando la técnica descrita por Joseph (42) sobre una muestra de 26 sujetos sin patología muestran valores muy parecidos a los que él encontró al valorar la FD pasiva sobre radiografías. Sin embargo se ha demostrado que el valor obtenido al medir la FD pasiva de la 1ª AMTF es muy dependiente de la técnica utilizada para realizar su medición y que no pueden compararse los valores obtenidos con técnicas diferentes (44).

La técnica de medición que hemos utilizado en el presente trabajo es la misma que describió Roukis (49). Se toma como referencia el plano del suelo y la bisectriz del hallux y se considera

como valor de FD de la 1ª AMTF el ángulo que forma la intersección de la bisectriz del hallux con el plano del suelo. Los valores obtenidos con esta medición no incluyen el ángulo de inclinación del primer metatarsiano como si hacen las mediciones clásicas que utilizan la bisectriz del primer metatarsiano.

Los valores que hemos obtenido de FD pasiva de la 1ª AMTF en carga ($40,48^{\circ} \pm 13,44^{\circ}$) son superiores a los obtenidos por Roukis y col (49) ($22,07^{\circ} \pm 04^{\circ}$) y también fueron muy diferentes los valores mínimos y máximos que hemos obtenido [$38,0^{\circ}$ - $80,0^{\circ}$ en nuestro estudio frente a $20,0^{\circ}$ - $26,0^{\circ}$ de Roukis y col (49)]. Posiblemente esta diferencia esté motivada en parte por el tamaño muestral de ambos estudios. Mientras que la muestra utilizada por Roukis y col (49) fue baja (10 sujetos; 20 pies) la nuestra es más numerosa (63 sujetos 126 pies), incluso si la comparamos con las muestras utilizadas en el resto de estudios donde las mediciones clínicas se han realizado a partir de las bisectrices de hallux y del primer metatarsiano. Otro aspecto que puede justificar estas diferencias son las características clínicas de los sujetos incluidos en la muestra. Aunque en ambos estudios la muestra la constituyen sujetos jóvenes que no presentan patología dolorosa en el pie, no podemos valorar si existen diferencias en las características clínicas de los sujetos de ambas muestras ya que Roukis y col (49) únicamente señalan que eran sujetos con rangos de movilidad de las articulaciones del pie dentro de la normalidad y que no presentaban posición de inversión o de eversión del calcáneo en bipedestación, si bien no refleja los valores de esta posición. Otro trabajo que muestra valores de FD pasiva de la 1ª AMTF en carga utilizando la misma técnica descrita por Roukis (49) es el de Paton (74). Sobre 24 sujetos refiere valores $22,78^{\circ}$ (rango entre 8° y 36°), próximos a los descritos por Roukis (49). Sin embargo este trabajo no refiere que el valor de FD de la 1ª AMTF que obtiene en la medición sea el valón máximo de FD pasiva en carga de la 1ª AMTF, sino el valor que se obtiene aplicando una fuerza constante de 16 N sobre la región plantar del hallux a 11 mm de la 1ª AMTF concretamente). La fuerza que se aplicó en los sujetos de nuestra muestra fue la necesaria para llevar la 1ª AMTF a su punto de máxima FD, por lo su valor fue variable. Esta situación no permite una comparación de nuestros resultados con los obtenidos por Paton (74)

No hemos encontrado otros trabajos que utilicen esta técnica para determinar el valor de FD pasiva de la 1ª AMTF utilizando como instrumento de medición un goniómetro. Sin embargo si se han realizado estudios clínicos en los que se valora el movimiento pasivo de FD en carga utilizando como sistema de medición equipos de análisis del movimiento electromagnéticos. Estos sistemas determinan el movimiento de FD de la 1ª AMTF a partir de la localización espacial del hallux en el plano sagital. Aunque la instrumentación para medir el rango de FD es muy diferente la técnica se asemeja bastante a la que hemos utilizado en nuestro estudio.

Nawoczensky y col (55) encontraron valores de $37,0^{\circ} \pm 3,1^{\circ}$ sobre una muestra de 33 sujetos sanos mientras que Halstead y Redmond han referido en sus trabajos valores en torno a los 39° sobre muestras de 15 sujetos (56,68). Todos ellos son valores que se asemejan bastante a los que hemos obtenido en nuestro trabajo ($40,48^{\circ} \pm 13,44^{\circ}$).

Los valores medios de FD de la 1ª AMTF que hemos obtenido en este trabajo son menores que los referidos por y por Joseph (42) y están muy alejados de los mostrados por los trabajos de Hopson y col (44). Al tratarse de mediciones realizadas con técnicas diferentes no pueden ser comparados los resultados. Este es un aspecto que deben tener presente los clínicos a la hora de hacer sus valoraciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y a la hora de interpretar los resultados obtenidos. Ahora bien, esta diferencia en los valores obtenida se debe con mucha probabilidad al ángulo de inclinación que presenta el primer metatarsiano. Esta situación implica que cuando utilizamos las bisectrices de hallux y del primer metatarsiano para realizar las mediciones del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF la posición de partida ya es de cierta FD. Joseph (42) señala que los sujetos incluidos en su muestra presentaban una posición de partida de 13° - 18° . Si restamos estos grados del valor medio de FD de la 1ª AMTF encontramos valores más próximos a los encontrados en nuestro estudio aunque sigue siendo superiores (rangos de FD entre 45° y 60° si restamos 18° a los valores obtenidos al hacer FD pasiva). Dada la diferencia que existe en los valores de FD de la 1ª AMTF que se obtienen según el método de medición utilizado y según la posición del paciente, sería deseable la realización de estudios con muestras más amplias que permitan establecer los valores de normalidad para las diferentes técnicas que se han descrito para medir el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF. Los trabajos que se han publicado hasta la fecha no permiten extraer estos datos.

El grado de pronación que presenta el retropié durante el ciclo de la marcha ha sido relacionado con la función de la 1ª AMTF en dinámica. Payne y Aquino (89) han señalado que un exceso de pronación del retropie podría alterar el movimiento de FD de la 1ª AMTF y dificultar la instauración del mecanismo de windlass. Kappel-Bargas (90) establece una relación entre los valores de pronación del retropie durante la fase de apoyo completo y la instauración del mecanismo de windlass. Aquellos pacientes que tardaban más tiempo en instaurar el mecanismo de windlass presentaban valores más elevados en el pico de máxima eversión del retropié. Por su parte Nakamura y col (91) encontraron que los pacientes que tardaban más tiempo en iniciar el movimiento de FD de la 1ª AMTF presentaban un valor más elevado del pico de máxima eversión del retropié y mantenían esta posición durante un porcentaje mayor de la fase de apoyo unipodal. Ninguno de estos trabajos señala el movimiento de FD de la 1ª AMTF en dinámica ni en estática, ni compara los valores de FD pasiva (en carga o descarga) de esta

articulación con los datos cinemáticos del retropie. Pero los datos que aportan sugieren que el grado de pronación del retropie influye en el movimiento de FD que realiza la 1ª AMTF. Gatt y col (69) reflejaron que los pacientes con pronación severa (la clasificación se establecieron en base al foot posture index) muestran menor movimiento de FD en dinámica de la 1ª AMTF que los pacientes con pronación moderada ($p=0,004$), existiendo una relación inversa entre la severidad de la pronación y el movimiento de FD de la 1ª AMTF ($r= -0,534$). Los autores concluyen que la pronación influye en el movimiento de FD que realiza la 1ª AMTF, de forma que cuanto más severa sea la pronación que presentan los sujetos menor movimiento de FD de la 1ª AMTF presentarán en dinámica. Por su parte Halsted y col (68) también encontraron una relación moderada entre el pico de máxima eversión de retropie (obtenido al 68% de la fase de apoyo completo de la marcha) y el pico de máxima FD de la 1ª AMTF (obtenido al 98% de la fase de apoyo de la marcha) ($r=0,471$; $p=0,01$). Aunque nuestro trabajo solo realiza valoraciones del movimiento de FD de la 1ª AMTF en estática, los resultados que hemos obtenido también indican que el pico máximo de FD pasiva de esta articulación en carga está relacionado con el grado de pronación que presente el sujeto. Hemos utilizado para valorar el grado de pronación que presentaban los sujetos de la muestra la localización del eje de rotación de la ASA, el TRS, la PRCC, el ángulo de pronación del retropie y el navicular drop.

La localización espacial del eje de rotación de la ASA mediante la técnica descrita por Kirby (113) señala que en condiciones de normalidad el eje de la ASA tiene una dirección oblicua desde una localización postero-lateral en el talón a una localización antero-interna a nivel del sesamoideo lateral. Como variantes de esta normalidad establece la presencia de un eje de la ASA medializado y un eje de la ASA lateralizado. En los pacientes con un eje de la ASA medializado el centro de presiones se localiza lateral al mismo de forma que las fuerzas de reacción del suelo producen un momento de fuerza pronador sobre la ASA que la llevará a colocarse en una posición de pronación durante la bipedestación. Esta posición será de mayor o menor pronación en función del grado de medialización del eje de la ASA y de la magnitud de las fuerzas de reacción del suelo que soporta el pie. En cualquiera de los casos, podemos decir que los pacientes con un eje de rotación de la ASA medializado son pacientes con un pie pronado. Aquino y Payne (89) encontraron un eje de rotación de la ASA medializado que el 80,0% de los pies que no instauraban el mecanismo de windlass durante la marcha. Señalan que la presencia de un eje de rotación de la ASA medializado es un factor pronóstico de pobre funcionamiento del mecanismo de windlass y, consecuentemente, de la función de la 1ª AMTF. En nuestro trabajo también encontramos relación entre la localización espacial del eje de rotación de la ASA y el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga. Los sujetos que presentaban un eje de la

ASA medializado (65,9%) tuvieron valores de FD de la 1ª AMTF más bajos que los sujetos con un eje de la ASA neutro ($35,84^{\circ}\pm 11,43^{\circ}$ vs $46,19^{\circ}\pm 13,28^{\circ}$; $p<0,0001$) y que los sujetos que presentaban un eje de ASA lateralizado ($35,84^{\circ}\pm 11,43^{\circ}$ vs $54,41^{\circ}\pm 9,76^{\circ}$; $p<0,0001$) (Gráfico 10).

El TRS es una prueba clínica descrita por Kirby (177) para estimar la magnitud del momento de fuerza pronador que está soportando la ASA. Es una prueba muy dependiente de la localización espacial del eje de rotación de la ASA ya que el explorador coloca los dedos índice y corazón en la región plantar de la tuberosidad del escafoides para generar un momento de fuerza supinador sobre la ASA. Así cuando el eje de rotación de la ASA presenta una localización medializada, se reduce la distancia de este a la tuberosidad del escafoides. Se produce, pues, una disminución del brazo de momento supinador y el explorador deberá ejercer mayor fuerza para superar la magnitud del momento de fuerza pronador que soporta la ASA. Por el contrario, cuando el eje de rotación de la ASA está lateralizado la distancia a la tuberosidad del escafoides aumenta, lo que se traduce en un incremento del brazo de momento supinador. De esta forma el explorador tendrá que generar menos fuerza para superar la magnitud del momento de fuerza pronador que soporta la ASA. Payne y col (119) encontraron que la fuerza necesaria para supinar la ASA con este test tiene una relación positiva moderada con la distancia del eje de rotación de la ASA a la cabeza del quinto metatarsiano ($r=0,59$; $p=0,02$). Es decir que a mayor medialización de este eje mayor magnitud de fuerza hay que aplicar para poder supinar el pie. También encontraron una relación moderada entre el peso de sujeto y la magnitud de la fuerza necesaria para supinar el pie ($r=0,52$; $p=0,001$). No hemos encontrado trabajos en los que se valore de forma directa o indirecta el efecto que tienen los resultados de esta test con el movimiento de FD de la 1ª AMTF por lo que no podemos establecer comparación de nuestros resultados con la literatura. Hemos encontrado una relación entre el resultado del TRS y el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga. La presencia de un test muy costoso o costoso es indicativo de que la ASA está soportando un momento de fuerza pronador muy elevado. Por el contrario, la presencia de un test poco costoso indica que las fuerzas de reacción del suelo están ejerciendo un momento de fuerza pronador bajo sobre la ASA. Aquellos pies que soportaban momentos de fuerza pronadores elevados mostraron menor movimiento de FD de la 1ª AMTF que los pies donde la ASA soportaba momentos de fuerza pronadores moderados o bajos. Así los sujetos que presentaban un TRS muy costoso tuvieron valores de FD de la 1ª AMTF más bajos que los sujetos con un TRS costoso ($29,65^{\circ}\pm 6,82^{\circ}$ vs $37,17^{\circ}\pm 8,9^{\circ}$; $p=0,019$), los sujetos con un TRS moderadamente costoso ($29,65^{\circ}\pm 6,82^{\circ}$ vs $45,75^{\circ}\pm 14,81^{\circ}$; $p<0,0001$) y que los sujetos que presentaban un TRS poco costoso ($29,65^{\circ}\pm 6,82^{\circ}$ vs $53,23^{\circ}\pm 10,11^{\circ}$; $p<0,0001$). De igual forma, los sujetos con un TRS costoso mostraron valores de FD de la 1ª AMTF menores que los sujetos

con un TRS poco costoso ($37,17^{\circ} \pm 8,9^{\circ}$ vs $53,23^{\circ} \pm 10,11^{\circ}$; $p < 0,0001$) (Gráfico 13). En nuestro trabajo no se consideró valorar la relación que existe entre la presencia de un eje de la ASA medializado y las características del TRS dado que este test no se realizó mediante una instrumentación que permitiera cuantificar la fuerza necesaria para supinar el pie como si hicieron Payne y col (119).

Otra de las variables que hemos medido como indicador del grado de pronación del pie es el test de navicular drop. Este test descrito originalmente por Brody (167) valora el grado de hundimiento del arco interno. Valores de este test superiores a los 10 mm se han relacionado con un exceso de pronación del retropie. Paton (74) encontró una correlación inversa entre ambos valores ($r = -0,474$; $p = 0,02$), de forma que un incremento del valor en el test de navicular drop llevaba a una disminución del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF. Así mismo, señaló que los cambios en el valor del navicular podían explicar el 33,2% de las variaciones en el pico máximo de FD pasiva de la 1ª AMTF en carga. Nuestros resultados también muestran la existencia de una correlación inversa similar ($r = -0,433$; $p < 0,0001$), aunque en nuestro trabajo no se hizo un análisis de regresión para determinar el grado de influencia que tiene el navicular drop sobre el valor máximo de FD pasivo de la 1ª AMTF en carga.

Tanto la PRCC como el ángulo de pronación son valores clínicos ampliamente utilizados en la valoración del grado de pronación que tiene el pie. Según el modelo de equilibrio rotacional propuesto por Kirby (113,123) la PRCC no es más que un indicador en el plano frontal de la posición en la que la ASA ha alcanzado una situación de equilibrio rotacional mientras el sujeto se encuentra en bipedestación. Debemos considerar que las fuerzas de reacción del suelo generan en su conjunto un momento de fuerza neto que tiende a pronar o supinar la ASA y que esta se moverá en pronación o supinación hasta que el momento neto que generan las estructuras anatómicas del pie que se oponen al movimiento sea de la misma magnitud. En ese momento cesará el movimiento y el ángulo que forme la bisectriz del talón con la perpendicular al suelo será el valor de la PRCC. Es razonable asumir que a mayor magnitud del momento pronador que soporta la ASA, mayor valor tendrá tanto la PRCC como el ángulo de pronación ya que la bisectriz del talón forma parte de este ángulo. Desde esta perspectiva son esperables los resultados obtenidos en nuestro estudio que establecen una relación inversa entre el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga con los valores de la PRCC ($r = -0,548$) y con los valores del ángulo de pronación ($r = -0,462$). No obstante es muy probable que la correlación de la PRCC y el movimiento de FD de la 1ª AMTF sólo se pueda establecer en las valoraciones estáticas de FD de la 1ª AMTF que se realicen en carga. Sin embargo no hay estudios que lo valoren específicamente. Únicamente Aquino y Payne (89) valoraron la relación que existe entre

los valores de la PRCC y la instauración del mecanismo de windlass. Encontraron que los sujetos que no instauraban el mecanismo de windlas no presentaban valores de la PRCC significativamente diferentes a los sujetos que si instauraban el mecanismo de windlass ($p=0,629$). Sin embargo estos resultado lo único que indican es que la 1ª AMTF realiza un movimiento de FD suficiente como para que se instaure el mecanismo de windlass, pero no se puede deducir de ellos si hay diferencias en el valor máximo de FD de la 1ª AMTF en dinámica entre los sujetos con valores altos y bajos de PRCC

Todas las variables medidas en el estudio que determinan el grado de pronación del pie mostraron correlación con el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF que se midió en carga. Estas correlaciones señalan que la posición de pronación del pie actúa como un factor que limita el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF cuando se mide en bipedestación y tomando como referencia el ángulo que forma la bisectriz del hallux con el suelo. Una posible explicación a las correlaciones obtenidas la aporta Fuller en su trabajo sobre el mecanismo de windlass (110). Cuando un sujeto se encuentra en una posición de bipedestación las fuerzas de reacción del suelo que se derivan de la acción del peso corporal se localizan en la región del talón y en la región de los metatarsianos y de los dedos. Si analizamos esta situación desde el plano sagital podemos observar que ambas fuerzas de reacción del suelo generan un par de fuerzas con respecto a la fuerza que ejerce el peso corporal. Las fuerzas de reacción del suelo en el talón generarán un momento de fuerza de FP sobre el retropie que tenderá a equinizarlo y las fuerzas de reacción del suelo sobre el antepie generará un par de fuerzas de FD que tenderá a llevarle a una posición de FD. Esta situación produce un hundimiento del arco interno. Como han demostrado los estudios anatómicos la estructura que más contribuye al mantenimiento del arco interno en situación de bipedestación es la fascia plantar (27,28). Esta situación es lógica desde un punto de vista mecánico ya que es la estructura con mayor brazo de momento al ser la más alejada de las articulaciones de la columna interna. Este brazo de momento de la fascia plantar se va disminuyendo a medida que la altura del arco interno desciende por lo que se produce un incremento de la fuerza tensil que soporta la fascia que se irá incrementando hasta que el momento de FD que ejerce sobre el retropie y el momento de FP que ejerce sobre el antepie sean de la misma magnitud que los momentos de fuerza generados por las fuerzas de reacción del suelo sobre estas regiones anatómicas. Sin embargo el incremento de tensión sobre la fascia plantar produce también un efecto sobre las AMTF que ya describió Hicks y que denominó mecanismo de windlass inverso (104). Así la tensión de la fascia plantar genera sobre las AMTF un momento de fuerza de FP que tiende a pegar los dedos al suelo. De esta manera cuando el explorador quiere realizar sobre un sujeto un movimiento de FD de la 1ª AMTF en

carga la resistencia que nota al movimiento de FD es proporcional a la magnitud del momento de FP que está generando la fascia sobre la 1ª AMTF. A mayor magnitud de este momento de FP mayor será la fuerza que debemos hacer para poder llevar a FD la 1ª AMTF. El movimiento de FD de la 1ª AMTF es una situación que tanto los estudios sobre cadáveres (23) como los trabajos con elementos finitos (36) han mostrado que incrementa la tensión de la fascia plantar. Por tanto, a medida que se incrementa el ángulo de FD de la 1ª AMTF se incrementa el momento de fuerza de FP que se genera sobre la articulación como consecuencia de la tensión de la fascia. Cuando este momento de FP sea de la misma magnitud que el momento de FD el movimiento de la articulación se detiene. En presencia de un pie pronado, el eje de la ASA tiene una orientación espacial medializada y el centro de presiones se localiza lateral al eje de rotación de la ASA. Así, el momento de fuerza neto que generan las fuerzas de reacción del suelo sobre la ASA será pronador. Como ya se ha comentado, la articulación subtalar se moverá en pronación hasta que el momento de fuerza supinador generado por la acción de las partes blandas que se localizan mediales y plantares al eje de rotación de la ASA sea de la misma magnitud que el momento de fuerza pronador generado por las fuerzas de reacción del suelo. Esta situación de equilibrio rotacional se consigue en una posición de la ASA de mayor pronación que si su eje de rotación presenta una localización normoalineada. Anatómicamente la pronación de la ASA produce que el retropié se encuentre en una posición de mayor adducción, mayor equinización y de mayor eversión (1) que conlleva una disminución de la altura del arco interno y un incremento de las FRS que se localizan en los metatarsianos internos. En esta situación la tensión que soporta la fascia plantar será de mayor magnitud, lo que implica que el momento de FP que genera sobre la 1ª AMTF será también de mayor magnitud. Así, cuando se realiza la FD pasiva de la 1ª AMTF en bipedestación el equilibrio entre los momentos de fuerza supinadores y los momentos de fuerza pronadores que soporta la articulación se logrará con un menor ángulo de FD de la articulación.

En nuestro trabajo no hemos planteado un análisis de regresión para determinar en qué medida la pronación puede explicar las variaciones que se observan en el movimiento de FD de la 1ª AMTF entre diferentes individuos. Pero a tenor de la fuerza que tienen las correlaciones obtenidas es fácil pensar que la posición de pronación del pie solo explica una parte de estas variaciones.

Cambios en el rango de FD de la 1ª AMTF con la colocación de 1 y de 2 cuñas supinadoras de retropié.

Son pocos los estudios que se han realizado en estática para valorar el efecto que tienen las ortesis plantares. Shereff y col (129) encontraron que la utilización de una plantilla funcional estabilizada a 0° y con un medial heel skive incorporado generaba cambios en el rango de FD de la 1ª AMTF que llegaban al 90% ($9,8^{\circ} \pm 2,6^{\circ}$ vs $18,61^{\circ} \pm 3,37^{\circ}$). Sin embargo los resultados del trabajo de Munteanu y col (130) usando ortesis invertidas de Blake a 30° solo mostraron leves mejorías en el rango de FD ($83,4^{\circ} \pm 8,96^{\circ}$ vs $85,3^{\circ} \pm 8,75^{\circ}$)

La mayoría de los trabajos que intentan determinar cómo influyen las intervenciones ortopédicas sobre el movimiento de FD de la 1ª AMTF se han realizado utilizando plantillas. Las características de las plantillas empleadas han sido variadas y los resultados que muestran estos estudios son muy variados. Kilmartin (131) encontró que la utilización de una ortesis elaborada con la metodología que describe Root (40) disminuía el movimiento de FD de la 1ª AMTF ($55,0^{\circ} \pm 6,35^{\circ}$ con plantilla en calzado frente a $57,0^{\circ} \pm 5,8^{\circ}$ solo con calzado). Estas variaciones fueron bajas y no mostraron significancia estadística. Munuera y col (135) utilizando plantillas termoconformadas en polipropileno no observaron cambios en el movimiento de FD de la 1ª AMTF inicialmente pero si en las valoraciones realizadas a los cinco meses de uso ($49,95^{\circ}$ vs $58^{\circ},43^{\circ}$). Nawoczensky y col (132) encontraron cambios en torno a lo 3° que no mostraban significancia pero el análisis de regresión lineal mostro que los cambios en la el movimiento de FP del primer metatarsiano que observaron explicaban el 60% de las variaciones del pico de máxima FD de la 1ª AMTF cuando se utilizaba una plantilla con estabilizaciones externas de antepie y retropie. Finalmente Rao y col (134) mostraron que el uso de ortesis termoconformadas en sujetos con artritis reumatoide incrementaba el pico máximo de FD de la 1ª AMTF ($20,8^{\circ} \pm 5,7^{\circ}$ vs $22,3^{\circ} \pm 5,8^{\circ}$ con plantilla; $p=0,022$), aumentaba el movimiento de FP del primer metatarsiano ($-0,6^{\circ} \pm 5,7^{\circ}$ vs $3,9^{\circ} \pm 4,4^{\circ}$ con plantilla; $p=0,035$) y disminuían la eversión del retropie ($4,8^{\circ} \pm 5,1^{\circ}$ vs $2,6^{\circ} \pm 5,6^{\circ}$ con plantilla; $p=0,019$).

Son muy pocos los trabajos donde se ha evaluado el efecto que tienen las cuñas de retropie sobre el rango de FD de la 1ª AMTF. Únicamente hemos encontrado tres trabajos. Uno realizado en estática por Harradine y col (148) donde se valora el efecto que tiene la colocación de cuñas pronadoras de retropie de diferentes angulaciones y otros dos realizado en dinámica por Smith y col (147), que valoran el efecto que tienen las cuñas supinadoras y pronadoras de retropie, y por Haltead y col (68) que valora el efecto de la CSR sobre la cinemática de retropie y de 1ª AMTF.

Es complejo comparar nuestros resultados con la literatura dada las escasas referencias que hemos encontrado y la diferencia tan importante que hay en la metodología empleada. El trabajo que emplea una metodología mas similar al que hemos usado en nuestro trabajo es el de Shereff y col (129) que utilizaron un dispositivo como el descrito por Roukis (49) para realizar las valoraciones del movimiento de FD de la 1ª AMTF. Aunque en su intervención ortopédica incluyen un medial heel skive, esta es una modificación ortopédica que va incluida en el armazón de la plantilla por lo que los resultados que muestra su serie no pueden ser comparables a la nuestra ya que nosotros sólo colocamos la cuñas de retropié como elemento ortopédico aislado y no incluido en el contexto de una plantilla. No obstante el trabajo de Shereff y col (129) apunta que los cambios obtenidos en el movimiento de FD de la 1ª AMTF con la intervención ortopédica no tuvieron relación con los cambios en el valor de la PRCC que encontraron.

Sin embargo, en los trabajos que valoran específicamente el efecto de la CSR sobre la 1ª AMTF los registros del movimiento de FD de esta articulación se han realizado en la fase propulsiva de la marcha mientras que nuestros registros se han realizado con el sujeto en bipedestación. El trabajo de Smith y col (148) muestra que la colocación de CSR de 5º como elemento ortopédico aislado no solo no mejoran el movimiento de FD de la 1ª AMTF sino que lo disminuyen (FD sin cuñas fue de $47,03^{\circ} \pm 5,94^{\circ}$ y con CSR de $39,38^{\circ} \pm 6,10^{\circ}$; $p = 0,001$), incluso más que el uso de cuñas pronadoras de retropié (FD sin cuñas fue de $47,03^{\circ} \pm 5,94^{\circ}$ y con cuñas pronadoras de retropié de $41,63^{\circ} \pm 5,39^{\circ}$; $p = 0,001$). Por su parte Halsted y col (68) encontraron que la colocación de una CSR de 10º de ethil vinil acetato ($450\text{kg}/\text{m}^3$) producía cambios cinemáticos en el retropié disminuyendo el movimiento de eversión un 25% ($-10,84^{\circ} \pm 3,45^{\circ}$ sin CSR frente a $8,08^{\circ} \pm 2,88^{\circ}$ con CSR; $p < 0,0001$) pero no modificaba el movimiento de FD de la 1ª AMTF ($39,23^{\circ} \pm 6,06^{\circ}$ sin CSR frente a $39,33^{\circ} \pm 7,17^{\circ}$ con CSR; $p > 0,05$).

Finalmente el trabajo de Harradine y Bevans (149) se ha realizado en estática como el nuestro y se han utilizado cuñas de retropié como elemento ortopédico aislado para ver su efecto sobre el movimiento de FD de la 1ª AMTF. Sin embargo estos autores utilizaron cuñas pronadoras y no supinadoras y para cuantificar el cambio en el movimiento de FD de la 1ª AMTF solicitaban al paciente que se colocara de puntillas en apoyo bipodal. Encontraron que la colocación de cuñas pronadoras de retropié de EVA de alta densidad de 3º, 5º, 8º que se extendían hasta la región retrocapital del quinto metatarsiano dentro un calzado plano muestran una reducción del movimiento de FD de la 1ª AMTF. El estudio demostró que un incremento inicial de la pronación de retropié resulta en una disminución significativa del grado de FD de 1ª AMTF. Con la cuña de 3º se redujo en más de 17º el movimiento de FD de la 1ª AMTF. Sin embargo la

colocación de cuñas pronadoras de 5º y de 8º producían un incremento de la reducción de FD de la 1ª AMTF cada vez menor (9,43º con una cuña de 5º y 7,14º con una cuña de 8º).

Nuestros resultados muestran que se produce un incremento del movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF tanto la colocación de 1 CSR (40,48º±13,44º sin cuña y 47,76º±12,94º con cuña; $p<0,0001$) como la colocación de 2 CSR (40,48º±13,44º sin cuña y 52,50º±12,73º con cuña; $p<0,0001$). Estos incrementos se relacionaron con las características del eje de rotación de la ASA, del TRS y de la movilidad de R1.

Los valores de FD pasiva de la 1ª AMTF en carga que obtuvimos al colocar 1 CSR fueron mayores en sujetos que presentaban el eje de rotación de ASA medializado (35,84º±11,43º sin cuñas y 43,64º±12,08º con cuñas; $p<0,0001$) y neutro (46,19º±13,28º sin cuñas y 53,13º±11,33º con 1 CSR; $p=0,036$). Sin embargo, solo los sujetos que presentaron un eje de rotación de ASA medializado mostraron incrementos significativos en su movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga cuando se colocó una segunda CSR (43,64º±12,08º con 1 CSR y 49,12º±12,76º con 2 CSR; $p<0,0001$). Estos resultados muestran que los sujetos con eje de rotación de la ASA medializado continúan modificando su movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga a medida que se incrementa la altura e inclinación de la CSR. Sin embargo, los cambios que se observan en pacientes con eje de rotación de ASA neutro se obtienen con la colocación de la primera CSR. El incremento de altura de la CSR en estos pacientes no se relaciona con incrementos mayores del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga. Por su parte los pacientes con eje lateralizado de la ASA solo mostraron cambios en el movimiento de FD de la 1ª AMTF cuando la altura de la CSR y su inclinación es elevada ya que en estos sujetos solo la colocación de 2 CSR mostró un incremento significativo del movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF (54,41º±9,77º sin cuñas y 62,00º±8,59º con 2 CSR; $p=0,009$). La colocación de CSR de 6 mm no se asoció a cambios en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF.

Todas las características del TRS mostraron incrementos en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga que se obtiene cuando se coloca 1 CSR y únicamente los sujetos que mostraron un TRS poco costoso no tuvieron incrementos significativos en su movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga cuando se colocó una segunda CSR (59,43º±9,16º con 1 CSR y 62,73º±9,92º con 2 CSR; $p=0,120$). Podemos considerar que en todas aquellas situaciones en las que la ASA se encuentra soportando un momento de fuerza pronador moderado o alto la colocación de cuñas supinadoras de retropié generará un cambio en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF y este cambio seguirá produciéndose a medida que incrementamos la altura y pendiente de la CSR. La única excepción serán los pies con un TRS poco costoso donde la colocación de cuñas

superiores a 6 mm no supone un incremento en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga.

Podemos decir que la modificación de la magnitud del momento de fuerza pronador que soporta la ASA en una situación de bipedestación trae consigo un incremento del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF. La colocación de una CSR ha mostrado en estudios que incrementa las fuerzas en la región medial del talón y que este incremento es mayor a medida que se incrementa la altura de la CSR (180). Esta situación supone que el centro de presiones en el talón tienda a desplazarse hacia medial disminuyendo su brazo de momento pronador. El equilibrio rotacional entre el momento de fuerza pronador y supinador que soporta la ASA se obtiene en una posición de menor pronación de la ASA lo que conlleva una modificación hacia lateral del eje de rotación de la ASA. Esto no implica que un eje de rotación medial tenga que colocarse en una posición lateral, sino que su posición será menos medial que antes de colocar la CSR. La nueva orientación del eje de la ASA que se obtiene con la colocación de una CSR genera un nuevo reparto de las fuerzas de reacción del suelo en la región metatarsal, de forma que disminuirán en los metatarsianos mediales y se incrementarán en los laterales. Esta disminución de la magnitud de las fuerzas de reacción del suelo conlleva una disminución de la magnitud del momento de fuerza de FD que soporta R1 por lo que tendrá un menor desplazamiento en FD, facilitándose de esta forma el movimiento de FD de la 1ª AMTF. Cuanto mayor sea la altura de la CSR mayores serán todos los cambios que se han descrito, por eso, tanto los pies que tienen un eje de rotación de la ASA medializado como los que presentan un TRS compatible con momentos de fuerza pronadores entre moderados y muy altos, muestran que siguen modificando el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga a medida que incrementamos la altura de la CSR. Sin embargo aquellos pies que ya en su situación basal soportaban fuerzas de reacción moderadas o bajas (especialmente esto sucede en los pies con eje de rotación de la ASA lateralizado) los cambios en el movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en carga se observan solo con la colocación de la primera CSR, pero seguir incrementando la altura de la CSR en estos casos no se asocia con mayores incrementos del movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en carga porque los cambios que se generan en la magnitud de las fuerzas de reacción del suelo son menores. Esta hipótesis es consistente con los resultados que hemos encontrado en nuestro estudio.

En la línea de esta hipótesis se encuentran los resultados que hemos obtenido en al analizar el efecto que tienen las CSR sobre el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga según las características de movilidad de R1. Encontramos incrementos de la FD al colocar 1 CSR tanto los sujetos donde predominaba el movimiento de R1 en FD ($37,44^{\circ} \pm 11,73^{\circ}$ sin cuñas y

45,57°±11,94° con 1CSR; p<0,0001) como aquellos que tenían un movimiento simétrico de FD y de FP (44,42°±14,69° sin cuñas y 51,39°±14,67° con 1 CSR; p<0,0001). Sin embargo solo aquellos sujetos que presentaban un predominio del movimiento de R1 en FD mostraron incrementos del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga al colocar una segunda CSR (45,57°±11,94° con 1CSR y 50,49,°±12,18° con 2 CSR; p<0,0001). En aquellos sujetos que presentaban un predominio del movimiento de FP se necesitó colocar mucha altura e inclinación de la CSR (12 mm; 14° inclinación) para conseguir cambios en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga (44,05°±16,04° sin cuñas y 54,40,°±12,00° con 2 CSR; p=0,002).

Los pies que presentan mayor movimiento de FD de R1 en descarga son los que tienen menor grado de rigidez al movimiento de FD ante la acción de las fuerzas de reacción del suelo. Así serán los sujetos donde el primer radio se coloque en una posición de mayor FD. Esta posición conlleva una modificación del centro instantáneo de rotación de forma que adquiera una posición más dorsal y distal. Localizaciones más dorsales del centro instantáneo de rotación se han relacionado con una disminución del movimiento de FD de la 1ª AMTF en los estudios sobre cadáveres (50). Es de esperar, pues, que la colocación de CSR favorezca la realización del movimiento de FD de la 1ª AMTF en bipedestación al disminuir la magnitud de las FRS que soporta el primer metatarsiano. Los resultados que hemos encontrado apoyan esta idea. Al colocar 1 CSR aumenta la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga tanto los sujetos donde predominaba el movimiento de R1 en FD (37,44°±11,73° sin cuñas y 45,57°±11,94° con 1CSR; p<0,0001) como aquellos que tenían un movimiento simétrico de FD y de FP (44,42°±14,69° sin cuñas y 51,39°±14,67° con 1 CSR; p<0,0001). Sin embargo solo aquellos sujetos que presentaban un predominio del movimiento de R1 en FD mostraron incrementos de la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga al colocar una segunda CSR (45,57°±11,94° con 1CSR y 50,49°±12,18° con 2 CSR; p<0,0001).

Tanto la presencia de un THL positivo como la presencia de un pinch callus se han relacionado con un pobre funcionamiento de la 1ª AMTF (137). En nuestros resultados encontramos que la presencia de ambas situaciones se relacionó con una disminución del movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga (tablas 6 y 7). Sin embargo la respuesta que tienen los sujetos con estas situaciones a la colocación de 1 o de dos CSR no mostró diferencias con la respuesta que tuvieron los sujetos que mostraban un THL negativo o no presentaban un pinch callus. En ambas situaciones se encontró incrementos de la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar 1 CSR y 2 CSR. Además el cambio de FD que se observó al colocar 1 CSR y 2 CSR en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga no fue diferente para las dos características que presentan ambas variables.

Cantidad de cambio que se produce en la FD de la 1ª AMTF al colocar 1 y 2 CSR.

Al igual que sucede en el estudio de Harradine y Bevans (149) el incremento de angulación con las cuñas no se tradujo en un incremento lineal del movimiento de FD de la 1ª AMTF. La colocación de 1 CSR produjo un mayor cambio en el movimiento de FD de la 1ª AMTF que la colocación de 2 cuñas supinadoras ($7,28^{\circ} \pm 5,21^{\circ}$ frente $4,74^{\circ} \pm 4,30^{\circ}$; $p=0,003$).

La cantidad de cambio que se produce al colocar 1 CSR solo mostró una correlación leve con el test de navicular drop ($r=0,258$; $p=0,005$), mientras que con otras variables que miden la pronación del pie, como son la PRCC o el ángulo de pronación, no mostró ninguna correlación. Aunque leve, si hubo correlación positiva entre la cantidad de cambio que se produce al colocar una segunda CSR y los valores que presentaban los sujetos de PRCC ($r= 0,297$; $p=0,001$) y de ángulo de pronación ($r=0,299$; $p=0,001$). El análisis de regresión lineal por pasos mostró una relación significativa entre la cantidad de cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga cuando colocamos 2 CSR y el ángulo de pronación ($r^2 = 0,092$; $p=0,001$). No obstante esta relación fue muy débil y solo puede explicar el 9,2% de las variaciones en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga que se producen cuando colocamos 2 CSR. El modelo señala que por cada grado que se modifica el ángulo de pronación se produce un cambio de $0,29^{\circ}$ en el valor de FD pasivo de la 1ª AMTF en carga.

La cantidad de cambio que se produce en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF cuando se coloca 1 CSR no mostró diferencias significativas para las diferentes categorías de localización del eje de rotación de la ASA ($7,8^{\circ} \pm 4,82^{\circ}$ eje medializado, $7,0^{\circ} \pm 6,29^{\circ}$ eje neutro y $5,2^{\circ} \pm 5,04^{\circ}$ eje lateralizado). Es cierto que los sujetos con un eje de rotación de la ASA medializado mostraron cambios algo superiores a los sujetos con eje neutro o lateralizado. La colocación de 1 CSR muestra una tendencia a generar un cambio de mayor magnitud a medida que se medializa el eje de rotación de la ASA y un cambio de menor magnitud a medida que se lateraliza este. Sin embargo las diferencias observadas son leves por lo que podemos señalar que al poner 1 CSR la cantidad de cambio que se genera en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga no está determinado por la localización del eje de rotación de la ASA. Sin embargo, si encontramos que esta localización tiene influencia en la cantidad de cambio que generamos en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga cuando colocamos 2 CSR. En este caso la cantidad de cambio que se obtuvo fue significativamente mayor en los pies con un eje de rotación de la ASA medializado que cuando este eje tenía una orientación lateral ($5,48^{\circ} \pm 4,45^{\circ}$ vs $2,35^{\circ} \pm 3,58^{\circ}$; $p=0,007$). Así pues, nuestros resultados muestran que la cantidad de cambio que generamos en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga al colocar CSR solo es mayor

en presencia de un eje de rotación medializado cuando se colocan 2 CSR (12 mm y 14º de inclinación). Para el resto de situaciones los cambios que se produjeron fueron similares con independencia de la localización del eje de rotación de la ASA.

Con referencia al TRS nuestros resultados no muestran diferencias significativas en la cantidad de cambio que se produce en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga cuando colocamos 1 CSR en función de las características del TRS (8,65º±6,05º muy costoso; 7,72º±4,60º costoso; 5,91º±4,10º moderadamente costoso y 6,20º±5,38º poco costoso). De igual forma tampoco se encontraron diferencias significativas cuando se colocan 2 CSR (5,47º±4,92º muy costoso; 5,41º±4,23º costoso; 4,41º±3,15º moderadamente costoso y 3,30º±4,19º poco costoso). Como sucedía con la localización del eje de rotación de la ASA, la cantidad de cambio que se observa en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga es superior en los pies que soportan mayor momento de fuerza pronador que en los pies que soportan un momento de fuerza pronador de menor magnitud. Sin embargo estas diferencias son leves y para todas las características del TRS la colocación de CSR muestra una cantidad de cambio significativa en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga.

Los resultados que hemos obtenido en nuestro trabajo señalan que ninguna de las variables analizadas que nos indican el grado de pronación que presenta el pie puede ser utilizada para predecir la magnitud de cambio que se va a producir con la colocación de 1 CSR o de 2 CSR en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga. De las variables cuantitativas solo el valor del ángulo de pronación ha mostrado una leve relación con estos cambios, pero la cantidad de cambio en el movimiento pasivo de FD que puede explicar es muy leve (9,6%). Por su parte las variables cualitativas aunque han mostrado una tendencia a generar un mayor cambio de la FD pasiva de la 1ª AMTF en aquellos pies con características de pronación, no parece que puedan explicar los cambios que se observan ya que cuando los pies no mostraban características de pronación también mostraron cambios similares. Únicamente en pacientes que presentan un eje de rotación de la ASA medializado se puede predecir que la colocación de 2 CSR va a generar mayor cambio en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga que en pacientes que presentan otras localizaciones del eje de rotación de la ASA.

Entre las variables específicas que miden el comportamiento mecánico de R1 encontramos una correlación leve entre el movimiento de R1 en FD medido en mm y la cantidad de cambio que se produce en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga cuando colocamos 1 CSR ($r=0,320$; $p<0,0001$). El análisis de regresión lineal por pasos mostró una relación significativa entre ambas variables ($r^2 = 0,168$; $p<0,0001$). No obstante esta relación solo puede explicar el

16,8% de las variaciones en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga que se producen al colocar 2 CSR. El modelo señala que por cada mm que se modifica el valor de FD de R1 se produce un cambio de 0,721º en el valor de FD pasivo de la 1ª AMTF en carga. El análisis de la proporción de movimientos de R1 en descarga arroja resultados en la misma línea. El cambio que se observa en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga cuando se coloca 1 CSR solo fue mayor en los sujetos que presentaban un predominio del movimiento en le movimiento de FD de R1 respecto a los sujetos que presentaban un predominio del movimiento de FP de R1 ($p=0,024$). Estos resultados también son consistentes con los resultados que hemos obtenido en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga al colocar CSR y refuerzan la idea que estas piezas ortopédicas, a través de la modificación de la magnitud del momento de fuerza pronador que soporta el pie, disminuyen la magnitud de las fuerzas de reacción del suelo en la región plantar de la cabeza del primer metatarsiano. Esta disminución produce un efecto estabilizador de R1 disminuyendo su desplazamiento en FD. Evidentemente serán aquellos sujetos que tengan mayor grado de movimiento en FD de R1 los que se vean más beneficiados del efecto estabilizador que tiene la reducción de las fuerzas de reacción del suelo bajo la cabeza del primer metatarsiano. De esta forma el menor desplazamiento en FD que se genera por la acción de las FRS se traducirá en un mayor movimiento de FD pasivo de la 1ª AMTF en carga. Sin embargo este efecto estabilizador se obtiene con la colocación de la primera CSR y seguir incrementando la altura de la misma no se traduce en mayores cambios en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga, como indican nuestros resultados ($p=0,451$). Probablemente porque R1 no continúa disminuyendo su desplazamiento en FD. Por el contrario, aquellos sujetos donde predomina el movimiento en FP de R1 o es similar al movimiento en FD ya presentan un R1 estable que tiene pocos desplazamientos en FD ante la acción de las fuerzas de reacción del suelo. En estas circunstancias las modificaciones que se observan en el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga son leves y sin significancia estadística, como se ha encontrado en nuestros resultados.

Rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF.

No hemos encontrado referencias bibliográficas en las que se valore el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga ni como se modifica esta con las intervenciones ortopédicas. Solo hemos encontrado un trabajo sobre la rigidez del primer radio al movimiento de FD cuando se realiza un tratamiento quirúrgico del hallux valgus con técnica de Lápidus y un trabajo de Kirby donde se propone que la valoración del primer radio debería hacerse en base

al grado de rigidez que muestra al movimiento de FD más que en base a la cantidad de movimiento que se genera. Es más precisa la valoración de la rigidez ya que un mismo movimiento puede realizarse con diferentes magnitudes de fuerza y esto lleva a que un primer radio con el mismo rango de movimiento en FD se comporte de forma diferente ante la acción de las fuerzas de reacción del suelo. Aquellos radios que necesitan menos fuerza para generar el movimiento de FD se comportaran con mayor inestabilidad ante la acción de las fuerzas de reacción del suelo que los radio que precisan mayor grado cantidad de fuerzas para realizar el movimiento.

Antes de pasar a comentar los resultados que hemos obtenido en nuestro trabajo debemos señalar que la técnica de cuantificación del grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga presenta ciertas limitaciones.

La primera de las limitaciones está relacionada con la localización donde se ha aplicado la fuerza para generar el movimiento de FD de la 1ª AMTF. En todos los sujetos esta fuerza se aplicó en la zona de la articulación interfalángica del hallux. Sin embargo no todos los sujetos presentaban la misma longitud de la falange proximal del hallux por lo que la magnitud del momento de fuerza de FD que se aplicó a todos los sujetos no fue el mismo. No obstante el momento de fuerza de FP que soporta la articulación tampoco es el mismo en todos los sujetos. Su magnitud dependerá del peso del paciente, la longitud del pie del mismo y de las características estructurales que presente el pie. Dado que nuestro trabajo no pretende valorar el grado de rigidez que tiene la 1ª AMTF a su movimiento pasivo de FD ante la acción de un momento de fuerza concreto sino la rigidez que muestran los sujetos con diferentes características clínicas y como se modifica esta con la intervención ortopédica, consideramos que esta es una limitación menor, aunque no podemos decir en qué medida los resultados presentados pueden estar influidos por este hecho. Sería recomendable en futuros trabajos contemplar el brazo de momento y cuantificar la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga en base a la magnitud del momento de fuerza.

Otra de las limitaciones del trabajo es la forma que se aplicó la fuerza de FD. Como demostraron Pavan y col (16), la tensión que soporta la fascia plantar cuando se aplica una fuerza deformante constante disminuye entre un 8%-10% a los 0,1 segundos de aplicarse, entre un 23%-27% a los 6 segundos, entre un 36%-39% a los 72 segundos y entre 40%-43% a los 240 segundos. Estos cambios en la tensión fueron independientes del grado de deformación que sufría la fascia por las fuerzas aplicadas. Estas características viscoelásticas de la fascia plantar determinan que a medida que transcurre el tiempo de aplicación de una fuerza deformante la fascia plantar

disminuye su grado de tensión, por lo que disminuye la magnitud del momento de FP que se genera sobre la 1ª AMTF. Esto puede llevar a obtener datos de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD por debajo de la realidad. Sería deseable controlar el tiempo de aplicación de la fuerza y que esta se aplicara mediante dispositivos que mantuvieran constante la magnitud y la velocidad de aplicación de la fuerza para disminuir, en la medida de lo posible, el efecto de la viscoelasticidad de los tejidos blandos plantares a la 1ª AMTF.

Teniendo en consideración estas limitaciones, en nuestro trabajo encontramos que la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga presenta una correlación con todas las variables que miden el grado de pronación que presenta el pie. Presento una correlación moderada con el valor de la PRCC ($r=0,542$; $p<0,0001$) y con el ángulo de pronación ($r=0,479$; $p<0,0001$) mientras que con el test de navicular drop la correlación fue leve ($r=0,272$; $p=0,003$).

Estos resultados están en la línea de los resultados encontrado al analizar el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga. Como ya se ha señalado entonces, el incremento de la tensión fascial que se genera por la posición de pronación del pie va a determinar que el momento de FP que se genera sobre la 1ª AMTF en bipedestación sea mayor. Esto nos lleva a necesitar aplicar una mayor fuerza para que la magnitud del momento de FD que generamos sea superior y podamos realizar un movimiento de FD de la articulación. El propio movimiento de FD de la 1ª AMTF seguirá incrementando la magnitud del momento de FP que ejerce la fascia plantar sobre la articulación al incrementar la tensión de esta, por lo que se llegará de forma precoz a una situación de equilibrio rotacional (el momento neto que soporta la 1ª AMTF será cero) y el movimiento se detendrá. Poco movimiento de FD de la 1ª AMTF y mucha fuerza para obtener el movimiento de FD explican que los pies con pronación tengan mayor grado de rigidez al movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga. Esta situación está en consonancia también con la correlación inversa alta que hemos encontrado entre la rigidez y el movimiento de FD de la 1ª AMTF en bipedestación que ($r=-0,858$).

Así mismo se observó una correlación inversa moderada con el movimiento pasivo de FD del tobillo con rodilla en extensión ($r=-0,314$; $p<0,0001$). La presencia de una retracción de Aquiles en bipedestación lleva a los sujetos a adelantar su centro de masas lo que genera un incremento de la magnitud de las fuerzas de reacción del suelo en la región del antepie. Los estudios in vitro realizados sobre cadáveres a los que se simulaba incrementos de fuerza tensil del tendón de Aquiles han mostrado que estos incrementos llevan asociado un progresivo desplazamiento en FD y en inversión de R1 (181). Este desplazamiento de R1 lleva asociado un mayor movimiento de FP de la 1ª AMTF los que se traduce en un incremento de la magnitud del momento de fuerza

de FP que soporta esta articulación. Esto explicaría la mayor rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga que se ha observado en los sujetos con menor movimiento pasivo de FD de tobillo con rodilla en extensión. Así mismo, también explicaría la correlación que se ha observado con el movimiento en FD de R1 cuantificado en mm ($r=0,303$; $p=0,001$).

Nuestros resultados muestran que la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga es dependiente también de la orientación espacial del eje de rotación de la ASA, de forma que son los sujetos que presentan un eje de ASA medializado tuvieron una rigidez mayor que los sujetos con eje de ASA lateral ($1,631\pm 0,899$ N/º eje medial y $0,537\pm 0,220$ N/º eje lateral; $p<0,0001$) y que los sujetos con eje de ASA neutro ($1,631\pm 0,899$ N/º eje medial y $1,10\pm 0,60$ N/º eje neutro; $p=0,009$). Los sujetos con ejes de ASA neutro también mostraron mayor rigidez que los sujetos con eje de ASA lateralizado ($1,10\pm 0,60$ N/º eje neutro y $0,537\pm 0,220$ N/º eje lateral; $p=0,019$). Se observa que a medida que el eje de rotación presenta una localización más lateralizada el grado de rigidez va disminuyendo.

La rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga que se observó según las categorías del TRS mostró valores que fueron disminuyendo a medida que los resultados del test mostraban que el pie soportaba menos magnitud de momentos pronadores. Así los sujetos con un TRS poco costoso mostraron menor rigidez que los sujetos con TRS muy costoso ($0,645\text{N/º}\pm 0,0,280$ N/º TRS poco costoso y $1,99\text{N/º}\pm 1,01$ N/º TRS muy costoso; $p<0,0001$), costoso ($0,645\text{N/º}\pm 0,0,280$ N/º TRS poco costoso y $1,490\text{N/º}\pm 0,680$ N/º TRS costoso; $p<0,0001$) y moderadamente costoso ($0,645\text{N/º}\pm 0,0,280$ N/º TRS poco costoso y $1,185\text{N/º}\pm 0,661$ N/º TRS moderadamente costoso; $p=0,018$). Estos últimos solo mostraron menor rigidez que los sujetos con test muy costoso ($1,185\text{N/º}\pm 0,661$ N/º TRS moderadamente costoso y $1,99\text{N/º}\pm 1,01$ N/º TRS muy costoso; $p=0,002$) y no hubo diferencias entre los sujetos con test costoso y muy costoso.

Los valores de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga mostraron una tendencia a disminuir a medida que se incrementaba el movimiento de FP de R1, de forma que los sujetos con mayor movimiento en FP mostraron menor grado de rigidez que los sujetos con mayor movimiento de R1 en FD ($1,206$ N/º $\pm 1,02$ N/º mayor FP y $1,560$ N/º $\pm 0,96$ N/º mayor FD; $p=0,017$). De igual forma se relacionó con incrementos de la rigidez la presencia de un HLF positivo ($1,58$ N/º $\pm 0,88$ N/º en HLF positivo; $1,11$ N/º $\pm 0,79$ N/º en HLF negativo; $p<0,0001$) y de un pinch callus positivo ($1,56$ N/º $\pm 0,91$ N/º en pinch callus positivo; $1,08$ N/º $\pm 0,73$ N/º en pinch callus negativo; $p<0,0001$).

Efecto de la colocación de 1 CSR y 2 CSR sobre la rigidez al movimiento de la 1ª AMTF.

Al valorar el efecto que tiene la colocación de CSR sobre la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga encontramos que disminuye tanto si colocamos 1 CSR ($1,374 \pm 0,874$ N/º sin cuñas y $1,137 \pm 0,708$ N/º con 1 CSR; $p < 0,0001$) como si colocamos 2 CSR ($1,374 \pm 0,874$ N/º sin cuñas y $1,013 \pm 0,705$ N/º con 2 CSR; $p < 0,0001$). Como sucedía con el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga, la disminución que hemos observado en la rigidez de esta articulación al movimiento pasivo de FD en carga se ha relacionado con las características del eje de rotación de la ASA, del TRS y de la movilidad de R1.

Los valores de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga que obtuvimos al colocar 1 CSR fueron menores en los sujetos que presentaban el eje de rotación de ASA medializado ($1,631 \pm 0,899$ N/º sin cuñas y $1,354 \pm 0,729$ N/º con cuñas; $p < 0,0001$) y neutro ($1,10 \pm 0,60$ N/º sin cuñas y $0,879 \pm 0,472$ N/º con 1 CSR; $p = 0,013$). Sin embargo, solo los sujetos que presentaron un eje de rotación de ASA medializado mostraron una disminución significativa de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga cuando se colocó una segunda CSR ($1,354 \pm 0,729$ N/º con 1 CSR y $1,201 \pm 0,769$ N/º con 2 CSR; $p < 0,0001$). Estos resultados muestran que los sujetos con eje de rotación de la ASA medializado continúan disminuyendo el grado de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga a medida que se incrementa la altura e inclinación de la CSR. Sin embargo, los cambios que se observan en pacientes con eje de rotación de ASA neutro se obtienen con la colocación de la primera CSR. El incremento de altura de la CSR en estos pacientes no se relaciona con mayor reducción de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga. Por su parte los pacientes con eje lateralizado de la ASA solo mostraron cambios en su rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD cuando la altura de la CSR y su inclinación es elevada ya que en estos sujetos solo la colocación de 2 CSR mostró un incremento significativo de rigidez ($0,537 \pm 0,220$ N/º sin cuñas y $0,461 \pm 0,198$ N/º con 2 CSR; $p < 0,0001$). La colocación de CSR de 6 mm no se asoció a cambios en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga ($p = 0,368$) en sujetos con eje de rotación de ASA lateralizado.

Todas las características del TRS mostraron una disminución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga que se obtiene tanto al colocar 1 CSR. Se observó una reducción de la rigidez al colocar una segunda CSR en aquellos sujetos que presentaron un TRS costoso ($1,487 \pm 0,680$ N/º sin cuñas y $1,068 \pm 0,604$ N/º con 2 CSR; $p = 0,004$) y moderadamente costoso ($1,185 \pm 0,661$ N/º sin cuñas y $0,856 \pm 0,464$ N/º con 2 CSR;

$p=0,004$) pero no en aquellos sujetos que su pie estaban soportando una cantidad muy elevada (TRS muy costosos) o muy baja (TRS poco costoso) de momentos de fuerza pronadores. Nuestros resultados sugieren que mientras que la magnitud de momentos pronadores que soporta el pie del paciente se encuentre en unos rangos intermedios el incremento de altura y de inclinación de la CSR se acompaña de una mayor reducción en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga. Sin embargo esto no sucede cuando el pie está soportando una cantidad muy elevada de momentos pronadores. Posiblemente esta situación está relacionada con la cantidad de cambio que se puede producir en la altura del arco interno al colocar una segunda CSR cuando el sujeto ya tiene 1 CSR. Es probable que esta situación esté relacionada con el índice de masa corporal o con el peso que presente el paciente ya que, como demostró Payne y col (119) el peso es una variable que está moderadamente relacionada con la magnitud del TRS que tienen los sujetos. De forma que sujetos con mayor peso tendrán valores de TRS más elevados. La colocación de una CSR no tendría efecto sobre el peso por lo que la magnitud del TRS que sea dependiente del peso no se modificará aunque se continúe incrementando la altura e inclinación de la CSR. Solo habrá modificaciones en la magnitud del TRS dependientes del grado de pronación que tenga el sujeto y estas se cambiarán con la colocación de 1 CSR. No obstante en nuestro trabajo no estudiamos esta situación por lo que tampoco podemos decir que esta sea la causa real de los resultados que hemos obtenido. Cuando el pie está soportando una cantidad de momentos de fuerza pronadores muy bajos también hemos observado que no hay modificación en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga. Debemos tener en cuenta que esta rigidez está relacionada con la magnitud del momento de fuerza de FD que tiene el primer radio, con la cantidad de momento de FP que soporta la 1ª AMTF y con el grado de rigidez que tienen las estructuras plantares de la 1ª AMTF, en especial de la fascia plantar. Las dos primeras situaciones serán dependientes de la magnitud de fuerzas de reacción del suelo que soporta el primer radio y de la magnitud de la fuerza tensil que soporta la fascia plantar. Es posible que los cambios que se observan en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD al colocar 1 CSR se deban a cambios en estas situaciones. Sin embargo la rigidez que presenta un tejido es una característica inherente a él que no se va a modificar con la colocación de elementos ortopédicos, por lo que parte de la rigidez de la 1ª AMTF que se observa al movimiento pasivo de FD en carga será debido al grado de rigidez de las partes blandas, en especial de la fascia plantar. Se ha mostrado con modelos de elementos finitos que cuando se simula un incremento de rigidez de la fascia plantar la altura del arco interno se incrementa y el descenso del mismo ante la acción de fuerzas axiales es menor y esta situación es compatible con la presencia de un pie cavo que presenta localización del eje de rotación más lateralizada y un TRS poco costoso. Podemos asumir, pues, que en sujetos que tienen TRS poco costosos el

incremento de altura y de inclinación de la CSR no llevaría a mayor reducción de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD como consecuencia del grado de rigidez que presenta su fascia plantar. No obstante, esta es una situación que tampoco ha sido evaluada en nuestro trabajo.

Encontramos una disminución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga cuando colocamos 1 CSR tanto los sujetos donde predominaba el movimiento de R1 en FD ($1,560 \text{ N/}^\circ \pm 0,96 \text{ N/}^\circ$ sin cuñas y $1,305 \text{ N/}^\circ \pm 0,700 \text{ N/}^\circ$ con 1CSR; $p < 0,0001$) como aquellos que tenían un movimiento simétrico de FD y de FP ($1,087 \text{ N/}^\circ \pm 0,632 \text{ N/}^\circ$ sin cuñas y $0,913 \text{ N/}^\circ \pm 0,550 \text{ N/}^\circ$ con 1 CSR; $p < 0,0001$). Sin embargo solo aquellos sujetos que presentaban un predominio del movimiento de R1 en FD mostraron una disminución de la rigidez al movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga al colocar una segunda CSR ($1,305 \text{ N/}^\circ \pm 0,700 \text{ N/}^\circ$ con 1CSR; $1,173 \text{ N/}^\circ \pm 0,770 \text{ N/}^\circ$ con 2 CSR $p < 0,0001$). Estos datos son iguales, pero en sentido inverso, a los que hemos encontrado para el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga al colocar CSR, lo que parece indicar que la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga también está relacionado con el grado de estabilidad que tenga R1. Las CSR podrían facilitar la estabilidad de R1 a través de generar menor magnitud del momento de FD que soporta en situación de bipedestación y esto podría justificar que a medida que se incrementa la altura de la CSR y su pendiente se obtengan menores valores en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga si los sujetos tienen baja rigidez al movimiento de FD de R1. Pero en los sujetos con buena estabilidad solo se producen cambios cuando la altura e inclinación de la cuña son muy elevados, como sucede con los sujetos con predominio de movimiento de R1 en FP que necesitaron 2 CSR (12 mm; 14º inclinación) para generar menor rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD que en condiciones basales ($1,20 \text{ N/}^\circ \pm 1,02 \text{ N/}^\circ$ sin CSR y $0,806 \text{ N/}^\circ \pm 0,629 \text{ N/}^\circ$ con 2 CSR; $p < 0,0001$).

Tanto los sujetos con HLF positivo como negativo tuvieron una disminución en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga cuando colocamos 1 CSR o 2 CSR (gráfico 31). Esta misma situación se observó en los sujetos con pinch callus positivo (positivo y negativo) al colocar 1 CSR. Sin embargo al añadir una segunda CSR solo se observó una disminución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga en los sujetos que presentaban un pinch callus positivo ($1,29 \pm 0,700 \text{ N/}^\circ$ con 1 CSR y $1,14 \pm 0,749 \text{ N/}^\circ$ con 2 CSR $p < 0,0001$) (gráfico 33).

Cambios en la rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF con la colocación de 1 y de 2 cuñas supinadoras de retropié.

Al igual que sucede en el cambio al movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF, la colocación de 1 CSR también generó mayor cambio en la rigidez a este movimiento de FD que la colocación de 2 CSR ($0,237\pm 0,298$ N/º con 1 CSR y $0,124\pm 0,245$ N/º con 2 CSR; $p=0,002$).

Como mostró el análisis de regresión por pasos, el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en carga, el ángulo de pronación, el movimiento pasivo de FD del tobillo con rodilla extendida y el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en sedestación tienen una relación significativa con el cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga cuando colocamos 1 CSR ($r^2=0,341$; $p<0,0001$). No obstante, estas cuatro variables sólo explican el 34,10% de las variaciones que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga cuando colocamos 1 CSR (tabla 14 a y 14 b).

El cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga que se observa al colocar 2 CSR mostró una correlación con la PRCC ($r=0,397$; $p<0,0001$), el ángulo de pronación ($0,381$; $p<0,0001$) y el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación ($r=-0,509$; $p<0,0001$). El análisis de regresión lineal por pasos mostró una relación significativa con la PRCC y con el movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF en bipedestación ($r^2 = 0,223$; $p<0,0001$). Estas variables explican el 22,30% de los cambios que se producen en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga cuando colocamos 2 CSR.

La cantidad de cambio que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga cuando se coloca 1 CSR fue mayor en los sujetos con un eje de rotación de la ASA medializado que en los sujetos que presentan un eje de ASA lateralizado ($0,278^\circ/N\pm 0,292^\circ/N$ eje medializado y $0,061^\circ/N\pm 0,096^\circ/N$ eje lateralizado; $p<0,0001$). Los sujetos que presentaron un eje de ASA neutro también mostraron una tendencia a tener mayor cantidad de cambio de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga que los sujetos con eje de ASA lateralizado ($0,220^\circ/N\pm 0,361^\circ/N$ eje neutro y $0,061^\circ/N\pm 0,096^\circ/N$ eje lateralizado; $p=0,109$). Los cambios que se observaron en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga cuando colocamos 2 CSR tuvieron la misma tendencia. El cambio fue mayor en los sujetos con eje de rotación de ASA medializado que en los sujetos con eje de rotación de ASA lateralizado ($0,152^\circ/N\pm 0,280^\circ/N$ eje neutro y $0,016^\circ/N\pm 0,081^\circ/N$ eje lateralizado; $p=0,009$) y los sujetos con eje de rotación neutro solo mostraron una tendencia a tener mayor cantidad de cambio que los sujetos con eje de rotación de ASA lateralizado ($0,105^\circ/N\pm 0,165^\circ/N$ eje neutro y

0,016^º/N±0,081^º/N eje lateralizado; p=0,440). Así pues, nuestros resultados muestran que la cantidad de cambio que generamos en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo en carga cuando colocamos CSR solo es mayor en presencia de un eje de rotación medializado, aunque los valores de cambio más importantes se obtienen con la colocación de 1 CSR. Cuando colocamos una segunda CSR (incrementamos el plano de inclinación y la altura de la CSR) la cantidad de cambio que generamos es de menor magnitud.

Con referencia al TRS nuestros resultados muestran que los sujetos con un TRS poco costoso muestran menor cantidad de cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD cuando se coloca 1 CSR que los sujetos con un TRS costoso (0,102N/º±0,128N/º TRS poco costoso y 0,236N/º±0,211N/º TRS costoso; p=0,006) o muy costoso (0,102N/º±0,128N/º TRS poco costoso y 0,386N/º±0,426N/º TRS costoso; p<0,0001). El incremento de altura y de inclinación de la CSR (añadir una segunda CSR) también produce un menor cambio en los sujetos con TRS poco costoso que en los sujetos con TRS costoso (0,021N/º±0,089N/º TRS poco costoso y 0,182N/º±0,215N/º TRS costoso; p=0,001) o muy costoso (0,021N/º±0,089N/º TRS poco costoso y 0,134N/º±0,359N/º TRS muy costoso; p=0,001). Como sucedía con la localización del eje de rotación de la ASA, la cantidad de cambio que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga es superior en los pies que soportan mayor momento de fuerza pronador que en los pies que soportan un momento de fuerza pronador de menor magnitud.

Los resultados que hemos obtenido en nuestro trabajo señalan la colocación de CSR modifica el grado de rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD en carga en aquellos sujetos que tienen un pie pronado. Esta disminución es mayor a medida que se incrementa la altura y la inclinación de la CSR. Así pues, podemos predecir que colocar CSR en sujetos con pies pronados va a disminuir la rigidez que muestra la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga. Lo que han demostrado los análisis de regresión por pasos es que el porcentaje de cambio en la rigidez a este movimiento de la 1ª AMTF que podemos explicar con las variables que miden cambios estructurales del pie (PRCC, ángulo de pronación o navicular drop) es bajo y oscila entre un 34,10% al colocar 1 CSR y un 22,30% al colocar 2 CSR.

La cantidad de cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga que se observó al colocar 1 CSR y 2 CSR fue similar con independencia de las características de movilidad de R1. La presencia de un mayor movimiento en FD de R1 no fue un factor que determinara mayor cantidad de cambio en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga que la presencia de un mayor movimiento de FP tanto si colocamos 1 CSR (0,256 N/º

$\pm 0,288$ N/° FD>FP y $0,239$ N/° $\pm 0,465$ N/° FD<FP; $p=0,067$) como si colocamos 2 CSR ($0,132$ N/° $\pm 0,255$ N/° FD>FP y $0,161$ N/° $\pm 0,276$ N/° FD<FP; $p=0,151$). Sin embargo si encontramos una disminución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga con la colocación de 1 CSR tanto en los sujetos que presentaban un HLF positivo ($0,26$ N/° $\pm 0,29$ N/° THL positivo y $0,21$ N/° $\pm 0,31$ N/° THL negativo; $p=0,048$) como en los sujetos que presentaban un pinch callus positivo ($0,26$ N/° $\pm 0,22$ N/° pinch callus positivo y $0,19$ N/° $\pm 0,32$ N/° pinch callus negativo; $p=0,016$). Estos últimos sujetos mostraron también una reducción de la rigidez con la colocación de 2 CSR ($0,15$ N/° $\pm 0,14$ N/° pinch callus positivo y $0,08$ N/° $\pm 0,20$ N/° pinch callus negativo; $p=0,014$). Estos datos ponen de manifiesto que la colocación de CSR modifican los parámetros cinéticos de la 1ª AMTF más que sus parámetros cinemáticos. Nuestros resultados no mostraron modificaciones diferentes de la cantidad de movimiento de FD que se produce en sujetos que tenían estas variables normales o patológicas. Sin embargo si han mostrado que cuando estas variables son patológicas (HLF positivo y pinch callus presente), la colocación de CSR genera una mayor disminución de la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD en carga. Según estos resultados sería deseable que los estudios dinámicos que pretenden valorar el efecto de las plantillas sobre la 1ª AMTF determinen los efectos que tienen sobre la rigidez de la 1ª AMTF durante la fase propulsiva.

CONCLUSIONES



CONCLUSIONES

1. La colocación de CSR incrementa la FD pasiva de la 1ª AMTF cuando el sujeto se encuentra en bipedestación.
2. El cambio que se observa en la FD pasiva de la 1ª AMTF con el sujeto en bipedestación es mayor cuando se coloca la primera CSR que cuando se coloca la segunda CSR.
3. Las variables cuantitativas analizadas explican un porcentaje bajo del cambio que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga al colocar CSR. El desplazamiento en FD de R1 medido en mm. explica el 16,8% del cambio que se produce al colocar 1 CSR y el ángulo de pronación el 9,2% del cambio que se produce al colocar 2 CSR.
4. Las categorías de las variables cualitativas estudiadas que se asocian con pronación del pie y con mayor movimiento de FD de R1 son las que mostraron incrementos de la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga con todas las intervenciones ortopédicas. Sin embargo, estas variables aportan poca información sobre el cambio neto que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF en carga. Al colocar 1 CSR solo los sujetos con mayor movimiento de FD de R1 mostraron un cambio neto superior a los sujetos con mayor movimiento de R1 en FP. Al colocar 2 CSR solo los sujetos con un eje de rotación de la ASA medializado tuvieron un cambio neto superior a los sujetos con un eje de rotación de la ASA lateralizado.
5. La colocación de CSR disminuye la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD de la 1ª AMTF cuando el sujeto se encuentra en posición de bipedestación.
6. El cambio neto que se observa en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento pasivo de FD con el sujeto en posición de bipedestación es mayor cuando se coloca la primera CSR que cuando se coloca la segunda CSR.
7. Las variables cuantitativas analizadas explican un porcentaje bajo del cambio neto que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo cuando se colocan CSR. El 34,10% del cambio que se produce al colocar 1 CSR y el 22,10% del cambio que se produce al colocar 2 CSR puede explicarse por dos o más de estas variables.
8. Los pies que presentan un momento de fuerza pronador extrínseco elevado tuvieron una disminución en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo con todas las intervenciones ortopédicas. Además, el cambio neto en la rigidez que se observó en

estos pies al colocar 1 CSR y 2 CSR fue mayor que el observado en los pies con un momento de fuerza pronador extrínseco bajo.

9. Las variables cualitativas que miden la funcionalidad de la 1ª AMTF no mostraron diferencias entre todas sus categorías para el cambio neto que se produce en la FD pasiva de la 1ª AMTF al colocar CSR. Sin embargo el cambio neto que se produce en la rigidez de la 1ª AMTF al movimiento de FD pasivo si mostró diferencias entre las categorías de estas variables con las intervenciones ortopédicas.

BIBLIOGRAFÍA



BIBLIOGRAFÍA

1. Kelikian AS, editor. Sarrafian's Anatomy of the foot and ankle. Descriptive, topographic, functional. 3nd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins; 2011. p. 86-87
2. Stein G, Pawel A, Koebke J, Müller LP, Eysel P, Thelen U, et al. Morphology of the 1st metatarsal head and hallux rigidus: a cadaveric study. *Surg Radiol Anat* [Internet]. 2012 [cited 2012 Oct 27];34(7):589–592. Available from: http://download.springer.com/static/pdf/687/art%253A10.1007%252Fs00276-012-0957-4.pdf?originUrl=http%3A%2F%2Flink.springer.com%2Farticle%2F10.1007%252Fs00276-012-0957-4&token2=exp=1442218594~acl=%2Fstatic%2Fpdf%2F687%2Fart%25253A10.1007%25252Fs00276-012-0957-4.pdf%3ForiginUrl%3Dhttp%253A%252F%252Flink.springer.com%252Farticle%252F10.1007%252Fs00276-012-0957-4*~hmac=dc4949ee911b098701090ecf4670831d55d663b42af91e823333cf99e47b143d
3. Brenner E. The intersesamoidal ridge of the first metatarsal bone: anatomical basics and clinical considerations. *Surg Radiol Anat* [Internet]. 2003 [cited 2013 Feb 15]; 25(2):127–131. Available from: http://download.springer.com/static/pdf/230/art%253A10.1007%252Fs00276-003-0107-0.pdf?originUrl=http%3A%2F%2Flink.springer.com%2Farticle%2F10.1007%252Fs00276-003-0107-0&token2=exp=1442219166~acl=%2Fstatic%2Fpdf%2F230%2Fart%25253A10.1007%25252Fs00276-003-0107-0.pdf%3ForiginUrl%3Dhttp%253A%252F%252Flink.springer.com%252Farticle%252F10.1007%252Fs00276-003-0107-0*~hmac=69645bd42b27d3804473eadba610f2210135f2f37c9b59b6ef0630cca72407d5
4. Durrant MN, McElroy T, Durrant L. First metatarsophalangeal joint motion in homo sapiens. Theoretical association of two axis kinematics and specific morphometrics. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2012 [cited 2013 Feb 15];102(5):374-389. Available from: <http://0-www.japmaonline.org.cisne.sim.ucm.es/doi/pdf/10.7547/1020374>
5. Talbot KD, Salzman CL. Assessing sesamoid subluxation: how good is the AP radiograph? *Foot Ankle Int.* 1988;19(8):547-554.
6. Eustace S, Byrne JO, Beausang O, Codd M, Stack J, Stephens MM. Hallux valgus, first metatarsal pronation and collapse of the medial longitudinal arch--a radiological correlation *Skeletal Radiol.* 1994;23(3):191-4.
7. Ahn TK, Kitaoka HB, Luo ZP, An KN. Kinematics and contact characteristics of the first metatarsophalangeal joint. *Foot Ankle Int.* 1997;18(3):170-174.
8. Muehleman C, Kuettner KE. Distribution of cartilage thickness on the head of the human first metatarsal bone. *J Anat.* 2000;197(4):687–691.

9. Talbot KD, Saltzman CL. Hallucal rotation: a method of measurement and relationship to bunion deformity. *Foot Ankle Int.* 1997;18(9):550-6.
10. Kewenter Y. Die Sesambeine Des I. Metatarsophalangealgelenks Des Menschen: Eine Röntgenologische, Klinische und Pathologisch-Histologische Studie. *Acta Orthopaedica.* 1936;7(Suppl 2):1-113.
11. Gillette, E.P. Des os sesamoides chez l'homme. *J Anat Physiol.* 1872;8:506-538.
12. Martin BF. Observations on the muscles and tendons of the medial aspect of the sole of the foot. *J Anat.* 1964;98(3):437-458.
13. Arakawa T, Tokita K, Miki A, Terashima T. Anatomical study of human adductor hallucis muscle with respect to its origin and insertion. *Ann Anat [Internet].* 2003 [cited 2013 Mar 21];185(6):585-592. Available from: http://ac.els-cdn.com/S0940960203801334/1-s2.0-S0940960203801334-main.pdf?_tid=b34076a4-5ab9-11e5-a2d4-00000aacb35e&acdnat=1442219112_f7fc58db58350c55ba6016812a72bb1c
14. Loth EM. Etude anthropologique sur l'aponevrose plantaire. *Bull Mem Soc Anthropol Paris.* 1913;4(6):601-609.
15. Dylevsky I. Connective tissues of the hand and foot. *Acta Univ Carol Med Monogr.* 1988; 127: 5-195
16. Pavan PG, Pachera P, Stecco C, Natali N. Constitutive modeling of time-dependent response of human plantar aponeurosis. *Comput Math Methods Med[Internet].* 2014 [cited 2013 Mar 18]; 2014:530242. doi: 10.1155/2014/530242. Available from: <http://www.hindawi.com/journals/cmmm/2014/530242/>
17. Wright DG, Rennels DC. A study of the elastic properties of plantar fascia. *J Bone Joint Surg Am.* 1964;46(3):482-92.
18. Kitaoka HB, Luo ZP, Growney ES, Berglund LI, An KN. Material properties of the plantar aponeurosis. *Foot Ankle Int.* 1994;15(10):557-60
19. Edermir A, Hamel AJ, Fauth AR, Piazza SJ, Sharkey NA. Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *J Bone Joint Surg Am.* 2004; 86(3): 546-552.
20. Cheung JT-M, Zhang M, An KN. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical response of the ankle foot complex. *Clin Biomech (Bristol, Avon) [Internet].* 2004 [cited 2013 Feb 15];19:839-46. Available from: http://ac.els-cdn.com/S0268003304001251/1-s2.0-S0268003304001251-main.pdf?_tid=0b2e8f9e-5abb-11e5-9426-00000aab0f6b&acdnat=1442219689_e14f804112d7ae165cde94981fe3274a
21. Cheung JT-M, Zhang M, An K-N. Effect of achilles tendón loading on plantar fascia tension in the standing foot. *Clin.Biomech (Bristol, Avon) [Internet].* 2006 [cited 2013 Feb 15];21(2):194-203. Available from: http://ac.els-cdn.com/S0268003305002317/1-s2.0-S0268003305002317-main.pdf?_tid=2f22187a-5abc-11e5-ba68-00000aab0f01&acdnat=1442220179_81cb0939d95fd8a847c546ad3529cd01

22. Kogler GF, Solomonidis SE, Paul JP. In vitro method for quantifying the effectiveness of the longitudinal arch support mechanism of the foot orthoses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1995; 10(5):225-45.
23. Kogler GF Solomonidis SE, Paul JP. Biomechanics of the longitudinal arch support mechanism in the foot orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11(5):243-52.
24. Carlson RE, Fleming LL, Hutton WC. The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot Ankle Int*. 2000;21(1):18-25.
25. Gefen A. The in vivo elastic properties of the plantar fascia during the contact phase of walking. *Foot Ankle Int*. 2003;24(3):238-44.
26. Pavan PG, Stecco C, Darwish SS, Natali AN, De Caro R. Investigation of the mechanical properties of the plantar aponeurosis. *Surg Radiol Anat [Internet]*. 2011 [cited 2013 Feb 15];33(10):905-11. Available from: http://download.springer.com/static/pdf/863/art%253A10.1007%252Fs00276-011-0873-z.pdf?originUrl=http%3A%2F%2Flink.springer.com%2Farticle%2F10.1007%2Fs00276-011-0873-z&token2=exp=1442221553~acl=%2Fstatic%2Fpdf%2F863%2Fart%25253A10.1007%25252Fs00276-011-0873-z.pdf%3ForiginUrl%3Dhttp%253A%252F%252Flink.springer.com%252Farticle%252F10.1007%252Fs00276-011-0873-z*~hmac=6d6f157ba75baa8815358df6c5c1dcd739d9cba13ce7bd7cdebb8e70134dbca2
27. Murphy GA, Pneumaticos SG, Kamaric E, Noble PhC, Trevino SG, Baxter DE. Biomechanical consequences of sequential plantar fascia release. *Foot Ankle Int*. 1998;19(3):149-152.
28. Kitaoka HB, Luo ZP, An KN. Mechanical behavior of the foot and ankle after plantar fascia release in the unstable foot. *Foot Ankle Int*. 1997 Jan;18 (1):8-15.
29. Gefen A. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *J Biomech*. 2002;35(5):629–637.
30. Arangio GA, Chen Ch, Salathé EP. Effect of varying arch height with and without the plantar fascia on mechanical properties of the foot. *Foot Ankle Int*. 1998;19(10):705-709.
31. Crary JL, Hollis JM, Manoli A. The effect of plantar fascia release on strain in the spring and long plantar ligaments. *Foot Ankle Int*. 2003;24(3):245-50.
32. Iaquinio JM, Wayne JS. Computational model of the lower leg and foot/ankle complex: application to arch stability. *J Biomech Eng*. 2010 Feb;132(2):021009. doi: 10.1115/1.4000939.
33. 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. *Clin Biomech (Bristol, Avon) [Internet]*. 2007 [cited 2013 Mar 12];22(2):221-29. Available from: http://ac.els-cdn.com/S0268003306001884/1-s2.0-S0268003306001884-main.pdf?_tid=be305788-5abd-11e5-b779-00000aab0f01&acdnat=1442220849_c97e0ceec44bffc57e82bb17fad90b5f

34. Ward ED, Smith KM, Cocheba JR, Patterson PE, Phillips RD. 2003 William J. Stickel Gold Award. In vivo forces in the plantar fascia during the stance phase of gait: sequential release of the plantar fascia. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2003 [cited 2013 Jun 12];93(6):429-442. Available from: <http://0-www.japmaonline.org.cisne.sim.ucm.es/doi/pdf/10.7547/87507315-93-6-429>
35. Sharkey NA, Donahue SW, Ferris L. Biomechanical consequences of plantar fascial release or rupture during gait. Part II – Alterations in forefoot loading. *Foot Ankle Int*. 1999;20(2):86-96.
36. Cheng H-YK, Lin Ch-L, Wang H-W, Chou SS-W. Finite element analysis of plantar fascia under stretch. The relative contribution of windlass mechanism and achilles tendon force. *J Biomech* [Internet]. 2008 [cited 2013 Feb 15];41(9):1937-44. Available from: http://ac.els-cdn.com/S0021929008001607/1-s2.0-S0021929008001607-main.pdf?_tid=1e9ea1f0-5b96-11e5-b779-00000aab0f02&acdnat=1442313782_968d972411a5dd0d7b37709e21c12023
37. Thordarson DB, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clin Orthop Relat Res*. 1995 Jul; 316:165-72.
38. Thordarson DB, Kumar PJ, Hedman TP, Ebramzadeh E. Effect of partial versus complete plantar fasciotomy on the windlass mechanism. *Foot Ankle Int*. 1997;18(1): 16-20.
39. Sharkey NA, Ferris L, Donahue SSW. Biomechanical consequences of plantar fascial release or rupture during gait. Part I – Disruptions in longitudinal arch conformation. *Foot Ankle Int*. 1998;19(12):812-819.
40. Root ML, Orien W, Weed JH. Normal and abnormal function of the foot. Vol I. Los Angeles: Clinical biomechanics Corp; 1977.
41. Hetherington VJ, Carnelt J, Patterson B. Motion of the first metatarsophalangeal joint. *J Foot Surg*. 1989;28(1):13-19.
42. Joseph J. Great toe motion in men. *J Bone Joint Surg*. 1954;36-B(3):450-457.
43. Buell T, Green DG, Risser J. Measurement of the first metatarsophalangeal joint range of motion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1988;78(9):439-448.
44. Hopson MM, McPoil TG, Cornwall MW. Motion of the first metatarsophalangeal joint: reliability and validity of four measurement techniques. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1995; 85(4):198-204.
45. Norkin CC, White DJ. Measurement of joint motion: A guide to goniometry. Philadelphia: FA Davis; 1985.
46. Jones AM, Curran SA. Intrarater and interrater reliability of first metatarsophalangeal joint dorsiflexion. Goniometry versus visual estimation. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2012 [cited 2013 Mar 21];102(4):290-298. Available from: <http://0-www.japmaonline.org.cisne.sim.ucm.es/doi/pdf/10.7547/1020290>
47. Creighton DS, Olson VL. Evaluation of Range of Motion of the First Metatarsophalangeal Joint in Runners with Plantar Fasciitis. *JOSPT*. 1987;8(7):357-361.
48. Chuter V, Payne C. Limited joint mobility and plantar fascia function in Charcot's neuroarthropathy. *Diabet Med*. 2001;18(7):558-561.

49. Roukis ThS, Scherer PR, Anderson CF. Position of the first ray and motion of the first metatarsophalangeal joint. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1996;86(11):538-546.
50. Shereff M, Bejjani FJ, Kummer FJ. Kinematics of the first metatarsophalangeal joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68(3):392-398.
51. Bojsen-Moller F, Lamoreux L.. Significance of free dorsiflexion of the toes in walking. *Acta Orthop Scand.* 1979;50(4):471-479.
52. Hetherington V, Johnson R, Albritton J. Necessary dorsiflexion of the first metatarsophalangeal joint in gait. *J Foot Surg.* 1990;29(3):218-222.
53. Phillips RD, Law EA, Ward ED. Functional Motion of the Medial Column Joints of the Foot During Propulsion. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1996;86(10):474-486.
54. Munuera PV, Trujillo P, Güiza I. Hallux interphalangeal joint range of motion in feet with and without limited first metatarsophalangeal joint dorsiflexion. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2012[cited 2013 Feb. 15];102(1):47-53. Available from: <http://0-www.japmaonline.org.cisne.sim.ucm.es/doi/pdf/10.7547/1020047>
55. Nawozcensky DA, Baumhauer JF, Umberger BR. Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(3):370-376.
56. Halstead J, Redmond AC. Weight bearing passive dorsiflexion of the hallux in standing is not related to hallux dorsiflexion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2006 [cited 2014 Jun. 7];36(8):550-556. Available from: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2006.2136>
57. Turner DE, Helliwell PS, Burton AK, Woodburn J. The relationship between passive range of motion and range of motion during gait and plantar pressure measurements. *Diabet Med.* 2007;24(11):1240–1246.
58. Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14(8):528-536.
59. Kim Y, Kim S, Son J, Jeong B. Kinetic role of the metatarsophalangeal joint in normal walking: joint moment and power. *Int J Precis Eng Manuf* [Internet]. 2012 [cited 2014 January 10];13(8):1481-1485. Available from: http://download.springer.com/static/pdf/385/art%253A10.1007%252Fs12541-012-0195-z.pdf?originUrl=http%3A%2F%2Flink.springer.com%2Farticle%2F10.1007%2Fs12541-012-0195-z&token2=exp=1442318647~acl=%2Fstatic%2Fpdf%2F385%2Fart%25253A10.1007%25252Fs12541-012-0195-z.pdf%3ForiginUrl%3Dhttp%253A%252F%252Flink.springer.com%252Farticle%252F10.1007%252Fs12541-012-0195-z*~hmac=3565c75b88286052d8523346f689e1bb332218541e4c82e99ebfd05152d6e9a6
60. Whittaker EC, Aubin PM, Ledoux WR. Foot bone kinematics as measured in a cadaveric robotic gait simulator. *Gait Posture* [Internet]. 2011 [cited 2013 Mar 21];33(4):645-650. Available from:

[http://ac.els-cdn.com/S0966636211000610/1-s2.0-S0966636211000610-main.pdf?_tid=0c02d584-5ba0-11e5-9eb7-](http://ac.els-cdn.com/S0966636211000610/1-s2.0-S0966636211000610-main.pdf?_tid=0c02d584-5ba0-11e5-9eb7-0000aab0f6c&acdnat=1442318045_44ceb7878dbc53853619ab5a625a127e)

[0000aab0f6c&acdnat=1442318045_44ceb7878dbc53853619ab5a625a127e](http://ac.els-cdn.com/S0966636211000610/1-s2.0-S0966636211000610-main.pdf?_tid=0c02d584-5ba0-11e5-9eb7-0000aab0f6c&acdnat=1442318045_44ceb7878dbc53853619ab5a625a127e)

61. Glasoe WM, Pena FA, Phadke V. Cardan angle rotation sequence effects on first metatarsophalangeal joint kinematics: implications for measuring hallux valgus deformity. *J Foot Ankle Res* [Internet]. 2014 [cited 2013 Feb. 15];7:29. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4024268/>
62. Kuni B, Wolf SI, Zeifang F, Thomsen M. Foot kinematics in walking on a level surface and on stairs in patients with hallux rigidus before and after cheilectomy. *J Foot Ankle Res* [Internet]. 2014 [cited 2014 Nov. 9];7:13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3925775/pdf/1757-1146-7-13.pdf>
63. Dubbeldam R, Baan H, Nene V, Drossaers-Bakker KW, Van de Laar MA, Hermens HJ, et al.. Foot and ankle kinematics in rheumatoid arthritis: Influence of foot and ankle joint and leg tendon pathologies. *Arthritis Care Research*. 2013; 65(4): 503-511.
64. Caravaggi P, Pataky T, Günther M, Savage R, Crompton R. Dynamics of longitudinal arch support in relation to walking speed: contribution of the plantar aponeurosis. *J Anat* [Internet]. 2010 [cited 2013 Mar 21];217(3):254-261. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2972539/pdf/joa0217-0254.pdf>
65. Dubbeldam R, Burke JH., Simons C., Groothuis-Oudshoorn CGM, Baan H, Nene AV, et al. The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2010 [cited 2013 Mar 21];25(8):796–801. Available from: http://ac.els-cdn.com/S0268003310001671/1-s2.0-S0268003310001671-main.pdf?_tid=0232e5b0-5ba2-11e5-bf88-0000aacb35d&acdnat=1442318888_310a29daba62ec87ce6ebc97e6d29009
66. Laroche D, Pozzo T, Ornetti P, Tavernier C, Maillfert JF. Effects of loss of metatarsophalangeal joint mobility on gait in rheumatoid arthritis patients. *Rheumatology (Oxford)*. 2006;45(4):435–440.
67. Van Gheluwe B, Dananberg HJ, Hagman F, Vanstaen K. Effects of hallux limitus on plantar foot pressure and foot kinematics during walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2006;96(5):428-436.
68. Halstead J, Turner DE, Redmond AC. The relationship between hallux dorsiflexion and ankle joint complex frontal plane kinematics: A preliminary study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(5):526-531.
69. Gatt A, Mifsud T, Chockaligam N. Severity of pronation and classification of first metatarsophalangeal joint dorsiflexion increases the validity of the Hubscher manoeuvre for the diagnosis of functional hallux limitus. *The Foot* [Internet]. 2014 [cited 2013 Nov. 24];24(2):62-65. Available from: http://ac.els-cdn.com/S0958259214000091/1-s2.0-S0958259214000091-main.pdf?_tid=4c7458d4-5ba2-11e5-a0c9-0000aacb35e&acdnat=1442319013_3673483574a32af90714efd96e232a68
70. Harton FM, Weiskopf SA, Goecker RM. Sectioning the plantar fascia. Effect on first metatarsophalangeal joint motion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2002;92(10):532-536.

71. Chen DW, LiB, Aubeeluck A, Yang YF, Huang YG, Zhou JQ, et al. Anatomy and biomechanical properties of the plantar aponeurosis: a cadaveric study. PLoS ONE [Internet]. 2014 [cited 2015 Feb 12]; 9(1): e84347. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3879302/pdf/pone.0084347.pdf>
72. Flavin R, Halpin T, O'Sullivan R, Fitzpatrick D, Ivankovic A, Stephens MM. A finite element analysis study of the metatarsophalangeal joint of the hallux rigidus. J Bone Jt Surg Br. 2008;90(10):1334-1340.
73. Mootanah R, Saoudi K, Mazella J, Trucheter A, Deland J, Ellis S, Baxter J, Hillstrom HJ. Effects of plantar fascia on first metatarsophalangeal joint stress in different foot types. J Foot Ankle Res [Internet]. 2014 [cited 2014 Feb. 20];7(Suppl. 1):A58. Available from: <http://www.jfootankleres.com/content/pdf/1757-1146-7-S1-A58.pdf>
74. Paton JS. The relationship between navicular drop and first metatarsophalangeal joint motion. J Am Podiatr Med Assoc. 2006;96(4):313-317.
75. Griffin NL, Miller ch, Schmitt D, D'Août K. An investigation of the dynamic relationship between navicular drop and the first metatarsophalangeal joint dorsal excursion. J Anat [Internet]. 2013 [cited 2014 Feb. 24];222(6):598-607. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3666239/pdf/joa0222-0598.pdf>
76. Root ML, Orien W, Weed JH. Normal and abnormal function of the foot. Vol II. Los Angeles: Clinical biomechanics Corp; 1977.
77. Hicks JH. The mechanics of the foot: part I. The joints. J Anat. 1953;87(4):344-357.
78. Birke JA, Don Franks B, Foto G. First ray limitations, pressure and ulceration of the first metatarsal head in diabetes mellitus. Foot Ankle Int. 1995;16(5):277-284.
79. Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Measuring first ray mobility with a new device. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80(1):122-124.
80. Glasoe WM, Allen MK, Saltzman CL. First ray dorsal mobility in relation to hallux valgus deformity and first intermetatarsal angle. Foot Ankle Int. 2001;22(2):98-101.
81. Klaue K, Hansen ST, Masquelet AC. Clinical, quantitative assessment of first tarsometatarsal mobility in the sagittal plane and its relation to hallux valgus deformity. Foot Ankle Int. 1994;15(1):9-13.
82. Roling BA, Christensen JC, Johnson CH. Biomechanics of the first ray. Part IV: effect of selected medial column arthrodeses: A three dimensional kinematic analysis in a cadaver model. J Foot Ankle Surg. 2002;41(5):278-285.
83. Faber FWM, Kleinrensik GJ, Mulder PGH, Verhaar JAN. Mobility of the first tarsometatarsal joint in hallux valgus patients: a radiographic analysis. Foot Ankle Int. 2001; 22(12):965-969.
84. Gellman H, Lenihan M, Halikis N, Botte MJ, Giordani M. Selective tarsal arthrodesis: an in vitro analysis of the effect on foot motion. Foot Ankle. 1987 Dec;8(3):127-33.
85. Kelso SF, Richie DH, Cohen IR, Weed JH, Root ML. J Am Podiatr Med Assoc. 1982;72(12):600-605.

86. Ouzounian TJ, Shereff MJ. In vitro determination of midfoot motion. *Foot Ankle*. 1989;10(3):140-146.
87. Bierman RA, Christensen JC, Johnson ChH. Biomechanics of the first ray. Part III. Consequences of Lapidus arthrodesis on peroneus longus function: A three dimensional kinematic analysis in a cadaver model. *J Foot Ankle Surg*. 2001;40(3):125-131.
88. Perez HR, Reber LK, Christensen JC Effects on the metatarsophalangeal joint after simulated first tarsometatarsal joint arthrodesis. *J Foot Ankle Surg*. 2007;46(4):242-247.
89. Aquino A, Payne C. Function of the windlass mechanism in excessively pronated feet. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2001;91(5):245-250.
90. Kappel-Bargas A, Woolf RD, Cornwall MW. The windlass mechanism during normal walking and passive first metatarsophalangeal joint extension. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1998;13(3):190-194.
91. Nakamura H, Kakurai S. Relationship between the medial longitudinal arch movement and the pattern of rearfoot motion during the stance phase of walking. *J Phys Ther Sci*. 2003;15(1):13-18.
92. Hall C, Nester CJ. Sagittal plane compensations for the artificially induced limitation of the first metatarsophalangeal joint. A preliminary study. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004;94(3):269-274.
93. Zhang J, Si Y, Zhang Y, Liu Y. The effects of restricting the flexion-extension motion of the first metatarsophalangeal joint on human walking gait. *Biomed Mater Eng [Internet]* 2014 [cited 2015 Jul 10];24(6):2577-84. Available from: <http://content.iospress.com/download/bio-medical-materials-and-engineering/bme1073?id=bio-medical-materials-and-engineering%2Fbme1073>
94. Bayomy AF, Aubin PM, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint: a robotic cadaver study of the dorsiflexion angle. *J Bone Jt Surg Am*. 2010;92(8):1754-1764.
95. Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *J Biomech*. 1999;32(4):359-370.
96. Miyazaki S y Yamamoto S. Moment acting at the metatarsophalangeal joint during normal barefoot level in walking. *Gait Posture*. 1993;1(3):133-140.
97. Jeong B, Kim S, Son J, Kim Y. 3D analysis of the metatarsophalangeal joint in normal group and hallux valgus patients during walking using a four segment foot model. *Int J Precis Eng Manuf [Internet]*. 2014 [cited 2015 Mar 25];15(2):299-303. Available From: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs12541-014-0338-5#page-1>
98. Jeong B, Kim S, Son J, Kim Y. Kinetic analysis of metatarsophalangeal joint in normal subjects and hallux valgus patients during walking using a four segment foot model. *J Foot Ankle Res [Internet]*. 2014 [cited 2015 Mar 25];7(Suppl 1):A125. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4101357/pdf/1757-1146-7-S1-A125.pdf>
99. Green SM, Briggs PJ. Flexion strength of the toes in the normal foot. An evaluation using magnetic resonance imaging. *Foot (Edinb) [Internet]*. 2013 [cited 2015 Mar 25];23(4):115-119. Available from: http://ac.els-cdn.com/S0958259213000266/1-s2.0-S0958259213000266-main.pdf?_tid=46c5ea92-5c4c-11e5-b55d-00000aab0f6c&acdnat=1442392018_3f28c813034bb39b53f8b1c598b4edc6

- 100.Heng ML, Kong PW. A novel technique of quantifying first metatarsophalangeal (1st MPJ) joint stiffness. *J Foot Ankle Res [Internet]*. 2014 [cited 2015 Mar 25];7(Suppl 1):A32. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4101320/pdf/1757-1146-7-S1-A32.pdf>
- 101.Jack EA. Naviculo-cuneiform fusion in the treatment of flat foot. *J Bone Jt. Surg Br.* 1953;35(1):75-82.
- 102.Barnett CH, Napier JR. The axis of rotation at the ankle joint in man. *J Anat.* 1952;86(1):1-9.
- 103.Manter JT. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec.* 1941;80(4):397-410.
- 104.Hicks JH. The function of the plantar aponeurosis. *J Anatom.* 1951;85:414-5.
- 105.Hicks JH. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat.* 1954;88(1):25-30.
- 106.Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 2007;25(3):453–462.
- 107.Hunt AE, Smith RM, Torode M, Keenan AM. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(7):592-600.
- 108.Cheng H-YK, Lin Ch-L, chou S-W, Wang H-W. nonlinear finite element analysis of the plantar fascia due to the windlass mechanism. *Foot Ankle Int.* 2008; 29(8): 845-851.
- 109.Chen YN, Chang CW, Li CT, Chang CH, Lin CF. Finite element analysis of plantar fascia during walking: a quasi-static simulation. *Foot Ankle Int.* 2015;36(1):90-7.
- 110.Fuller EA. The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(1):35-46.
- 111.Özkaya N, Nordin M. Fundamentals of biomechanics. Equilibrium, motion and deformation. 2nd ed. New York: Springer; 1998.
- 112.Kirby K. Whats future direction should podiatric biomechanics take?. *Clin Podiat Med Surg.* 2001;18(4): 719-23.
- 113.Kirby KA. Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1989 Jan;79(1):1-14.
- 114.Root ML, Weed JH, Sgarlato TE. Axis of motion of the subtalar joint. An anatomical study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1966;56(4):149-55.
- 115.Isman RE, Inman VT, Poor PM. Anthropometric studies of the human foot and ankle. *Bull Prosthet Res.* 1969;11:97-108.
- 116.Van Langelaan EJ. A kinematical analysis of the tarsal joints: an X-ray photogrammetric study. *Acta Orthop Scand.* 1983;204:1-269.
- 117.Lundberg A. Kinematics of the ankle and foot. In vivo roentgen stereophotogrammetry. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989;233:1-24. Review
- 118.Kirby KA. Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1987 Jan;77(5):228-234.
- 119.Payne C, Munteanu Sh, Miller K. Position of the Subtalar Joint Axis and Resistance of the Rearfoot to Supination. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93(2):131-5.

120. De Schepper J, Van Alsenoy K, Rijckaert J, De Mits S, Lootens T, Roosen P. Intratest reliability in determining the subtalar joint axis using the palpation technique described by K. Kirby. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2012 [cited 2015 January 17];102(2):122-9. Available from: <http://0-www.japmaonline.org/cisne.sim.ucm.es/doi/pdf/10.7547/1020122>
121. Van Alsenoy KK, De Schepper J, Santos D, Vereecke EE, D'Août K. The subtalar joint axis palpation technique-part 1: validating a clinical mechanical model. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2014 [cited 2015 Mar 25];104(3):238-46. Available from: <http://www.japmaonline.org/doi/pdf/10.7547/0003-0538-104.3.238>
122. Van Alsenoy KK, D'Août K, Vereecke EE, De Schepper J, Santos D. The subtalar joint axis palpation technique part 2: reliability and validity results using cadaver feet. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2014 [cited 2015 Mar 25];104(4):365-74. Available from: <http://www.japmaonline.org/doi/pdf/10.7547/0003-0538-104.4.365>
123. Kirby KA. Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2001;91(9):465-87.
124. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1999;89(6):278-91.
125. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;21(6):381-8.
126. Ruina A, Rudra P. *Introduction to Statics and Dynamics*. Oxford: Oxford University Press; 2002: p. 79–105.
127. Nigg BM. Mechanics. In: Nigg BM, Herzog W, editors. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. New York: John Wiley & Sons; 1994.
128. Scherer PR, Sanders J, Eldredge DE, Duffy SJ, Lee RY. Effect of Functional Foot Orthoses on First Metatarsophalangeal Joint Dorsiflexion in Stance and Gait. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2006;96(6):474-481.
129. Munteanu SE, Bessed AD. Effect of Foot Posture and Inverted Foot Orthoses on Hallux Dorsiflexion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2006;96(1):32-37.
130. Kilmartin TE, Wallace WA, Hill TW. Orthotic effect on metatarsophalangeal joint extension. A preliminary study. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1991;81(8):414-417.
131. Nawoczenski DA, Ludewig PM. The Effect of forefoot and arch posting orthotic designs on first metatarsophalangeal joint kinematics during gait. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004;34(6):317-327.
132. Michaud TC, Nawoczenski DA. The influence of two different types of foot orthoses on first metatarsophalangeal joint kinematics during gait in a single subject. *J Manipulative Physiol Ther*. 2006;29(1):60-65.
133. Rao S, Baumhauer JF, Tome J, Nawoczenski DA. Orthoses Alter In Vivo Segmental Foot Kinematics During Walking in Patients With Midfoot Arthritis. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2010 [cited 2015 Mar 22]; 91(4): 608-614. Available from: <http://ac.els-cdn.com/S0003999310000663/1-s2.0->

S0003999310000663-main.pdf?_tid=d0527c76-76ff-11e5-bec8-

00000aacb361&acdnat=1445327858_4c4fe79a31adcf9e6d57e1c9954c76f1

134. Munuera PV, Domínguez G, Palomo IC, Lafuente G. Effects of rearfoot-controlling orthotic treatment on dorsiflexion of the hallux in feet with abnormal subtalar pronation. A preliminary report. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006; 96(4): 283-289.
135. Payne CB. Foot Orthoses Reduce the Force Needed to Establish the Windlass Mechanism, but Do Not Change Calcaneal Angle. In: *The foot in sport* [Internet]. New Zealand: Society of Podiatrists, Queenstown; 2003. p. 48 [cited 2014 Jan 18] Available from: www.staffs.ec.uk/isb-fw/Abstractts/PAYNE_FOOT_ORTH.pdf.
136. Payne C, Dawes A. Effects of a plantar fascial groove in a foot orthotic on the windlass mechanism. Bundoora, Vic (Australia); 2002 [cited 2014 Jan 26]. Available from: http://www.interpod.com.au/pdfs/Improved_Windlass_Mechanism.pdf
137. Danamberg HJ. Functional hallux limitus and its relationship to gait efficiency. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1986;76(11):648-52.
138. Danamberg HJ. The kinetic wedge. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1988;78(2):98-9.
139. Danamberg HJ. Gait style as an etiology to chronic postural pain. Part I. Functional hallux limitus. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993;83(8):433-41.
140. Rambarran KK. Effectiveness of the kinetic wedge foot orthosis modification to reduce relative plantar pressure [These] [Internet]. Ottawa: University of Ottawa; 2003. p. 58-60 [cited 2014 Jan 22]. Available from: <http://www.ruor.uottawa.ca/handle/10393/26426>
141. Danamberg HJ. Gait style as an etiology to chronic postural pain. Part II. Postural compensatory process. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993;83(11):615-24.
142. Danamberg HJ, Guiliano M. Chronic low-back pain and its response to custom-made foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999; 89(3): 109-17.
143. Rambarran KK. The effectiveness of the kinetic wedge foot orthoses modification to improve gait posture. pressure [These] [Internet]. Ottawa: University of Ottawa; 2003. p. 66-69 [cited 2014 Jan 22]. Available from: <http://www.ruor.uottawa.ca/handle/10393/26426>
144. Clough J. Functional hallux limitus and lesser metatarsal overload. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2005;95(6):593-601.
145. Corbett ML, Abramowitz AJ, Fowler CD, Rask B, Whitelaw GP. In shoe plantar pressure measurement of the first metatarsophalangeal joint in asymptomatic patients. *Foot Ankle Int.* 1993;14(9):520-524.
146. Welsh BJ, Redmond AC, Chockalingam N, Keenan AM. A case-series study to explore the efficacy of foot orthoses in treating first metatarsophalangeal joint pain. *J Foot Ankle Res* [Internet]. 2010 [cited 2014 Jan 9];3:17. Available from: <http://www.jfootankleres.com/content/3/1/17>.
147. Becerro de Bengoa Vallejo R, Gómez RS, Losa Iglesias ME. Clinical improvement in functional hallux limitus using a cut-out orthosis. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2014 Sep 26 [cited 2015 Jan 18]; pii: 0309364614550262. Available from:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Clinical+improvement+in+functional+hallux+limitus+using+a+cut-out+orthosis>.
148. Smith C, Spooner SK, Fletton JA. The effect of 5-degree valgus and varus rearfoot wedging on peak hallux dorsiflexion during gait. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004;94(6):558-564.
 149. Harradine PD, Bevans LS. The effect of rearfoot eversion on maximal hallux dorsiflexion. A preliminary study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(8):390-393.
 150. Garrow AP, Papageorgiou A, Silman AJ, Thomas E, Jayson MI, Macfarlane GJ. The grading of hallux valgus. The Manchester Scale. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001 Feb;91(2):74-78.
 151. Serra L, Aracenta J, Rodríguez F. Crecimiento y desarrollo: Estudio en Kid Krece Plus. Barcelona: Masson; 2003.
 152. Calvo Guisado MJ, Díaz-Borrego P, González García de Velasco J, Fernández Torrico JM, Conejero Casares JA. Tres técnicas de medición de la flexión dorsal del tobillo: fiabilidad inter e intraobservador. *Rehabilitacion (Madr.).* 2007;51(5):200-6.
 153. Menadue C, Raymond J, Kilbreath SL, Refshauge KM, Adams R. Reliability of two goniometric methods of measuring active inversion and eversion range of motion at the ankle. *BMC Musculoskelet Disord.* 2006;28(7):60.
 154. Kwon OY, Tuttle LJ, Commean PK, Mueller MJ. Reliability and Validity of Measures of Hammer Toe Deformity Angle and Tibial Torsion. *Foot (Edinb).* 2009;19(3):149-15.
 155. Loder RT, Browne R, Bellflower J, Kayes K, Wurtz D, Loder AJ. Angular measurement error due to different measuring devices. *J Pediatr Orthop.* 2007;27(3):338-46.
 156. Mollinger LA, Steffen TM. Knee flexion contractures in institutionalized elderly: prevalence, severity, stability and related variables. *Phys Ther.* 1993;73(7):437-446.
 157. Johnson SR, Gross MT. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;25(4):253-63.
 158. Youdas JW, Bogard CL, Suman VJ. Reliability of goniometric measurements and visual estimates of ankle joint active range of motion obtained in a clinical setting. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993 Oct;74(10):1113-8.
 159. Van Gheluwe B, Kirby KA, Roosen Ph, Phillips RD. Reliability and Accuracy of Biomechanical Measurements of the Lower Extremities. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92(6):317-326.
 160. Jarvis HL, Nester CJ, Jones RK, Williams A, Bowden PD. Inter-assessor reliability of practice based biomechanical assessment of the foot and ankle. *J Foot Ankle Res [Internet].* 2012 [cited 2013 May 10];5:14. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3431260/pdf/1757-1146-5-14.pdf>
 161. Kim PJ, Peace R, Mieras J, Thomas T, Freeman D, Page J. Interrater and intrarater reliability in the measurement of ankle joint dorsiflexion is independent of examiner experience and technique used. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2011;101(5):407-14.

162. Genova JM, Gross MT. Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000;30(11):664-675.
163. Diamond JE, Mueller MJ, Delitto A, Sinacore DR. Reliability of a diabetic foot evaluation. *Phys Ther.* 1989;69(10):797-802.
164. Menz HB, Keenan AM. Reliability of two instruments in the measurements of closed chain subtalar joint positions. *The Foot.* 1997;7(4):194-201.
165. Tomaro J. Measurement of tibiofibular varum in subjects with unilateral overuse symptoms. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(2):86–89.
166. Lohmann KN, Rayhel HE, Schneiderwind WP, Danoff JV. Static measurement of tibia vara: reliability and effect of lower extremity position. *Phys Ther.* 1987;67(2):196–202.
167. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 1982; 13(3):541-58.
168. Menz H. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1998;88(3):119-129.
169. Kirby KA. Biomecánica del pie y la extremidad inferior. II. Artículos de precision Intracast, 1997-2002. Payson, Arizona: Precision Intracast Inc; 2002.
170. Brantingham JW, Adams KJ, Cooley JR, Globe D, Globe G. A single-blind pilot study to determine risk and association between navicular drop, calcaneal eversion, and lowback pain. *J Manip Physiol Ther* [Internet]. 2007 [cited 2014 Jan 9];30(5): 380-385. Available from: http://ac.els-cdn.com/S016147540700125X/1-s2.0-S016147540700125X-main.pdf?_tid=e96b8d18-5c6c-11e5-bfc3-00000aab0f01&acdnat=1442406034_cbe83b6b1f746ae21081d2ab7068d9b3
171. Van der Worp MP, De Wijer A, Staal JB and Nijhuis-van der Sanden MWG. Reproducibility of and sex differences in common orthopaedic ankle and foot tests in runners. *BMC Musculoskelet Disord* [Internet]. 2014 [cited 2015 Feb 25];15:171. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4040482/pdf/1471-2474-15-171.pdf>
172. Bevans JS. The influence of subtalar joint position on first-ray dorsiflexion: a pilot study. *Br J Podiatry* [Internet]. 2003 [cited 2015 Feb 25];6(3):69–72. Available from: <http://biomechanics-education.com/journals/Influence-of-subtalar-joint-position-on-1st-ray-dorsiflexion.pdf>
173. Grebing BR, Coughlin MJ. The effect of ankle position on the exam for first ray mobility. *Foot Ankle Int.* 2004;25(7):467–475.
174. Shirk C, Sandrey MA, Erickson M. Reliability of first ray position and mobility measurements in experienced and inexperienced examiners. *J Athl Train.* 2006;41(1):93-101.
175. Glasoe WM, Allen MK, Saltzman CL, Ludewig PM, Sublett SH. Comparison of two methods used to assess first-ray mobility. *Foot Ankle Int.* 2002;23(3):248-52.
176. Payne C, Chuter V, Miller K. Sensitivity and specificity of the functional hallux limitus test to predict foot function. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2002;92(5):269-71.
177. Kirby KA. Biomecánica del pie y la extremidad inferior. I. Colección de una década de artículos de Precision Intracast. Payson, Arizona: Precision Intracast Inc; 1997.

- 178.Noakes H, Payne C. The reliability of the manual supination resistance test. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93(3):185-189.
- 179.Wrobel JS, Connolly JE, Beach ML. Associations between static and functional measures of joint function in the foot and ankle. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004;94(6):535-541.
- 180.Bonanno DR, Zhang CY, Farrugia RC, Bull MG, Raspovic AM, Bird AR, Landorf KB. The effect of different depths of medial heel skive on plantar pressures. *J Foot Ankle Res.* 2012 Aug 13;5:20. doi: 10.1186/1757-1146-5-20.
- 181.Johnson ChE, Christensen JC. Biomechanics of the first ray part V: The effect of equinus deformity. *J Foot Ankle Surg* 2005;44(1):114-120.

ANEXOS



ANEXO 1. CONSENTIMIENTO INFORMADO

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN UN ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN

Título del estudio: Cambios en el rango de flexión dorsal (FD) y en la rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF con la colocación de cuñas supinadoras de retropie (CSR).

Investigador principal:

Sede donde se realizará el estudio: Clínica Universitaria de Podología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid.

Nombre del paciente: _____

DNI: _____

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Este proceso se conoce como consentimiento informado. Siéntase con absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto. Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme este impreso de consentimiento, del cual se le entregará una copia firmada y fechada.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

La 1ª AMTF es un elemento muy importante para que se realice correctamente la fase propulsiva del ciclo de la marcha. En condiciones de normalidad se estima que el rango libre de FD de esta articulación esta entre los 65º y 90º aunque los estudios clínicos demuestran que durante la deambulación normal utilizamos entre los 30º y 40º de este rango de movimiento. Se ha teorizado que limitación del rango de movimiento de FD de esta articulación está relacionado con el desarrollo de deformidades como el hallux valgus, de enfermedades degenerativas del cartílago como el hallux rigidus y con el desarrollo de cuadros dolorosos en la propia articulación y en las articulaciones metatarsal-falángicas adyacentes (metatarsalgias mecánicas). Sin embargo

los estudios que se han realizado no han sido capaces de relacionar la presencia de cambios cinemáticos (cambios de movimiento) de la 1ª AMTF con el desarrollo de estas deformidades y cuadros dolorosos de la articulación. Así mismo los estudios realizados para evaluar el efecto de dispositivos ortopédicos sobre la 1ª AMTF también se han centrado en analizar los cambios cinemáticos que se producen. Esta situación nos ha llevado a realizar el presente estudio para determinar si cambios en la posición del retropié tienen influencia no solo sobre la cinemática de la 1ª AMTF (rango de FD de la articulación) sino también sobre aspectos cinéticos que no han sido evaluados hasta la fecha como es la rigidez al movimiento de FD de esta articulación. Esto nos permitiría comprender mejor la patomecánica de la 1ª AMTF y desarrollar nuevas estrategias terapéuticas en el abordaje ortopédico de las enfermedades de esta articulación.

OBJETIVO DEL ESTUDIO

A usted se le está invitando a participar en un estudio de investigación que tiene como objetivos:

- Determinar el efecto que tiene la colocación de CSR sobre el rango de FD de la 1ª AMTF.
- Determinar el efecto que tiene la colocación de CSR sobre la rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF.

BENEFICIOS DEL ESTUDIO

Con el presente estudio se pretende determinar si modificar la posición del retropié mediante la colocación de CSR lleva asociado cambios en el rango de FD y en la rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF. Esta situación permitiría diseñar en un futuro estudios encaminados a evaluar nuevas estrategias terapéuticas para las enfermedades que afectan a la 1ª AMTF. De esta forma, pacientes con dolencias en esta articulación podrían beneficiarse del conocimiento obtenido a partir de este estudio y del conocimiento que se derive de futuros estudios que puedan realizarse como consecuencia de los resultados que se obtengan en este estudio.

PROCEDIMIENTOS DEL ESTUDIO

En caso de aceptar participar en el estudio se le realizarán algunas preguntas sobre usted, sus hábitos y sus antecedentes médicos y podológicos. Se procederá a realizarle una exploración ortopédica del pie y miembro inferior quedando registrados los datos clínicos que se deriven de las maniobras y mediciones clínicas realizadas en dicha exploración. Así mismo se le realizaran

mediciones clínicas del rango de FD y de la rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF en bipedestación (de pie). Estas mediciones se repetirán en todos los casos colocando al sujeto en el borde interno del talón una CSR y dos CSR.

RIESGOS ASOCIADOS CON EL ESTUDIO

Las mediciones y valoraciones clínicas se realizan a los sujetos en una única sesión. Ninguno de estos procedimientos requiere el empleo de métodos invasivos. No se han descrito efectos adversos ni secundarios derivados de la colocación temporal de CSR ni de la realización de maniobras clínicas para la evaluación ortopédica del pie. No obstante, puede haber riesgos impredecibles que desconocemos. En caso de que aparezcan problemas o efectos adversos derivados de la intervención realizada en este estudio serán atendidos en los términos que se les ha ofrecido

ACLARACIONES

1. Su decisión de participar en el estudio es completamente voluntaria.
2. No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación.
3. Si decide participar en el estudio puede retirarse en el momento que lo desee, aun cuando el investigador responsable no se lo solicite, informando las razones de su decisión, la cual será respetada en su integridad.
4. No tendrá que hacer gasto alguno durante el estudio.
5. No recibirá pago por su participación.
6. En el transcurso del estudio usted podrá solicitar información actualizada sobre el mismo, al investigador responsable.
7. La información obtenida en este estudio, utilizada para la identificación de cada sujeto, será mantenida con estricta confidencialidad por el grupo de investigadores con arreglo a la Ley Orgánica de Protección de Datos (LOPD 15/1999, de 13 de diciembre).
8. Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado anexa a este documento.
9. La utilización de los datos que estos estudios aporten tiene como fin exclusivo la investigación de los cambios en la FD y la rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF con la colocación de CSR. Los resultados se comunicarán en los medios habituales de difusión científica, incluyendo presentaciones orales o en formato póster en Congresos,

Jornadas u otras reuniones de interés científico; publicaciones técnicas y otros medios de divulgación profesional, salvaguardando siempre la intimidad del sujeto y sus procesos patológicos conocidos.

10. Los datos de los sujetos recogidos en el presente estudio serán manejados por un equipo de investigadores cuyo investigador principal es el Prof. Dr Estos datos están sometidos a la legislación reguladora por Ley Orgánica de Protección de Datos (LOPD) 15/1999, de 13 de diciembre y a ley 41/2002, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica.

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en participar en este estudio de investigación. Recibiré una copia firmada y fechada de esta forma de consentimiento.

Firma del participante.

Fecha:

Esta parte debe ser completada por el Investigador (o su representante):

He explicado al Sr(a). _____ la naturaleza y los propósitos de la investigación; le he explicado acerca de los riesgos y beneficios que implica su participación. He contestado a las preguntas en la medida de lo posible y he preguntado si tiene alguna duda. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar investigación con seres humanos y me apego a ella. Una vez concluida la sesión de preguntas y respuestas, se procedió a firmar el presente documento.

Firma del investigador.

Fecha:

CARTA DE REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Título del estudio: Cambios en el rango de flexión dorsal (FD) y en la rigidez al movimiento de FD de la 1ª AMTF con la colocación de cuñas supinadoras de retropié (CSR).

Investigador principal:

Sede donde se realizará el estudio: Clínica Universitaria de Podología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid.

Nombre del paciente: _____

DNI: _____

Por este conducto deseo informar mi decisión de retirarme de este protocolo de investigación por las siguientes razones:

Firma del participante:

Fecha

ANEXO 2. HOJA DE RECOGIDA DE DATOS.

HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

Nº DE FILIACIÓN:

NOMBRE Y APELLIDOS:

GENERO:

EDAD:

PESO:

TALLA:

IMC:

1. HRIA DE FRACTURAS EN PIE, TOBILLO O MIEMBRO INFERIOR:
2. HRIA DE CIRUGIAS DE PIE O TOBILLO:
3. HRIA DE ENFERMEDADES SISTÉMICAS:
4. ¿PRESENTA DOLOR EN PIE O EN TOBILLO EN MOMENTO ACTUAL?:
5. ¿ESTA UTILIZANDO TRATAMIENTO ORTOPÉDICO ACTUALMETNE DE FORMA REGULAR?:

VALORACION ORTOPÉDICA

HAV:

G VL / G VR:

ASIMETRÍA PLIEGUES:

	Pie derecho	Pie izquierdo
FD de tobillo rodilla extendida		
PRCC		
1/3 distal de la pierna		
Ángulo de pronación		
Eje de rotación de la ASA		
TRS		
Navicular drop		
Movilidad de R1 (proporción)		
Movilidad de R1 (mm.)		
HLF		
Pinch callus		
FD 1ª AMTF sedestación		
FD 1ª AMTF bipedestación		
FD 1ª AMTF bipedestación 1 CSR		
Cambio de FD 1ª AMTF bipedestación 1 CSR		
FD 1ª AMTF bipedestación 2 CSR		
Cambio de FD 1ª AMTF bipedestación 2 CSR		
Rigidez a la FD 1ª AMTF bipedestación		
Rigidez a la FD 1ª AMTF bipedestación 1 CSR		
Cambio de rigidez a la FD 1ª AMTF bipedestación 1 CSR		
Rigidez a la FD 1ª AMTF bipedestación 2 CSR		
Cambio de rigidez a la FD 1ª AMTF bipedestación 2 CSR		

