

# Determinación paramétrica de los ejes de rotación de las articulaciones interfalángicas de los dedos

N. Jarque Bou, J.L. Sancho Bru, M. Vergara, A. Pérez González, A. Roda Sales, S. Mestre Vicent

Dpto. de Ingeniería Mecánica y Construcción. Universitat Jaume I. jarque@uji.es

---

*Los ejes de rotación de las articulaciones interfalángicas de los dedos son aproximadamente paralelos a los pliegues de flexión. Sin embargo, los modelos biomecánicos y ergonómicos existentes suelen considerar ejes de rotación paralelos entre sí y perpendiculares a los ejes longitudinales de las falanges. Recientemente se han utilizado técnicas de resonancia magnética para determinar su ubicación, pero su uso de forma extensiva supone riesgos, y no está disponible en todos los laboratorios. En este trabajo se estudia el uso de marcadores reflectantes sobre la piel para localizar los ejes de rotación de las articulaciones interfalángicas de los dedos, y se estudia su posible presentación paramétrica. Para ello, se localizaron los ejes de rotación de 30 sujetos con tamaños de mano representativos de la población española, mediante el seguimiento de 12 marcadores (3 de referencia y 9 de seguimiento) sobre cada dedo. En cada articulación se definieron los sistemas de coordenadas en los segmentos proximal y distal a partir de los marcadores de referencia. La localización de los ejes de rotación se describió mediante las coordenadas de la intersección del eje con el plano sagital ( $P_x$  y  $P_y$ ) y las inclinaciones con respecto de los planos frontal y transversal ( $\alpha_f$  y  $\alpha_t$ ) de cada dedo. Estos 4 parámetros se obtuvieron de comparar, mediante un método evolutivo de optimización, las matrices de transformación experimentales entre los segmentos proximal y distal, con las analíticas, en un registro dinámico de flexión/extensión. Los valores medios obtenidos para las inclinaciones con los planos frontal y transversal resultaron ser menores de 11 y 4 grados, respectivamente, con una dispersión (8 y 4 grados) que, aun siendo moderada, no permitió obtener datos con suficiente precisión para la mejora de los modelos biomecánicos existentes. Mediante análisis jerárquicos se comprobó que esta dispersión se debe en parte a la variabilidad anatómica entre sujetos. Los resultados en cuanto a localización fueron más fiables, habiendo identificado correlación de Pearson significativa de la profundidad a la que se encuentra el eje con el grosor de la articulación (43% a 52% del grosor), y correspondiendo el posicionamiento longitudinal con el de los marcadores utilizados.*

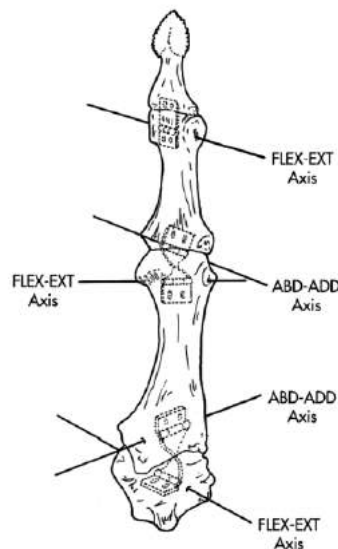
---

## 1. Introducción

La capacidad de agarre y manipulación con las manos es vital para el desarrollo de las actividades cotidianas del ser humano. Una parte fundamental de esta capacidad radica en la complejidad cinemática de la mano, con 25 grados de libertad predominantes [1]. Diferentes investigadores han desarrollado modelos biomecánicos de la mano humana para simular distintos aspectos relacionados con el agarre y manipulación [2]–[5]. Los modelos biomecánicos permiten analizar problemas que no pueden ser analizados directamente en las personas, o que tendrían un elevado coste experimental. En particular, la simulación biomecánica del agarre es interesante para el estudio de nuevas alternativas de restauración de patologías de la mano, clarificar la funcionalidad de diferentes elementos anatómicos, las causas y efectos de patologías, simular anomalías neuromusculares, planificar la rehabilitación, simular transferencias de tendones, entre otros. Por otra parte, los modelos de la mano en ergonomía se utilizan para estudiar la adaptabilidad del tamaño y forma de los objetos a la diferente antropometría de los potenciales usuarios que interaccionarán con ellos.

La bondad de las estimaciones obtenidas del uso de modelos biomecánicos y ergonómicos dependerá en gran medida de la adecuación del modelo cinemático considerado. Desde el punto de vista cinemático, se suele considerar la mano formada por cinco cadenas esqueléticas, correspondientes a cada uno de los dedos, todas ellas unidas al carpo o muñeca. En estas cadenas, los huesos están conectados entre ellos mediante las superficies articulares y por estructuras flexibles, principalmente la cápsula articular y los ligamentos. Estos elementos restringen el movimiento relativo entre los segmentos óseos. La acción combinada de las restricciones impuestas por la forma de las superficies articulares en contacto y por las restricciones incorporadas por las estructuras flexibles definen finalmente el comportamiento cinemático de cada articulación.

El movimiento de las articulaciones de la mano suele describirse en los campos clínico y biomecánico como una combinación de movimientos de flexión/extensión (F/E), y abducción/aducción (Ab/Ad). Las articulaciones interfalángicas son de tipo troclear, y permiten básicamente un grado de libertad predominante, correspondiente a la F/E, que es comúnmente modelado mediante un eje de rotación fijo. La articulación metacarpocarpiana del pulgar (articulación en silla de montar) y las articulaciones metacarpofalángicas (de tipo condilar) permiten movimientos de F/E y de Ab/Ad, siendo habitualmente modeladas mediante un modelo mecánico de junta universal, con dos ejes de rotación fijos y perpendiculares entre sí. Sin embargo, diferentes estudios [1] consideran más adecuada su representación mecánica utilizando dos ejes de rotación fijos, no perpendiculares entre sí y no intersectantes; un eje se mantiene fijo con respecto del hueso proximal, y el otro con respecto del hueso distal, de manera que la posición y orientación del segundo es función del ángulo girado alrededor del primero. Esto es equivalente a considerar dos articulaciones de revolución unidas mediante un eslabón rígido virtual (Figura 1).



**Figura 1:** Ejes de rotación del pulgar, según [1].

Algunos investigadores han estudiado diferentes aspectos relacionados con la cinemática de las articulaciones de la mano. Es interesante la propuesta al respecto de la cinemática del pulgar realizada en [6], según la cual la variabilidad anatómica entre sujetos puede acometerse considerando un número finito de modelos biomecánicos tipo. La necesidad de considerar la variabilidad entre sujetos hace muy interesante la determinación de los ejes de rotación particularizados, *in vivo*. Para ello es posible utilizar técnicas de resonancia magnética (RM). Uno de los métodos más simples es estimar su posición a partir del centro de curvatura de la cabeza ósea [7], [8], y más recientemente se han utilizado técnicas de optimización con errores de precisión del orden de 0,7 mm a 2 mm [9], [10]. En cuanto a las articulaciones interfalángicas, en [1], [11] se reporta que estos ejes son aproximadamente paralelos a los pliegues de F/E sobre la palma de la mano, mientras que en estudios basados en el análisis de RM reportan inclinaciones de unos 14° entre los ejes de rotación de las articulaciones interfalángicas proximal y distal del dedo medio [12], que los ejes de rotación de las articulaciones interfalángicas no son paralelos a los ejes de flexo-extensión de las articulaciones metacarpofalángicas [13], y que se observan pequeños cambios de orientación en los ejes de rotación durante la flexión [12], [14].

Sin embargo, el uso de las imágenes de RM presenta riesgos para realizar estudios de forma extensiva, y no está disponible en todos los laboratorios. En [15] se estimó la posición y orientación de los dos ejes de rotación (no ortogonales ni intersectantes) de la articulación trapeziometacarpiana *in vivo*, mediante el seguimiento de marcadores reflectantes ubicados sobre la piel, con errores de repetibilidad intra-sujeto menores de 5 mm en posicionamiento de los ejes y menores de 6° en su orientación. Si bien los errores son mayores que los que se obtienen mediante el uso de RM, es una alternativa a considerar.

Con todo, a falta de datos concretos que definan las localizaciones y orientaciones de los diferentes ejes de rotación, los modelos biomecánicos y ergonómicos recientes siguen considerando articulaciones de revolución de eje perpendicular al segmento. Todo ello a pesar de la evidencia contrastada que los resultados de dichos modelos pueden variar de forma significativa con la inclinación de los ejes de rotación [2], [16].

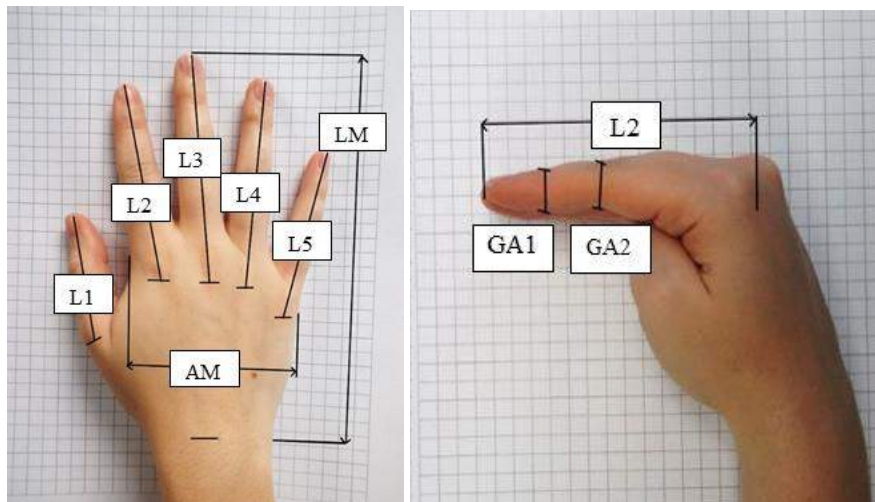
El objetivo de este trabajo es estudiar el uso de marcadores reflectantes sobre la piel para localizar los ejes de rotación de las articulaciones interfalángicas de los dedos de la mano, y analizar su posible presentación paramétrica a partir del análisis de correlaciones con parámetros antropométricos de la mano.

## 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 sanos (22 hombres y 8 mujeres), sin patologías previas de la mano. Todos los sujetos fueron debidamente informados y dieron su consentimiento por escrito para participar en el experimento. La edad de los sujetos fue controlada para evitar alteraciones cinemáticas debido a la degeneración de las articulaciones por envejecimiento ( $33,5 \pm 9,3$  años). Los sujetos se seleccionaron para cubrir homogéneamente el rango de tamaños de mano representativo de la población española[17].

En primer lugar, se procedió a la medición de parámetros antropométricos del sujeto (Figura 2): longitud de la mano ( $LM$ ), anchura de la mano ( $AM$ ), longitud de cada dedo ( $L_i$ ) y el grosor de cada articulación ( $GA_j$ ).



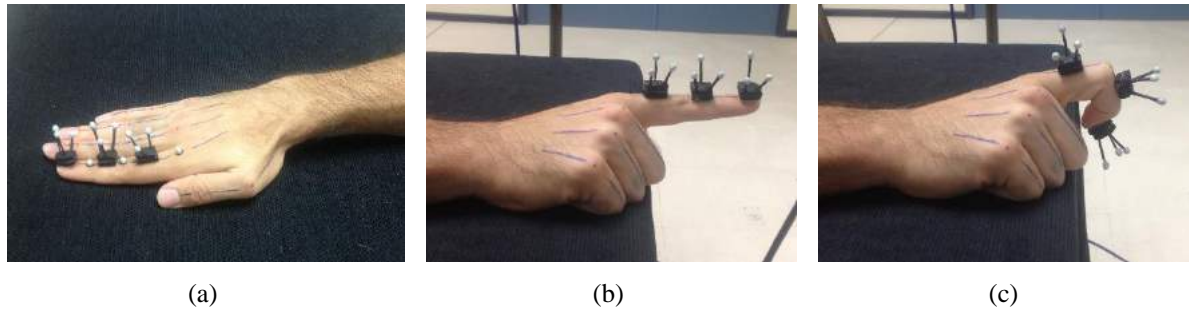
**Figura 2:** Parámetros antropométricos medidos a cada sujeto.

Para cada dedo, se registraron las coordenadas 3D de una serie de marcadores reflectantes utilizando un sistema de análisis de movimiento formado por 8 cámaras infrarrojas (Vicon® Motion Systems Ltd., Oxford, Reino Unido), a 100 Hz. En primer lugar el operador procedió a la colocación de los marcadores de referencia (uno sobre cada articulación) y de seguimiento (una base con tres marcadores sobre cada falange) en el dorso del dedo (Figura 3.a). Se prestó especial atención a la colocación de los marcadores de referencia, marcando en primer lugar sobre el dorso de ambas falanges conectadas en la articulación sus ejes longitudinales, sobre los que se apoyó a continuación un goniómetro manual, llevando la articulación a un ángulo predeterminado ( $50^\circ$  las distales y  $70^\circ$  las proximales), y marcando sobre el dorso de la articulación el punto definido por la bisectriz de dicho ángulo. A continuación, con el sujeto sentado a una mesa, con el codo a la altura de la mesa y el brazo apoyado sobre ella en posición relajada, se registró la postura de referencia estática (Figura 3.a) con todos los marcadores. Y a continuación un movimiento de F/E sólo con los marcadores de seguimiento: partiendo del dedo completamente extendido (Figura 3.b), se pidió al sujeto flexionar a velocidad moderada las articulaciones interfalángicas hasta su máxima flexión, manteniendo la falange proximal extendida (Figura 3.c), y a continuación extender las articulaciones interfalángicas hasta recuperar la posición inicial (Figura 3.b). Este movimiento se repitió 3 veces por cada dedo. Y el proceso se repitió para todos los dedos, incluido el pulgar. Las coordenadas 3D registradas fueron filtradas con un filtro paso bajo de 2º orden de Butterworth (hacia adelante-hacia atrás), con frecuencia de corte de 10 Hz.

### 2.2. Sistemas de coordenadas

En cada articulación, y en la postura de referencia, se definieron los sistemas de coordenadas de los segmentos proximal y distal a partir de los marcadores de referencia. Ambos sistemas de coordenadas se definieron coincidentes, con origen sobre el dorso de la articulación (centro del marcador de referencia sobre la articulación, desplazado en dirección palmar una distancia igual al radio del marcador). El eje Y se hizo corresponder con el eje longitudinal del dedo en dirección proximal, mediante un ajuste por mínimos cuadrados de los marcadores de

referencia en la postura de referencia estática. El eje Z se tomó perpendicular al eje Y, y paralelo al plano de la mesa donde se apoya la mano, en dirección radial. Y el eje X, perpendicular a los ejes Z e Y, en dirección palmar. En el caso del pulgar, el eje Z se definió por el vector normal al plano formado por los marcadores de referencia (uno sobre cada articulación: interfalángica, metacarpofalángica y carpometacarpiana), en dirección lateral. El eje Y se hizo corresponder con el eje longitudinal del segmento, mediante un ajuste por mínimos cuadrados de los marcadores de referencia, en dirección proximal. Y el eje X, se tomó perpendicular a los ejes Z e Y, en dirección palmar. De esta forma, los planos XY, YZ y XZ se corresponden con los planos sagital, frontal y transversal, respectivamente, de cada dedo.



**Figura 3:** Marcadores utilizados y registros realizados. (a) Postura de referencia con marcadores de referencia y de seguimiento sobre el dedo índice. (b) Postura inicial del movimiento de F/E para el dedo índice. (c) Postura de flexión máxima del movimiento de F/E para el dedo índice.

### 2.3. Localización de los ejes de rotación

En cada articulación, la localización del eje de F/E con respecto del segmento proximal se describió mediante 4 parámetros: coordenadas de la intersección del eje con el plano sagital ( $P_x$  y  $P_y$ ); y las inclinaciones con respecto de los planos frontal y transversal ( $\alpha_f$  y  $\alpha_t$ ).

Para la obtención de estos 4 parámetros se utilizó el registro dinámico de F/E y la postura de referencia. Por eficiencia computacional, de cada registro dinámico se consideraron únicamente 75 instantes de tiempo, equidistantes a lo largo del ciclo completo de F/E. En cada instante se obtuvieron las matrices de transformación entre los segmentos proximal y distal a partir de las coordenadas 3D de los marcadores de seguimiento en ambos segmentos, utilizando el método basado en la descomposición en valores singulares presentado en [18]. Finalmente, los parámetros de posicionamiento del eje, junto con los ángulos de F/E de cada instante, se obtuvieron utilizando el método evolutivo de optimización presentado en [19]. Se trata de un método estocástico robusto (evita mínimos locales) basado en el principio de evolución biológica, en donde en cada generación las nuevas soluciones candidatas (hijos) se obtienen considerando una variación de las actuales (padres), convirtiéndose en padres de nuevas soluciones. Para la generación de nuevas soluciones (hijos) se considera una distribución normal, y las mutaciones se introducen por adaptación de la matriz de covarianza. Como parámetros del método de optimización se consideraron 20 soluciones a partir de cada solución padre, selección de 5 padres a considerar en la siguiente generación, y varianza para la generación de las soluciones de valor 2. Como función objetivo a minimizar se consideró la raíz cuadrada de la suma de cuadrados de las diferencias entre los elementos de las matrices de transformación analítica y experimental (9 elementos de la matriz de rotación y 3 elementos del vector desplazamiento), con las distancias en cm [20].

### 2.4. Análisis de datos

En primer lugar se realizó un descriptivo estadístico de los parámetros antropométricos medidos (media, desviación estándar (DE) y percentiles 5, 25, 50, 75 y 95), para comprobar la representatividad de los tamaños de mano considerados.

En segundo lugar se calcularon los valores medios y DEs de los 4 parámetros de localización del eje de rotación para cada una de las articulaciones consideradas, para proporcionar valores globales de localización de los ejes de rotación y de su variabilidad dentro de la muestra considerada.

A continuación se realizó un análisis más detallado de la variabilidad de los parámetros de localización. Por una parte se estudió la variabilidad atribuible a las diferencias en los tamaños de mano, para lo que se calcularon las correlaciones de Pearson de cada uno de los 4 parámetros de localización de las diferentes articulaciones con los

distintos parámetros antropométricos considerados. Para aquellos parámetros con correlaciones significativas, se propuso un modelo lineal para su estimación (parametrización).

Para estudiar la variabilidad atribuible a las diferencias anatómicas se llevaron a cabo sendos análisis jerárquicos de conglomerados, para las articulaciones interfalángicas proximales y distales, respectivamente, sobre los parámetros con mayores valores de dispersión y no atribuibles a las diferencias en tamaño de la mano. Para la agrupación de conglomerados se consideró el método de Ward, que minimiza la varianza total intra-grupo, y como medida de disimilitud se utilizó la distancia euclidiana. Finalmente, se realizaron una serie de ANOVAs sobre los parámetros de localización, con factor el grupo identificado del análisis de conglomerados, para localizar qué parámetros de localización, y en qué articulaciones, muestran valores significativamente diferentes entre grupos.

### 3. Resultados

En la Tabla 1 se recogen los descriptivos de los parámetros antropométricos medidos a la muestra de sujetos considerada en el experimento, y en donde se puede apreciar la distribución homogénea de tamaños.

**Tabla 1:** Parámetros antropométricos de la muestra de sujetos considerada en el experimento

Parámetro	Media (mm)	DE (mm)	Percentiles (mm)					
			5	25	50	75	95	
<i>LM</i>	178,3	13,9	155,5	163,5	179,5	190,25	198,0	
<i>AM</i>	82,0	5,9	70,1	77,8	82,5	86,5	90,5	
<b>Pulgar</b>	<i>L1</i>	68,0	6,8	56,6	64,8	68,0	72,3	83,1
	<i>GAI</i>	15,3	1,2	13,4	14,3	15,0	16,4	17,5
<b>Índice</b>	<i>L2</i>	101,0	6,9	89,1	94,0	100,5	106,5	111,5
	<i>GAI</i>	10,9	0,9	9,8	10,1	10,9	11,6	12,8
<b>Medio</b>	<i>GA2</i>	15,2	1,1	13,5	14,3	15,1	16,3	16,9
	<i>L3</i>	110,0	6,9	99,2	105,0	110,0	116,3	121,0
<b>Anular</b>	<i>GAI</i>	11,5	0,9	10,1	10,7	11,2	12,2	13,0
	<i>GA2</i>	15,4	1,2	13,7	14,4	15,4	16,2	17,4
<b>Meñique</b>	<i>L4</i>	105,0	6,8	94,7	99,8	104,5	111,0	115,9
	<i>GAI</i>	10,5	0,8	9,4	9,8	10,5	11,2	11,9
<b>Meñique</b>	<i>GA2</i>	14,1	0,9	12,7	13,6	14,0	14,8	15,7
	<i>L5</i>	86,0	7,4	77,1	80,0	84,0	91,3	103,9
<b>Meñique</b>	<i>GAI</i>	9,3	0,8	7,8	8,8	9,4	9,8	10,6
	<i>GA2</i>	12,6	1,1	10,8	12,0	12,6	13,4	14,8

Los valores medios y DE de los parámetros de localización de los ejes de rotación obtenidos para las diferentes articulaciones se muestran en la Tabla 2. Las DE fueron del mismo orden de magnitud en ambas articulaciones, inferiores a 1,6 mm para los parámetros de posicionamiento, e inferiores a 9,8° para los parámetros de inclinación, siendo las DE de las inclinaciones con el plano frontal del orden de la mitad (valores máximos de 4,7° frente a 9,8°).

**Tabla 2:** Valores medios (DE) de los parámetros de localización de los ejes de rotación

	Articulación interfalángica distal					Articulación interfalángica proximal			
	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Índice	Medio	Anular	Meñique
$P_x$ (mm)	7,4 (1,4)	4,69 (0,6)	7,3 (0,9)	4,5 (0,5)	4,8 (1,0)	6,7 (1,0)	7,2 (0,9)	7,1 (0,9)	6,3 (0,7)
$P_y$ (mm)	-0,1 (1,4)	0,5 (1,3)	0,0 (1,6)	0,2 (1,3)	0,3 (1,3)	0,0 (1,8)	0,0 (1,6)	0,2 (1,1)	0,2 (1,1)
$\alpha$ (°)	-5,8 (3,6)	-1,3 (4,3)	1,0 (4,0)	-1,9 (4,2)	-2,3 (4,7)	-1,0 (3,3)	1,0 (4,0)	3,6 (3,0)	2,1 (4,2)
$\alpha_f$ (°)	-11,6 (9,8)	-10,7 (7,4)	1,2 (7,8)	-1,2 (8,3)	-7,4 (8,1)	0,1 (6,7)	1,2 (7,8)	1,1 (6,1)	-10,0 (8,8)

El análisis de correlaciones de Pearson de los parámetros de localización de los ejes de rotación con los diferentes parámetros antropométricos medidos sólo arrojó correlaciones significativas para la coordenada  $P_x$  (Tabla 3), siendo el grosor de la articulación el parámetro que presentó un mayor número de correlaciones significativas.

**Tabla 3:** Correlaciones de Pearson identificadas para la coordenada  $P_x$ . Se han coloreado con diferente tonalidad las correlaciones con nivel de significación 0.01 (oscuro) y 0.05 (claro).

	Articulación interfalángica distal					Articulación interfalángica proximal			
	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Índice	Medio	Anular	Meñique
<i>LM</i>	0,253	0,384	0,497	0,109	-0,057	0,542	0,058	0,251	0,181
<i>AM</i>	0,028	0,464	0,463	0,138	0,060	0,616	0,237	0,204	0,052
<i>L<sub>i</sub></i>	0,262	0,433	0,495	0,183	0,016	0,637	0,157	0,281	0,215
<i>GA<sub>j</sub></i>	0,186	0,398	0,514	0,181	0,250	0,541	0,388	0,425	0,103

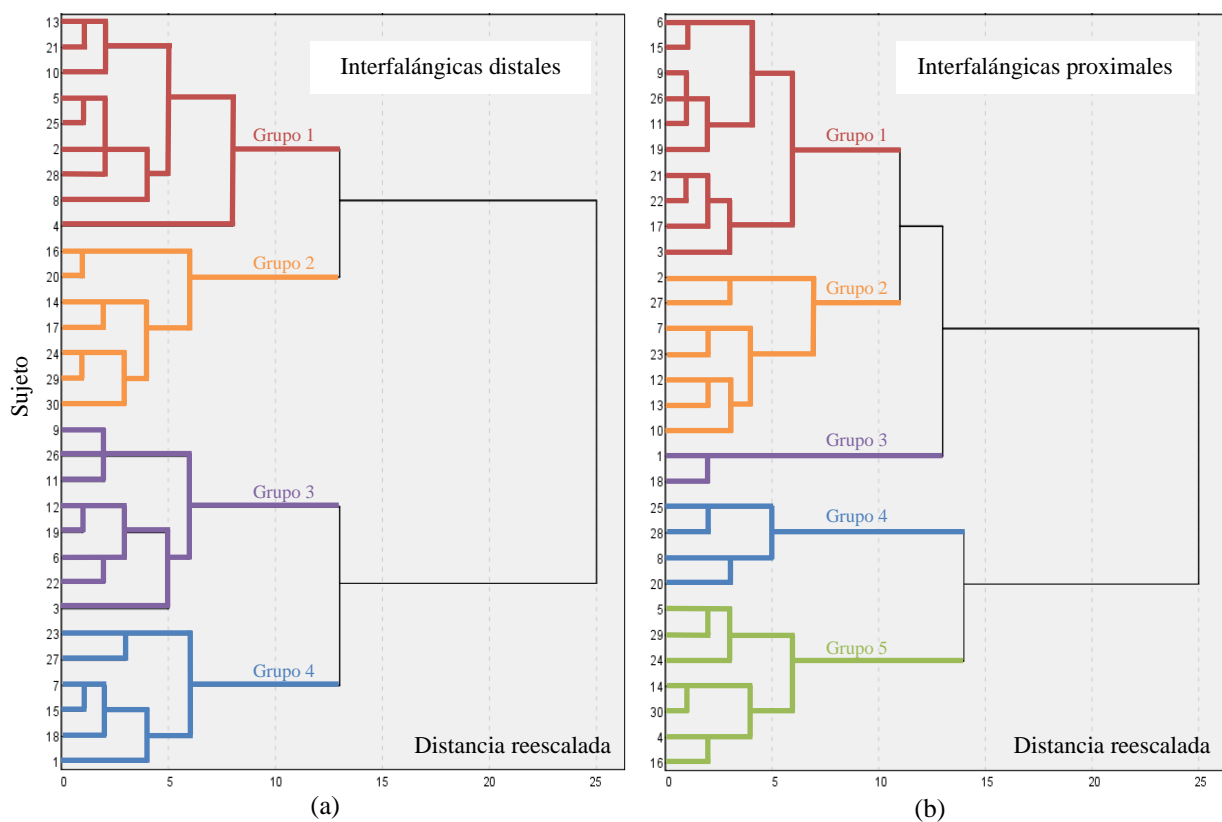
La coordenada  $P_x$  se parametrizó considerando su proporcionalidad con respecto del grosor de cada articulación (Ecuación 1). En la Tabla 4 se muestran los valores de los coeficientes de parametrización para cada una de las articulaciones de los dedos.

$$P_x = \beta \cdot GA \tag{1}$$

**Tabla 4:** Coeficientes de parametrización para la coordenada  $P_x$ .

$\beta$	Articulación interfalángica distal					Articulación interfalángica proximal			
	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	Índice	Medio	Anular	Meñique
	0,49	0,43	0,46	0,43	0,52	0,44	0,47	0,50	0,50

En la Figura 4 se muestran los dendrogramas resultantes del análisis jerárquico realizado sobre las inclinaciones con los planos transversal y frontal, con distancias reescaladas de 0 a 25, y que permitieron identificar 4 grupos con valores de inclinación diferentes en las articulaciones interfalángicas distales, y 5 en las proximales (distancia reescalada de corte 10 en ambos casos). Los ANOVAs para identificar los parámetros de localización y articulaciones que muestran diferencias entre grupos, sólo identificaron diferencias significativas en las inclinaciones con el plano frontal ( $\alpha_f$ ) en los dedos índice a meñique, en ambas articulaciones. En la Tabla 5 se recogen los valores medios y DE de  $\alpha_f$  para los distintos grupos identificados.



**Figura 4:** Dendrogramas de los análisis jerárquicos realizados: (a) Para las articulaciones interfalángicas distales. (b) Para las articulaciones interfalángicas proximales.

**Tabla 5:** Valores medios (DE) de la inclinación con el plano frontal ( $\alpha_f$ ) de los ejes de rotación en cada grupo resultante de los análisis jerárquicos de conglomerados

	Articulación interfalángica distal				Articulación interfalángica proximal			
	Índice	Medio	Anular	Meñique	Índice	Medio	Anular	Meñique
$\alpha_f$ grupo 1 (°)	-14,2 (4,6)	-8,5 (4,8)	2,7 (4,2)	-0,8 (5,9)	1,9 (3,3)	0,7 (2,0)	-1,6 (3,1)	-13,6 (3,4)
$\alpha_f$ grupo 2 (°)	-0,3 (2,6)	-4,3 (6,0)	6,5 (4,0)	-3,6 (6,7)	-6,5 (4,2)	-5,3 (6,4)	-2,2 (3,1)	-8,7 (6,2)
$\alpha_f$ grupo 3 (°)	-10,0 (2,9)	-5,7 (4,8)	-4,9 (7,6)	-13,8 (3,1)	-8,3 (0,2)	-11,6 (3,6)	-8,3 (2,7)	-28,3 (3,8)
$\alpha_f$ grupo 4 (°)	-18,5 (4,1)	-20,1 (3,5)	-11,1 (4,8)	-13,5 (7,2)	-1,7 (4,7)	11,7 (3,8)	7,0 (7,0)	5,6 (3,6)
$\alpha_f$ grupo 5 (°)	-	-	-	-	7,6 (5,1)	5,9 (5,9)	7,6 (2,3)	-10,6 (4,5)

## 4. Discusión

La técnica *in vivo* considerada ha permitido localizar los ejes de rotación de las articulaciones interfalángicas de los dedos en una muestra de 30 sujetos con un rango de tamaños representativo de la población española. Los valores de DE entre sujetos de la muestra para los parámetros de localización de los ejes de rotación son del mismo orden de magnitud en ambas articulaciones, distales y proximales. Éstos son inferiores a 1,6 mm para los parámetros de posicionamiento, e inferiores a 9,8° para los parámetros de inclinación, siendo la DE de las inclinaciones con el plano frontal del orden de la mitad (4,7° frente a 9,8°). La máxima DE aquí observada para los parámetros de posicionamiento es bastante menor que el error de repetibilidad intra-sujeto reportado en [15], 1,6 mm frente a 5 mm, mientras que la máxima DE observada para la inclinación es un tanto mayor que el error de repetibilidad en orientación reportado en [15], 9,8° frente a 6°, valor razonable teniendo en cuenta la variabilidad esperada derivada de las diferencias entre sujetos.

El estudio de las diferencias en el tamaño de mano como posible fuente de variabilidad únicamente ha permitido identificar un efecto del tamaño en las diferencias en la coordenada  $P_x$  de posicionamiento del eje, por otra parte esperable. La profundidad a la que se encuentra el eje de rotación está entre el 43% y el 52% del grosor de la articulación. Los valores de la coordenada  $P_y$  pueden considerarse prácticamente nulos, dados los valores medios y DE obtenidos, indicando que el posicionamiento longitudinal cae sobre los puntos considerados para la colocación de los marcadores. Por tanto, de cara a la obtención de un modelo escalable, dichas posiciones, en forma paramétrica, pueden obtenerse de los datos antropométricos para la población española reportados en [17]. La variabilidad de los datos de orientación de los ejes no guarda ninguna relación con el tamaño de mano, y no tiene sentido su parametrización con respecto de los parámetros antropométricos considerados en este trabajo.

Los resultados de los análisis jerárquicos realizados han permitido profundizar más en el estudio de la variabilidad observada en los parámetros de orientación de los ejes. Aparte del error inherente de la técnica utilizada (6° reportados en [15]), los análisis jerárquicos parecen dejar entrever que parte de esta variabilidad pueda ser debida a las variaciones anatómicas entre los sujetos, reforzando la hipótesis introducida en [6] de que la variabilidad anatómica entre sujetos puede acometerse considerando un número finito de modelos biomecánicos tipo, sobre todo en cuanto a la inclinación de los ejes con el plano frontal ( $\alpha_f$ ). Así, tras la segmentación en grupos, los valores de DE se ven bastante reducidos (media 4,8° y 3,9°, respectivamente para las articulaciones interfalángicas distales y proximales).

Los valores medios obtenidos para las inclinaciones con los planos frontal y transversal ( $\alpha_f$  y  $\alpha_t$ ) son menores de 11 y 4 grados, respectivamente. La precisión de la técnica utilizada, por tanto, resulta insuficiente para aportar datos de orientación suficientemente fiables para la mejora de los modelos biomecánicos existentes. Una alternativa no invasiva para estimar las orientaciones con el plano transversal sería medir la orientación de los pliegues de flexión de cada una de las articulaciones, de acuerdo con [1], [11].

## 5. Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación de la Universitat Jaume I a través del proyecto P1-1B2013-33, en el cual se enmarca esta investigación.

## 6. Referencias

- [1] P.W. Brand, A.M. Hollister. *Clinical Mechanics of the Hand*, 3a Edición. St. Louis: Mosby Publishing, 1999.
- [2] F.J. Valero-Cuevas. Predictive modulation of muscle coordination pattern magnitude scales fingertip force magnitude over the voluntary range, *J. Neurophysiol.*, 83, (2000), 1469–1479.
- [3] J.L. Sancho-Bru, A. Pérez-González, M. Vergara, D.J. Giurintano. A 3D biomechanical model of the hand for power grip, *J. Biomech. Eng.*, 125, (2003), 78–83.
- [4] L. Vigouroux, J. Rossi, M. Foissac, L. Grélot, E. Berton. Finger force sharing during an adapted power grip task, *Neurosci. Lett.*, 504, (2011), 290–294.
- [5] J.Z. Wu, K.N. An, R.G. Cutlip, R.G. Dong. A practical biomechanical model of the index finger simulating the kinematics of the muscle/tendon excursions, *Biomed. Mater. Eng.*, 20, (2010), 89–97.
- [6] V.J. Santos, F.J. Valero-Cuevas. Reported anatomical variability naturally leads to multimodal distributions of denavit-hartenberg parameters for the human thumb, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 53, (2006), 155–163.
- [7] N. Berme, J.P. Paul, W.K. Purves. A biomechanical analysis of the metacarpo-phalangeal joint, *J. Biomech.*, 10, (1977), 409–412.

- [8] E.Y. Chao, J.D. Opgrande, F.E. Axmear. Three dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions, *J. Biomech.*, 9, (1976), 387.
- [9] G. Stillfried, U. Hillenbrand. MRI-based skeletal hand movement model. *En Hand as an Inspiration for Robot Hand Development*, Springer International Publishing, 49–75, 2014.
- [10] P. Cerveri, E. De Momi, M. Marchente, G. Baud-Bovy, P. Scifoc, R.M.L. Barros, G. Ferrigno, P. Scifo. Method for the estimation of a double hinge kinematic model for the trapeziometacarpal joint using MR imaging, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 13, (2010), 387–396.
- [11] N.J. Jarque, J.L. Sancho, M. Vergara, A. Pérez, A. Roda, and S. Mestre. Determining the position and orientation of rotation axes of interphalangeal joints from skin markers, en *22nd Congress of the European Society of Biomechanics*, (2016).
- [12] N. Miyata, M. Kouch, M. Mochimaru, T. Kurihara. Finger joint kinematics from MR images, en *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2750–2755, (2005).
- [13] M.J. Tsai, H.W. Lee, H.C. Chen. Construction of a Realistic Hand Model with 22 Joint Freedoms, en *13th World Congress in Mechanism and Machine Science*, (2011).
- [14] F. Casolo, V. Lorenzi. Finger mathematical modelling and rehabilitation, en *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*, F. Schuind, Ed. Plenum Press, 197–223 (1994).
- [15] P. Cerveri, E. De Momi, M. Marchente, N. Lopomo, G. Baud-Bovy, R.M.L. Barros, G. Ferrigno. In vivo validation of a realistic kinematic model for the trapezio-metacarpal joint using an optoelectronic system, *Ann. Biomed. Eng.*, 36, (2008), 1268–1280.
- [16] X. Sancho-Bru, F.J. Valero-Cuevas, A. Pérez-González, D.J. Giurintano, F.T. Sánchez-Marín, and M. Vergara. Modelling the metacarpophalangeal joint in a biomechanical model of the index finger, en *International Conference on Computer Methods in Biomedical Engineering*, (2001).
- [17] M. Vergara, M.J. Agost Torres, V. Gracia-Ibáñez. Comparison of dorsal and palmar aspect dimensions of hand anthropometry, *Int. J. Ind. Ergon.*, en revisión, (2016).
- [18] I. Soderkvist, P.A. Wedin. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers, *J. Biomech.*, 26, (1993), 1473–1477.
- [19] N. Hansen, S. Kern. Evaluating the CMA Evolution Strategy on Multimodal Test Functions, Springer Berlin Heidelberg, 2004, 282–291.
- [20] P. Cerveri, A. Pedotti, N.A. Borghese. Combined evolution strategies for dynamic calibration of video-based measurement systems, *IEEE Trans. Evol. Comput.*, 5, (2001), 271–282.