

Componentes principales aplicados al estudio de la dinámica del pie supinado y normal durante la marcha

E. Sanchis Sales^{1,2}, J.L. Sancho Bru¹, P.J. Rodríguez Cervantes¹, A. Roda Sales¹, J. Pascual Huerta³

¹Dpto. de Ingeniería Mecánica y Construcción. Universitat Jaume I. ²Dpto. de Podología. Universitat de València. ensansa@uv.es. ³Clínica del Pie el Cano, Barakaldo

Las variaciones en el índice postural del pie (pronados, supinados) suelen asociarse con una incorrecta función del miembro inferior que lo predispone a lesiones. El análisis riguroso de la dinámica del pie es complejo, pues han de manejarse simultáneamente las evoluciones temporales de ángulos y momentos durante la marcha en sus diferentes articulaciones, y en los tres planos de movimiento. Por ello, los análisis comparativos que pueden encontrarse en la literatura se han acometido sobre determinados parámetros específicos de la marcha, y no de forma sistemática. Aunque la marcha es una actividad compleja, diferentes trabajos han puesto de manifiesto la coordinación cinemática existente entre cadera, rodilla y tobillo mediante el uso del análisis de componentes principales (ACP). Sin embargo, la coordinación de ángulos y momentos en las articulaciones del pie durante la marcha ha sido poco explorada hasta ahora. En este trabajo se propone el análisis sistemático de las diferencias en la dinámica de pies supinados frente a pies normales, por aplicación de la reducción dimensional mediante el uso del ACP. Para ello se registró la dinámica del tobillo y de las articulaciones mediotarsiana y metatarsofalángica de 30 sujetos con pies normales y de 20 con pies supinados, mientras caminaban descalzos a lo largo de un pasillo de 7 m. La aplicación de ACPs (valores propios > 1, rotación varimax) sobre los sujetos con pies normales permitió identificar 3 componentes principales (CPs) explicando el 68% de la varianza de los ángulos articulares, y 3 CPs explicando el 87% de la varianza de los momentos, reduciendo las 18 variables temporales originales (9 ángulos y 9 momentos) a 6 factores. Las evoluciones temporales de estos factores permitieron identificar un conjunto de parámetros que se proponen para el análisis sistemático de la dinámica del pie durante la marcha. En el trabajo se presenta cuáles de esos parámetros se ven afectados por el índice postural del pie (mediante ANOVAs), así como las diferencias en la coordinación entre pies normales y supinados (comparando componentes principales de ambos grupos de sujetos), y se discuten sus posibles repercusiones clínicas.

1. Introducción

En los últimos años ha habido un creciente interés en el estudio de la biomecánica de las articulaciones del pie [1], [2], en cuanto que el estudio de la cinética ha demostrado ser una importante herramienta para la identificación, evaluación y tratamiento de trastornos de los pies [2], [3]. En este sentido, es habitual asociar el grado de pronación/supinación del pie con una incorrecta función del miembro inferior que lo predispone a lesionarse [4], lo que hace interesante el análisis comparativo de la cinética del pie en función del grado de pronación/supinación. Existen diferentes métodos para valorar el grado de pronación/supinación, siendo el índice postural del pie (IPP) propuesto por Redmon et al [5] el que parece tener mejor fiabilidad [6].

Varios trabajos en la literatura han estudiado la cinética del tobillo bajo diferentes patologías (por ejemplo, [7]–[9]) mediante el uso de modelos del miembro inferior con el pie considerado como un segmento rígido. Pero son muy pocos los trabajos que reportan datos cinéticos de otras articulaciones del pie (por ejemplo, [10]–[12]), ya que esto requiere el uso de un modelo del pie con varios segmentos. En lo que se refiere a análisis comparativos de poblaciones con diferente IPP, los estudios existentes sólo analizan ángulos articulares, y no los momentos. Así, Barton et al. [13] observaron una débil relación entre el IPP y parámetros cinemáticos asociados estadísticamente con el desarrollo del síndrome de dolor patelofemoral, y Paterson et al. [14] débiles correlaciones con la cinemática del antepié y mediopié. Buldt et al. [15] constataron que el IPP tiene un efecto significativo sobre el movimiento del pie durante la marcha, reportando diferencias significativas en los planos frontal y transversal.

El análisis riguroso de la dinámica del pie es complejo dado que se deben manejar simultáneamente las evoluciones temporales de ángulos y momentos durante la marcha en sus diferentes articulaciones, y en los tres planos de movimiento. Todo ello hace que los análisis comparativos de la literatura se realicen sobre parámetros específicos de la marcha (ángulo de pico o momento, ángulo de contacto, etc.), y no de forma sistemática.

Aunque la marcha es una actividad compleja, diferentes trabajos han puesto de manifiesto la coordinación cinemática existente entre cadera, rodilla y tobillo mediante el uso del análisis de componentes principales (ACP) [16]. Nuevamente, esta coordinación ha sido estudiada a partir de datos experimentales obtenidos mediante el uso de modelos del miembro inferior con el pie considerado como segmento rígido. La coordinación de ángulos y momentos en las articulaciones del pie durante la marcha ha sido poco explorada hasta ahora.

En este trabajo se propone un análisis sistemático de las diferencias en la dinámica de las articulaciones del tobillo, mediotarsiana (MT) y metatarsfalángica (MF) de pies supinados frente a pies normales, posibilitado por la reducción de la complejidad del problema dinámico mediante el uso del ACP.

2. Material y método

2.1. Descripción del Experimento

En el experimento, aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Jaume I, participaron 30 sujetos adultos varones con IPP [5] normal ($IPP +2 \pm 1,48$, edad $27,1 \pm 3,8$ años, peso $78,2 \pm 13,9$ kg, altura $178 \pm 5,9$ cm) y 20 con IPP supinado ($IPP -8 \pm 1,85$, edad $29 \pm 9,1$ años, peso $79 \pm 8,5$ kg, altura $181 \pm 8,8$ cm). Ninguno de los participantes sufría lesiones o patologías de las extremidades inferiores, y todos fueron debidamente informados y dieron su consentimiento por escrito para participar en el experimento. Además, la edad de los sujetos fue intencionadamente controlada para evitar alteraciones cinemáticas debido a la degeneración de las articulaciones por envejecimiento.

Se pidió a cada sujeto que caminara descalzo a velocidad confortable a lo largo de un pasillo de 7 m, en el centro del cual se encontraba la plataforma de presiones sobre la que debían pisar con el pie derecho. Antes de proceder a la recogida de datos, los sujetos caminaron diferentes veces por el pasillo para familiarizarse y conseguir una marcha lo más natural posible. Se les indicó que debían mirar hacia adelante mientras caminaban, con el fin de evitar alteraciones en la marcha debido a la presencia de la plataforma. Cada sujeto repitió la actividad tantas veces como fue necesario para conseguir cinco ensayos válidos, descartando aquellos en los que el sujeto no apoyaba el pie derecho sobre la plataforma de presión.

En cada uno de los ensayos se registró la cinemática del tobillo y de las articulaciones MT y MF utilizando una adaptación del modelo propuesto por Bruening [2]. El modelo original considera seis grados de libertad (GDL) en tobillo y articulación MT, pero sólo flexión y abducción en la MF, por lo que se añadió un marcador adicional en el lado medial de la articulación MF para considerar también seis GDL en dicha articulación (Figura 1). Así, se rastrearon un total de 20 marcadores reflectantes mediante un sistema de análisis de movimiento formado por 8 cámaras infrarrojas (Vicon® Motion Systems Ltd., Oxford, Reino Unido), a 100 Hz. Las coordenadas 3D de los marcadores en cada instante se utilizaron para obtener la posición y orientación de cada segmento [17]. Por último, para cada instante se calcularon los ángulos articulares (tomando como referencia la postura del sujeto en bipedestación cómoda) usando la secuencia de rotación de ángulos de Cardan entre los segmentos distal y proximal [18]: 1 - flexión dorsal / plantar (FD / FP), 2 - abducción / aducción (AB / AD), 3 - inversión / eversión (IN / EV). Se consideraron positivas la FD, la AB y la IN. Todos los datos cinemáticos fueron filtrados con un filtro paso bajo de 4º orden de Butterworth, con frecuencia de corte de 10 Hz.

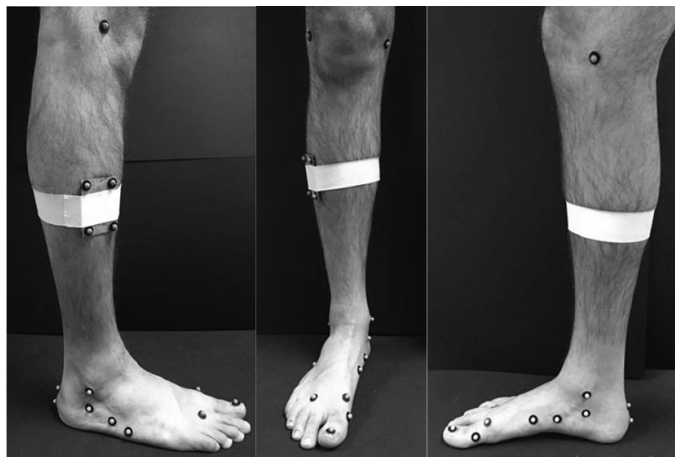


Figura 1: Marcadores utilizados en el experimento para registrar la cinemática de las articulaciones del pie.

Los momentos articulares en tobillo y articulaciones MT y MF se obtuvieron utilizando la distribución de presiones de contacto sobre la plataforma en cada instante, junto con la ubicación de los centros articulares obtenidos a partir

del modelo Bruening. La presión de contacto se registró con una plataforma de presiones Podoprint (Namrol Grupo, Barcelona, España) de 0,40 m x 0,40 m, a 100 Hz, sincronizada con el sistema de cámaras infrarrojas. Los datos de presión fueron segmentados mediante la comparación de las coordenadas de las celdas de contacto con la ubicación anteroposterior de los centros articulares de tobillo, MT y MF. En cada segmento se calculó la fuerza total de reacción normal con el suelo, junto con el centro de presión (CDP) correspondiente. Los momentos articulares 3D se calcularon como el producto vectorial de las fuerzas de reacción en los segmentos distales, y las distancias 3D entre los CDPs y los centros articulares, despreciando así el efecto del peso del pie, así como el efecto de su velocidad angular y de las aceleraciones lineales y angulares [19]–[21]. Los momentos articulares se expresaron en el sistema de referencia local del segmento proximal. Todos los datos de momentos articulares fueron filtrados con un filtro paso bajo de 4º orden de Butterworth, con frecuencia de corte 50 Hz, y sus valores se normalizaron con respecto del peso corporal, conforme a trabajos anteriores [19]–[21].

2.2. Análisis de datos

Para analizar la dinámica de las articulaciones del pie durante la marcha para cada sujeto, los ángulos y momentos articulares registrados se presentaron como una función del tiempo, expresada como el porcentaje de la fase de apoyo durante el ciclo de marcha (0-100).

En primer lugar se procedió a la reducción dimensional de los ángulos registrados en las articulaciones de tobillo, MT y MF durante la fase de apoyo del pie para los 30 sujetos de la muestra de IPP normal. Para ello, se realizó un ACP (autovalor >1 , rotación varimax, cálculo de factores normalizados) de los 9 ángulos medidos en los 150 registros (5 ensayos x 30 sujetos). De esta manera, se identificaron las nuevas variables reducidas correspondientes a las componentes principales (factores) encontradas. A continuación, para cada sujeto (con IPP normal y supinados), se calculó el valor de las nuevas variables en cada instante de tiempo de la fase de apoyo a partir de las puntuaciones de los factores. Este mismo proceso de reprodujo para la reducción dimensional de los pares articulares registrados en las articulaciones del pie.

En segundo lugar, se representaron las evoluciones temporales de las nuevas variables reducidas a lo largo de la fase de apoyo del pie, y se identificó sobre dichas curvas el conjunto de parámetros (valores inicial y final, y extremos relativos) que permiten describirlas, y que se proponen para el análisis sistemático de la dinámica del pie durante la marcha. A continuación se calcularon los valores de estos parámetros característicos para cada sujeto en cada uno de los cinco ensayos. Se utilizó el método de la desviación absoluta de la mediana (DAM) para detectar valores atípicos [22], [23], con valor de corte 5, de modo que cuando la diferencia absoluta entre uno de los ensayos y la mediana de todos los ensayos era más grande de cinco veces el DAM de todos los ensayos, el valor se consideró atípico y fue sustituido por el valor medio del resto de ensayos.

En tercer lugar, se llevaron a cabo una serie de ANOVAs sobre estos parámetros característicos como variables dependientes, y con factor el tipo de pie, normal o supinado, para identificar cuáles de estos parámetros característicos se ven afectados por el índice postural del pie.

Finalmente, se realizó un nuevo ACP (autovalor >1 , rotación varimax, cálculo de factores normalizados) de los 9 ángulos medidos, pero en este caso de los 20 sujetos de la muestra de IPP supinado (100 registros). Para analizar las diferencias en los patrones de coordinación durante la marcha entre pies normales y supinados se compararon las componentes obtenidas en ambas muestras, y las varianzas explicadas. Para la comparación de las componentes se calculó el ángulo de desviación entre los vectores que las definen.

3. Resultados

En la Tabla 1 se muestran los resultados de los ACPs realizados sobre los ángulos y momentos articulares en la muestra de sujetos con pies normales. Tres componentes principales consiguen explicar el 68% de la varianza de los ángulos articulares, con porcentajes del mismo orden de magnitud cada componente. La primera componente corresponde a un movimiento coordinado de AD e IN del tobillo y de la articulación MT, acompañado de FD de la articulación MF. La segunda componente supone mayormente una coordinación de la FD del tobillo, con ligera EV del tobillo y AB de la articulación MT, y AD y PF de la articulación MF. Finalmente, la tercera componente corresponde a la FP de la articulación MT con cierta AD, coordinado con la IN y AB de la articulación MF.

En el caso de los momentos articulares, nuevamente se identifican tres componentes principales que explican en este caso mayor varianza, el 87%, explicando la primera componente aproximadamente el doble de varianza que el resto de componentes. La primera componente se corresponde con un momento de FP en todas las articulaciones, acompañado de momento de EV y AB de la articulación MF. La segunda componente supone la coordinación en los momentos de IN en tobillo y articulación MT. Y por último, la tercera componente corresponde con momento AB en tobillo y articulación MT.

Tabla 1: Matrices de componentes principales rotadas de los ángulos y momentos articulares en la muestra de sujetos con pies normales, y varianza explicada por cada componente. Para una mejor interpretación, se han coloreado con diferente tonalidad las correlaciones mayores de 0,3 (débiles) y 0,5 (fuertes).

Articulación	Dirección	Matriz de componentes de ángulos articulares			Matriz de componentes de momentos articulares		
		CP1n	CP2n	CP3n	CP1n	CP2n	CP3n
Tobillo	AB	-0,817	0,028	0,167	0,102	0,143	0,927
	IN	0,802	-0,344	0,033	-0,234	0,914	-0,150
	FD	-0,095	0,873	0,034	0,901	-0,287	0,044
MT	AB	-0,645	0,460	-0,427	-0,386	-0,376	0,728
	IN	0,611	0,202	0,229	0,140	0,932	0,098
	FD	-0,017	0,277	-0,734	0,936	-0,237	0,024
MF	AB	0,073	-0,583	0,590	0,752	0,285	-0,026
	IN	0,098	0,187	0,701	-0,909	0,066	0,152
	FD	0,661	-0,523	0,269	0,913	0,306	-0,100
Varianza explicada %		28,45	20,64	19,05	46,06	24,25	16,19

En la Figura 2 se muestran las evoluciones temporales de los valores medios de las tres variables identificadas (puntuaciones de los factores normalizados) para la muestra de sujetos con IPP normal, a lo largo de la fase de apoyo del pie, para los ángulos y pares articulares. En la Tabla 2 se recoge el listado de parámetros identificados sobre las curvas, utilizados como descriptores de la dinámica de las articulaciones del pie.

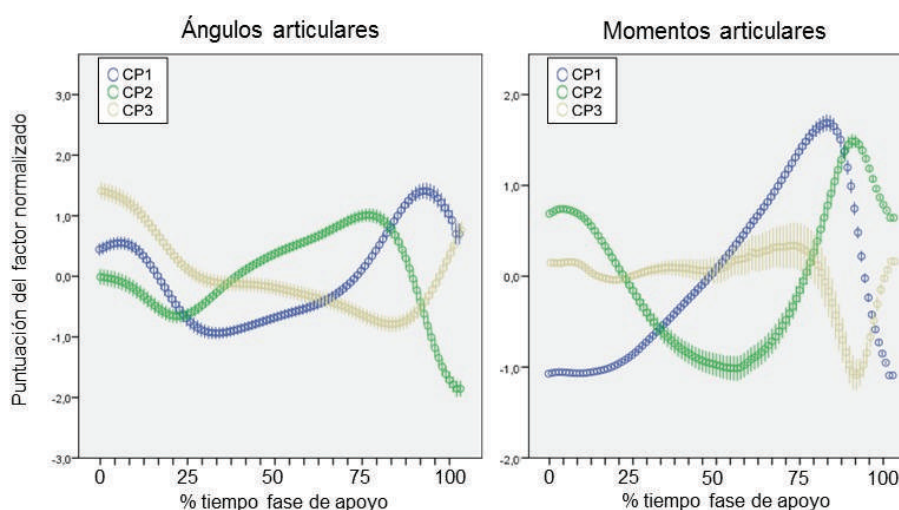


Figura 2: Evolución de las variables reducidas a lo largo de la fase de apoyo del pie para los ángulos articulares (izquierda) y para los momentos articulares (derecha), con CPi = componente principal i. Se muestran los valores medios y el intervalo de confianza (95%) de la muestra de pies con IPP normal.

Tabla 2: Listado de parámetros descriptivos localizados. Para cada extremo, se considera tanto el valor máximo de la puntuación del factor, como el instante en que se produce.

Ángulos articulares	
Componente 1	Valor inicial, valor final, máx1 (0-25), mín (25-50), máx2 (75-100)
Componente 2	Valor inicial, valor final, mín (0-50), max (50-100)
Componente 3	Valor inicial, valor final, mín (50-100)
Momentos articulares	
Componente 1	Máx (50-100)
Componente 2	Máx (50-100), mín (20-80)
Componente 3	Máx (50-100), mín (50-100)

En la Tabla 3 se presentan los resultados de los ANOVAs realizados sobre estos parámetros característicos como variables dependientes, y con factor el tipo de pie, normal o supinado. Se han sombreado aquellos parámetros con nivel de significación menor de 0.05, para los cuales se observa una potencia superior al 85% en todos los casos, y un tamaño de efecto detectado grande (eta parcial al cuadrado superior a 0.14, según [24]). Se aprecian diferencias significativas entre pies normales y supinados en parámetros correspondientes en la mayor parte de los parámetros de las tres componentes de los ángulos articulares, con mayores tamaño de efecto en las dos primeras componentes (Figura 3). En la Figura 3 se aprecia que la curva del primer factor en pies supinados presenta un

patrón muy similar a la de los pies normales, pero con cierto offset negativo y un retardo en llegar al mínimo. No se ha detectado ninguna diferencia significativa para ninguno de los parámetros correspondientes a componentes de los momentos articulares.

Tabla 3: Resultados de los ANOVAs para analizar qué parámetros característicos se ven afectados por el IPP.

		Variable dependiente	Tipo III de suma de cuadrados	GDL	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Potencia observada
Ángulos articulares	Componente 1	Valor inicial	19,061	1	79,399	0,000	0,623	1,000
		Valor final	98,429	1	112,288	0,000	0,701	1,000
		Valor (máx1)	16,849	1	70,800	0,000	0,596	1,000
		Instante (máx1)	2197,813	1	44,326	0,000	0,480	1,000
		Valor (máx2)	0,450	1	1,290	0,262	0,026	0,200
		Instante (máx2)	1771,470	1	128,048	0,000	0,727	1,000
		Valor (mín)	17,035	1	45,958	0,000	0,489	1,000
		Instante(mín)	34090,680	1	90,194	0,000	0,653	1,000
	Componente 2	Valor inicial	0,436	1	0,728	0,398	0,015	0,133
		Valor final	56,996	1	89,222	0,000	0,650	1,000
		Valor (máx)	0,022	1	0,043	0,837	0,001	0,055
		Instante (máx)	1966,080	1	11,228	0,002	0,190	0,907
Valor (mín)		0,009	1	0,022	0,883	0,000	0,052	
Instante(mín)		2575,470	1	66,821	0,000	0,582	1,000	
Componente 3	Valor inicial	19,249	1	44,347	0,000	0,480	1,000	
	Valor final	5,535	1	9,432	0,004	0,164	0,853	
	Valor (mín)	2,054	1	9,524	0,003	0,166	0,856	
	Instante (mín)	6375,630	1	12,392	0,001	0,205	0,932	
Momentos articulares	Componente 1	Valor (máx)	0,042	1	0,154	0,696	0,003	0,067
		Instante (máx)	5,880	1	2,817	0,100	0,055	0,376
	Componente 2	Valor (máx)	0,026	1	0,159	0,692	0,003	0,068
		Instante (máx)	2,253	1	0,593	0,445	0,012	0,117
		Valor (mín)	0,001	1	0,003	0,956	0,000	0,050
		Instante (mín)	116,563	1	1,150	0,289	0,023	0,183
	Componente 3	Valor (mín)	0,085	1	0,107	0,745	0,002	0,062
		Instante (mín)	288,120	1	0,431	0,515	0,009	0,099
		Valor (máx)	0,006	1	0,006	0,939	0,000	0,051
		Instante (máx)	147,000	1	0,186	0,668	0,004	0,071

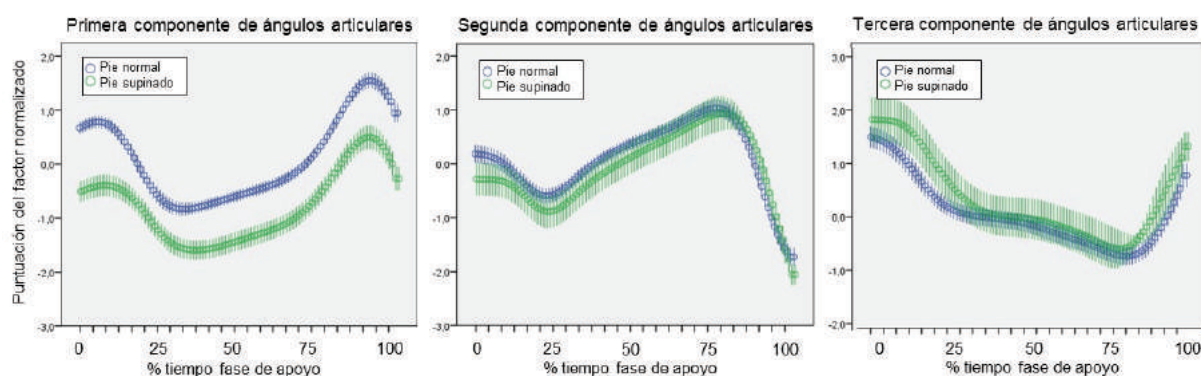


Figura 3: Evolución de las variables reducidas a lo largo de la fase de apoyo del pie correspondientes a las componentes para ángulos articulares en pies normales y supinados. Se muestran los valores medios y el intervalo de confianza (95%) de ambas muestras.

Los resultados de los ACPs realizados sobre los ángulos y momentos articulares, respectivamente, en la muestra de sujetos con pies supinados, se muestran en la Tabla 4. Tres componentes principales explican el 73% de la varianza de los ángulos articulares, con porcentajes de explicación decrecientes. Las componentes presentan similitud con las obtenidas para los pies normales, pero con las dos primeras intercambiadas. La mayor diferencia radica en que la componente 1 en supinados incorpora FD de la articulación MT, y la componente 3 no presenta FP de dicha articulación.

En cuanto a los momentos articulares, tres componentes principales, muy similares a las obtenidas para los pies normales, vuelven a explicar el 87% de la varianza, con distribución también similar a la obtenida en pies normales.

Tabla 4: Matrices de componentes principales rotadas de los ángulos y momentos articulares en la muestra de sujetos con pies supinados, y varianza explicada por cada componente. Para una mejor interpretación, se han coloreado con diferente tonalidad las correlaciones mayores de 0,3 (débiles) y 0,5 (fuertes).

Articulación	Dirección	Matriz de componentes de ángulos articulares			Matriz de componentes de momentos articulares		
		CP1s	CP2s	CP3s	CP1s	CP2s	CP3s
Tobillo	AB	0,015	-0,858	-0,026	0,042	0,301	0,852
	IN	-0,223	0,867	-0,031	-0,071	0,905	-0,003
	FD	0,767	-0,124	0,140	0,927	-0,240	0,093
MT	AB	0,691	-0,576	-0,058	0,051	-0,252	0,895
	IN	0,047	0,691	0,000	0,100	0,934	0,035
MF	FD	0,889	0,147	0,140	0,952	-0,185	0,055
	AB	-0,748	0,004	0,456	0,755	0,374	0,325
	IN	-0,088	0,056	-0,888	-0,910	-0,050	0,014
	FD	-0,603	0,357	0,470	0,885	0,360	-0,114
Varianza explicada %		31,562	27,384	14,025	44,057	24,551	18,443

Finalmente, en la Tabla 5 se muestran los ángulos entre componentes similares (componentes 1, 2 y 3 de pies normales con componentes 2, 1 y 3 de pies supinados). Los menores ángulos corresponden a las componentes de los momentos articulares, y el mayor ángulo de desviación a la tercera componente de los ángulos articulares.

Tabla 5: Ángulos entre componentes similares de pies normales y pies supinados

	Ángulos (°) entre componentes análogas pies normales / pies supinados		
Ángulos articulares	13,7° (CP1n/CP2s)	26,5° (CP2n/CP1s)	78,0° (CP3n/CP3s)
Momentos articulares	13,4° (CP1n/CP1s)	10,2° (CP2n/CP2s)	20,6° (CP3n/CP3s)

4. Discusión

Los ACPs realizados sobre la muestra de pies normales han permitido comprobar la existencia de sinergias tanto cinemáticas como dinámicas en las articulaciones del pie durante la marcha, de forma que las 18 variables temporales originales (9 ángulos y 9 momentos) se han podido reducir a 6 factores, correspondientes a las componentes principales. La primera de las sinergias en pies normales contiene la conocida relación entre la AD e IN en tobillo y articulación MT (*supinación*), que aparece además coordinada con la FD de la articulación MF. La segunda sinergia introduce la FD del tobillo (ligada con EV), acompañada de AB de la articulación MT, además del movimiento coordinado de FP y AD de la articulación MF. Y la tercera sinergia introduce la FP de la articulación MT (con cierta AD) ligada a la AB e IN de la articulación MF. De los porcentajes de varianza explicados se deduce que las tres sinergias cinemáticas tienen una importancia similar para el desarrollo de la marcha. Esto es coherente con que la marcha sea un movimiento que se da predominantemente en el plano sagital, y que cada componente contiene la flexión de una articulación, quedando definidos los movimientos en el resto de planos a partir de los valores de las flexiones. En cuanto a los momentos articulares, la situación es inversa, pues la primera sinergia se corresponde con la coordinación de los momentos de FP en todas las articulaciones. Las otras dos sinergias muestran la coordinación en momentos en los otros planos anatómicos entre tobillo y articulación MT. En este caso, la primera de las sinergias tiene una importancia mucho mayor que el resto, consistente con que los pares de flexión sean los predominantes durante la marcha.

La reducción dimensional ha permitido realizar un análisis sistemático de las diferencias entre la dinámica de las articulaciones del pie normal y del supinado, mediante 28 parámetros descriptivos. Los ANOVAs han permitido detectar diferencias significativas (y con alto tamaño de efecto) en las tres componentes de los ángulos articulares, con mayor tamaño de efecto en la primera, correspondiente al movimiento coordinado de supinación. Un análisis más detallado ha permitido ver que esas diferencias se deben básicamente a un offset, siendo los rangos en ambos tipos de pie similares. Este offset puede deberse (al menos en parte) a las diferentes posturas de referencia adoptadas en ambas muestras estudiadas. Los ángulos registrados a los sujetos con pies supinados consideran una referencia con mayor supinación que la medida en pies normales, por lo que es normal que sus valores de supinación (IN y AD) sean menores. Por tanto, las diferencias encontradas en la primera componente no son en realidad tan importantes como las reales. Lo que sí se aprecia claramente es un retraso en el caso de los supinados para alcanzar el valor mínimo (tanto en la componente 1 como en la 2), en cuanto que debido a su IPP supinado requieren mayor tiempo de pronación para apoyar completamente el pie durante la marcha. Estos resultados son coherentes con los pocos datos que encontramos en literatura. Así, en el estudio entre pies planos y supinados de

Powel et al. [25] se reportó este mayor tiempo para alcanzar el pico de eversión en la articulación MT para los pies supinados. Asimismo, los mayores valores de EV y AB están de acuerdo con los resultados de Buldt et al. [15]. En dicho trabajo también se reportaron rangos de AB-AD significativamente mayores en pies normales que en supinados, pero no de IN-EV, coherente con que en este trabajo se haya identificado significación con menor tamaño de efecto para el rango de la componente 1 (en ANOVA adicional no mostrado por brevedad). Finalmente, las diferencias encontradas en la componente 2 de los ángulos articulares no fueron detectadas por Buldt et al. [15], quienes no encontraron diferencias significativas en el plano sagital. Sin embargo, Powell et al. [26] sí encontraron diferencias en la rigidez dinámica del tobillo de pies supinados frente a pies planos, si bien en carrera.

En cuanto a los patrones de coordinación (sinergias) en ambos tipos de pie, la comparación de las componentes principales ha permitido visualizar que son muy similares en lo que respecta a los pares articulares que deben soportar las articulaciones durante la marcha, pero que sí existe alguna diferencia en la cinemática. En particular, las componentes originales 2 y 3 se ven modificadas en cuanto que la componente 2 incorpora la FD de la articulación MT, a costa de que la componente 3 no presenta FP de dicha articulación. De esta manera, al encontrarse una coordinación en las flexiones de las articulaciones de tobillo y MT, la tercera componente pierde importancia, y la gana la componente 2 original, por lo que la importancia relativa de las componentes en pies supinados se ve modificada, intercambiándose las componentes 1 y 2. Así pues, el grado de independencia utilizado en las flexiones en pies supinados es menor que en los normales.

En un trabajo reciente [27] se ha reportado un menor rango de movilidad en el plano sagital en pies supinados que en normales. Dado que en este trabajo no se han constatado diferencias en la movilidad utilizada en dicho plano, esto supone que los pies supinados utilizan valores de FD-FP más cercanos a sus límites, predisponiéndolos a padecer lesiones al forzar los ligamentos a absorber el impacto durante la marcha.

Los resultados de este trabajo no han permitido identificar diferencias significativas en los pares articulares de pies supinados con respecto de pies normales. Sin embargo, hay que tener presente que el tobillo es una articulación compleja, combinación de las articulaciones talocrural y subastragalina, y que el modelo de Bruening considera el centroide del astrágalo como centro articular del complejo, a medio camino entre ambas articulaciones reales. Es de esperar que la aplicación del peso más lateralmente en pies supinados, aun no habiendo generado diferencias significativas en los pares en el plano transversal en el tobillo, las genere sobre las articulaciones talocrural y subastragalina, que predispondrían al pie supinado a la aparición de esguinces, o lesiones en los tendones peroneos.

En trabajos futuros se deberían estudiar las correlaciones entre los parámetros en que se han observado diferencias significativas con la aparición de lesiones o desarrollo de diferentes patologías. Información más detallada de los momentos a nivel articular podría facilitar la interpretación clínica de dichas relaciones.

Este trabajo tiene algunas limitaciones que conviene señalar. La primera y más evidente es la del número de articulaciones considerado por el modelo y la postura de referencia considerada. Por otra parte, los momentos articulares reportados no tienen en consideración las fuerzas de fricción en el contacto, si bien la comparación de los momentos en el tobillo con los de estudios previos [28] sugiere que la no consideración de las fuerzas de fricción no afecta de forma significativa a los pares articulares. Por otra parte, los resultados están restringidos a la actividad de marcha, y las diferencias entre pies normales y supinados podrían ser diferentes en otras actividades.

5. Referencias

- [1] A. Leardini, M.G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Natio, S. Giannini. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait, *Gait Posture*, 25, (2007), 453–462.
- [2] D.A. Bruening, K.M. Cooney, F.L. Buczek. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity, *Gait Posture*, 35, (2012), 529–534.
- [3] P.C. Dixon, H. Böhm, L. Döderlein. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach, *J. Biomech.*, 45, (2012), 1011–1016.
- [4] S.V. Telegbal. Static Foot Posture-Predictor of Dynamic Foot Motion, *J. Nov. Physiother.*, 5, (2015), 272.
- [5] A.C. Redmond, J. Crosbie, R.A. Ouvrier. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index, *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 21, (2006), 89–98.
- [6] A.M. Evans, A.W. Copper, R.W. Scharfbillig, S.D. Scutter, M.T. Williams. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position, *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 93, (2003), 203–213.
- [7] R.M. Queen, J.C. De Biassio, R.J. Butler, J.K. DeOrion, M.E. Easley, J.A. Nunley. J. Leonard Goldner Award 2011: changes in pain, function, and gait mechanics two years following total ankle arthroplasty performed with two modern fixed-bearing prostheses, *Foot ankle Int.*, 33, (2012), 535–542.

- [8] S. Singer, S. Klejman, E. Pinsker, J. Houck, T. Daniels. Ankle arthroplasty and ankle arthrodesis: gait analysis compared with normal controls, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 95, (2013), e191(1–10).
- [9] R.M. Queen, T.L. Sparling, R.J. Butler, S.B. Adams, J.K. DeOrto, M.E. Easley, J.A. Nunley. Patient-Reported Outcomes, Function, and Gait Mechanics After Fixed and Mobile-Bearing Total Ankle Replacement, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 96, (2014), 987–993.
- [10] D.A. Bruening, K.M. Cooney, F.L. Buczek. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications, *Gait Posture*, 35, (2012), 535–540.
- [11] B.A. MacWilliams, M. Cowley, D.E. Nicholson. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait, *Gait Posture*, 17, (2003), 214–224.
- [12] H. Rouhani, J. Favre, X. Crevoisier, K. Aminian. A wearable system for multi-segment foot kinetics measurement, *J. Biomech.*, 47, (2014), 1704–1711.
- [13] C.J. Barton, P. Levinger, K.M. Crossley, K.E. Webster, H.B. Menz. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome, *J. Foot Ankle Res.*, 4, (2011), 10(1-7).
- [14] K.L. Paterson, R.A. Clark, A. Mullins, A.L. Bryant, B.F. Mentiplay. Predicting Dynamic Foot Function From Static Foot Posture: Comparison Between Visual Assessment, Motion Analysis, and a Commercially Available Depth Camera, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 45, (2015), 789–798.
- [15] A.K. Buldt, P. Levinger, G.S. Murley, H.B. Menz, C.J. Nester, K.B. Landorf. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet, *Gait Posture*, 42, (2015), 42–48.
- [16] A. Daffertshofer, C.J.C. Lamoth, O.G. Meijer, P.J. Beek, T.P. Andriacchi, et al. PCA in studying coordination and variability: a tutorial, *Clin. Biomech.*, 19, (2004), 415–428.
- [17] I. Söderkvist, P.A. Wedin. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers, *J. Biomech.*, 26, (1993), 1473–1477.
- [18] E.S. Grood, W.J. Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee, *J. Biomech. Eng.*, 105, (1983), 136–144.
- [19] R.B. Davis, P.A. DeLuca. Gait characterization via dynamic joint stiffness, *Gait Posture*, 4, (1996), 224–231.
- [20] P. Crenna, C. Frigo. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment–angle loops during human walking: Gender and age effects, *Hum. Mov. Sci.*, 30, (2011), 1185–1198.
- [21] K. Shamaei, G.S. Sawicki, A.M. Dollar. Estimation of quasi-stiffness of the human hip in the stance phase of walking, *PLoS One*, 8, (2013), e81841.
- [22] P.J. Huber, E.M. Ronchetti. *Robust Statistics*, 2nd Edition. New Jersey: Wiley, (2009).
- [23] P.J. Rousseeuw, C. Croux. Alternatives to the Median Absolute Deviation, *J. Am. Stat. Assoc.*, 88, (1993), 1273–1283.
- [24] J. Cohen. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd edition. Hillsdale, NJ: Erlbaum, (1988).
- [25] D.W. Powell, B. Long, C.E. Milner, S. Zhang. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks, *Hum. Mov. Sci.*, 30, (2011), 105–114.
- [26] D.W. Powell, D.S.B. Williams, B. Windsor, R.J. Butler, S. Zhang. Ankle work and dynamic joint stiffness in high- compared to low-arched athletes during a barefoot running task, *Hum. Mov. Sci.*, 34, (2014), 147–156.
- [27] M. Justine, D. Ruzali, E. Hazidin, A. Said, S.A. Bukry, H. Manaf. Range of motion, muscle length, and balance performance in older adults with normal, pronated, and supinated feet, *J. Phys. Ther. Sci.*, 28, (2016), 916–922.
- [28] A.E. Hunt, R.M. Smith, M. Torode. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking, *Foot ankle Int. / Am. Orthop. Foot Ankle Soc. [and] Swiss Foot Ankle Soc.*, 22, (2001), 31–41.