

ORIGINAL

Estudio cinemático *in vitro* del carpo durante la validación de la prótesis parcial de escafoides estabilizada

Patricia Gómez Barbero^{a,*}, Pau Rey Vidal^b, Daniel Montaner Alonso^a
y José Luis Rodrigo Pérez^a

^a Doctor Peset University Hospital, Valencia, España

^b Lluís Alcanyis Hospital, Xàtiva, Valencia, España

Recibido el 21 de enero de 2025; aceptado el 25 de marzo de 2025

Disponible en Internet el 27 de marzo de 2025



PALABRAS CLAVE

Hueso escafoides;
Prótesis;
Seudoartrosis;
Estabilización;
Cinemática

Resumen

Objetivo: La seudoartrosis y necrosis del polo proximal del escafoides presentan un complejo tratamiento. Si fracasan los tratamientos primarios solo existen técnicas donde se sacrifica parte de la movilidad. Presentamos el diseño y los resultados *in vitro* de una prótesis parcial anatómica del hueso escafoides.

Material y método: Sobre 6 antebrazos de cadáver se testó *in vitro* la cinemática del carpo antes y después de la sustitución protésica, aplicando cargas activas sobre los principales músculos. Los movimientos pre y postintervención fueron registrados por Kinescan/IBV®, traduciendo un valor angular.

Resultados: Tras la prototización se registró durante la flexo-extensión un descenso del movimiento del grande (−19,36°) y escafoides (−15,46°), mientras que aumentó el del semilunar (11,67°). Con la desviación radial-cubital únicamente disminuyó el movimiento del grande (−11,78°), pero aumentó el del escafoides (4,03°) y semilunar (5,9°). Siempre que existió un descenso del movimiento encontramos diferencias significativas. En el movimiento «lanzar dardos» disminuyó su movimiento medio el grande en la flexo-extensión (−18,44°) y en la desviación radial-cubital (−3,66°), sin diferencias significativas. Mientras que el descenso del escafoides en la flexo-extensión y desviación radio-cubital dentro del movimiento de lanzar dardos sí afectó a la cinemática ($p < 0,05$). No existió afectación del semilunar en dicho movimiento. Respecto al movimiento relativo interóseo se observaron diferencias significativas en el eje principal de la flexo-extensión.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: Gomez.barbero.patricia@gmail.com (P. Gómez Barbero).

Conclusiones: La implantación de una prótesis parcial estabilizada de escafoides no modificó de forma significativa el patrón de movimiento de una muñeca sana. Por tanto, en el futuro podría ser una alternativa viable para el tratamiento de la enfermedad recalcitrante del escafoides carpiano.

© 2025 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la CC BY-NC-ND licencia (<http://creativecommons.org/licencias/by-nc-nd/4.0/>).

KEYWORDS

Scaphoid bone;
Prosthesis;
Pseudoarthrosis;
Stabilization;
Kinematics

In vitro analysis of carpal kinematics during validation of a stabilized scaphoid hemiarthroplasty

Abstract

Objective: Pseudoarthrosis and necrosis of the proximal pole of the scaphoid require complex treatment. If primary treatments fail, there are only techniques that sacrifice part of the mobility. We present the design and *in vitro* results of an anatomical partial prosthesis of the scaphoid bone.

Material and method: The kinematics of the carpus are tested *in vitro* on 6 cadaveric forearms before and after prosthetic replacement, applying active loads on the main muscles. Pre- and post-intervention movements are recorded by Kinescan/IBV®, translating an angular value.

Results: After prostheticization, a decrease in the movement of the capitate (-19.36°) and scaphoid (-15.46°) is recorded during flexion-extension, while that of the lunate increases (11.67°). With the radial-ulnar deviation, only the movement of the great muscle decreases (-11.78°), but that of the scaphoid (4.03°) and lunate (5.9°) increases. We find significant differences whenever there is a decrease in movement. In the "throwing darts" movement (DTM), the average movement decreases in flexion-extension (-18.44°) and in radial-ulnar deviation (-3.66°), without significant differences. While the descent of the scaphoid in flexion-extension and radio-ulnar deviation of the DTM will affect the kinematics ($P<.05$). There is no involvement of the lunate in the DTM. Regarding the relative interosseous movement, significant differences are observed in the main axis of the F-E.

Conclusions: The implantation of a stabilized partial scaphoid prosthesis does not significantly modify the movement pattern of a healthy wrist. Therefore, in the future it could be a viable alternative for the treatment of recalcitrant pathology of the carpal scaphoid.

© 2025 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

El escafoides, por su compleja morfología y por su disposición espacial, actúa transmitiendo entre el 50 y el 80% de las cargas de la muñeca. Ante una lesión del ligamento escafo-lunar o una fractura del mismo se altera este equilibrio entre las diferentes fuerzas y conduce, en el 55% de los casos, hacia la artrosis del carpo¹.

La pseudoartrosis recalcitrante y la necrosis del polo proximal del escafoides son enfermedades con un difícil tratamiento y un pronóstico incierto, sobre todo en la población joven. Actualmente, tras el fracaso de los injertos, las alternativas quirúrgicas presentes son la carpectomía proximal o las artrodesis del carpo, técnicas con las que se consigue controlar el dolor, pero se disminuye considerablemente el rango articular con la consiguiente limitación funcional, laboral y social cuando se comparan con la mano sana. Una alternativa propuesta son las prótesis de escafoides. Desde hace más de 60 años se han diseñado e implantado diferentes modelos fabricados en vitallium, material acrílico, silicona, titanio o carbón pirolítico²⁻⁶. Muchas de ellas, con unos resultados muy esperanzadores a corto plazo, terminaron retirándose por complicaciones con el material o por

problemas de estabilidad⁷. En la actualidad, continúa sin existir un modelo que nos permita solventar estas enfermedades.

La idea del trabajo fue disponer de una alternativa de tratamiento ante los pacientes que presentan necrosis del polo proximal de la muñeca, pseudoartrosis recalcitrante donde han fracasado diferentes injertos, carpos con cambios SNAC I-II o fracturas conminutas de escafoides donde ha sido imposible una reparación quirúrgica primaria. El diseño de un implante de escafoides sería una posibilidad con el fin de ofrecer un tratamiento que permita controlar el dolor, sin sacrificar la movilidad del carpo, principalmente en los pacientes jóvenes. El objetivo del presente estudio es testar *in vitro* la cinemática de un nuevo modelo protésico estabilizado de escafoides. Su singularidad radica en que, por un lado, el implante restituye la anatomía perdida y permite mantener la altura del carpo; mientras que por otro permite reconstruir sus uniones ligamentosas.

Nuestra hipótesis es que el implante protésico reproduce el movimiento de la muñeca manteniendo el balance articular y no altera la biomecánica de los huesos implicados (escafoides, semilunar y grande) durante la flexo-extensión (F-E), la desviación radio-cubital (DR-DC) y durante el movimiento

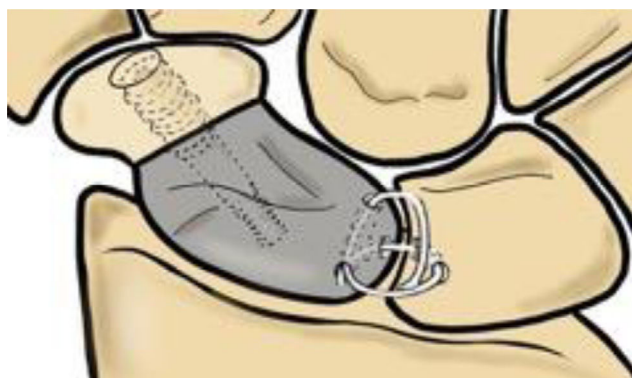


Figura 1 Imagen del diseño de la prótesis parcial de escafoides anatómica. Se puede ver su estabilización proximal con una plastia ligamentosa que simula el ligamento escafolunar. A nivel distal encontramos fusionado el implante con el remanente de hueso sano a través de un tornillo troncocónico.

de lanzar dardos (DTM). Además, al reconstruir el ligamento interóseo escafo-lunar hipotetizamos que no se modifica el movimiento interóseo entre el escafoides y el semilunar, trabajando al unísono en todos los planos del movimiento.

Material y método

Muestra

Inicialmente llevamos a cabo un cálculo del tamaño muestral necesario para comparar 2 medias de movilidad de la muñeca, pre y posquirúrgicamente. Para encontrar diferencias estadísticamente significativas realizamos una comparación unilateral con un nivel de confianza del 95%, un poder estadístico del 80%, una precisión de 6° y una desviación estándar de $\pm 4^\circ$ para la desviación radial y de $\pm 3,8^\circ$ para la desviación cubital. La muestra calculada necesaria para lograr dichos valores es de 5 antebrazos en cada grupo.

Diseño de la prótesis

A partir de una tomografía computarizada (TC) del escafoides sano contralateral, se evaluaron las medidas y anatomía de la prótesis a medida a fabricar, pues se ha visto que nos ofrece una imagen en espejo reproducible⁸. El diseño del modelo es totalmente anatómico, respetando las superficies articulares de los huesos vecinos; y sustituye solo los 2/3 proximales del escafoides, pues es el área con mayor incidencia de necrosis avascular (fig. 1). La prótesis es fabricada en titanio puro, un material biocompatible, mediante tecnología de adición en impresión 3D.

Gracias al *software* Rhinocero 3D®, se generan sobre la TC las modificaciones para la estabilización del implante al carpo. A nivel distal, la prótesis debe fijarse al remanente de hueso escafoides viable que mantiene sus inserciones al ligamento escafo-trapecio-trapezoideo. Para ello, cuenta con una carilla plana, perpendicular a su eje, recubierta de titanio plasma spray, que favorece la osteointegración. Además, se diseña en esta zona un canal ciego central para introducir un tornillo troncocónico que realiza la compresión hueso escafoides distal-prótesis. Mientras que, en la

zona proximal, se generan 3 túneles a través del implante que permiten el paso de una plastia ligamentosa, capaz de recrear el ligamento escafo-lunar y estabilizar la prótesis al hueso semilunar (fig. 2).

Preparación de los especímenes

Nuestra muestra está formada por 6 antebrazos de cadáver fresco criopreservado (4 derechos y 2 izquierdos; rango de edad: 65-87 años), cuyo manejo ha sido aprobado por el Comité Ético (H1494857074740). Los antebrazos son desarticulados a nivel del codo y de las articulaciones metacarpo-falángicas. Seguidamente, se realiza la disección por planos retirando todas las partes blandas excepto la membrana interósea, pronator quadratus, ligamentos del carpo y los tendones de tracción donde se aplicarán las cargas con sus retináculos íntegros: extensor carpi radialis longus (ECRL), extensor carpi ulnaris (ECU), abductor pollicis longus (APL), flexor carpi ulnaris (FCU) y flexor carpi radialis (FCR). En el borde libre de los 5 tendones, realizamos una sutura tipo Krakow con monofilamento sintético (PDS® 1) y colocamos una arandela de acero unida a una célula de carga. Este sistema permite gracias a galgas extensométricas aplicar cargas y traducir esta fuerza manual aplicada en cada tendón a una señal eléctrica medible (fig. 3).

Los antebrazos serán colocados sobre un soporte rígido en pronosupinación neutra que deja libre la muñeca; similar similar al propuesto por Blankenhorn et al.⁹.

Técnica quirúrgica: prótesis parcial de escafoides estabilizada

En primer lugar, realizamos una incisión dorsal en el tercer compartimento, no es preciso rechazar el extensor pollicis longus puesto que ya ha sido retirado en la preparación anatómica. Seguidamente se efectúa una capsulotomía dorsal transversa de base radial siguiendo el ligamento intercarpio dorsal, el radio-piramidal y el borde dorsal del radio. A continuación, con ayuda de un escoplo se realiza una osteotomía en el escafoides que simula la fractura no consolidada para poder de este modo posicionar el implante que se ha creado con tecnología de impresión 3D, en este caso la osteotomía será la que determine la talla del diseño posterior del implante. Una vez realizada la osteotomía, se extrae el tercio proximal de escafoides, previa sección de los ligamentos.

Antes de pasar a la implantación preparamos el hueso semilunar para poder realizar la estabilización proximal con una ligamentoplastia. En primer lugar, se labra un canal dorsal central en el semilunar hasta la zona palmar, saliendo a nivel yuxtarticular. Con ayuda de un recuperador de hilos pasamos la plastia de palmaris longus de palmar a dorsal. A continuación, introducimos el cabo palmar de la plastia por el orificio volar de la prótesis para salir por dorsal, creando un sistema de 360° . El otro extremo de la plastia localizado a nivel dorsal del semilunar se introduce por el orificio dorsal del implante escafoideo para salir por el orificio orientado hacia la articulación escafolunar. Por último, se tensan los cabos, comprobando que se cierra y reduce el espacio escafo-lunar para más adelante suturarlos sobre sí mismos. De este modo, se reproduce el ligamento escafo-lunar en su parte dorsal y volar, con un refuerzo adicional, creando



Figura 2 Imágenes del implante fabricado en titanio. En él se pueden ver las carillas articulares, la carilla plana distal, el canal ciego a lo largo de su eje y los orificios proximales para el paso de la plastia.

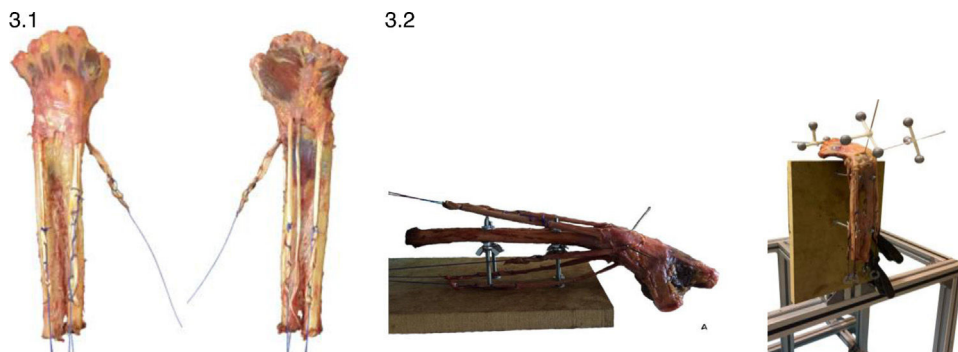


Figura 3 3.1) Preparación de los antebrazos donde se dejan los principales tendones de tracción referenciados con monofilamento para la aplicación de cargas dinámicas; 3.2) A: Colocación de los antebrazos sobre un soporte rígido en pronosupinación neutra. B: En la imagen se puede ver el conjunto de marcadores situado sobre el hueso escafoides, semilunar y tercer metacarpiano.

una plastia anudada en forma de «X» que evita la flexión y rotación del implante (fig. 1).

Para la estabilización distal se introduce una aguja retrógrada, tras colocar la muñeca en extensión y desviación cubital, siguiendo el orificio central tallado en el implante. Se comprueba con escopia y seguidamente de manera percutánea, se broca la parte más distal del escafoides sano y se introduce un tornillo troncocónico, cuya longitud se decidió previamente en el estudio de la TC, hasta el orificio central troncocónico, de manera que aumenta la compresión entre el remante de hueso escafoides y el implante.

Una vez reconstruido el ligamento, se procede al cierre capsular y al cierre retinacular controlando que no exista una tensión excesiva.

Protocolo y sistema de medida

En el protocolo de medida cada antebrazo se evalúa en 2 sesiones: Sesión 1 (PRE): análisis del carpo sano sin implantación protésica; Sesión 2 (POST): análisis del carpo tras la implantación de la prótesis parcial de escafoides estabilizada. En cada sesión, se evalúa el movimiento de flexo-extensión, desviación radial/desviación cubital y movimiento de lanzar dardos durante 2 mediciones de 60s, donde se registran varios ciclos. Cada ciclo de movimiento completo va desde la posición máxima opuesta, pasando por neutro, hasta el movimiento máximo.

El movimiento se realiza de forma manual siempre por el mismo investigador, que aplica cargas de manera repetitiva. Para el registro del mismo, se utiliza el sistema de fotogra-

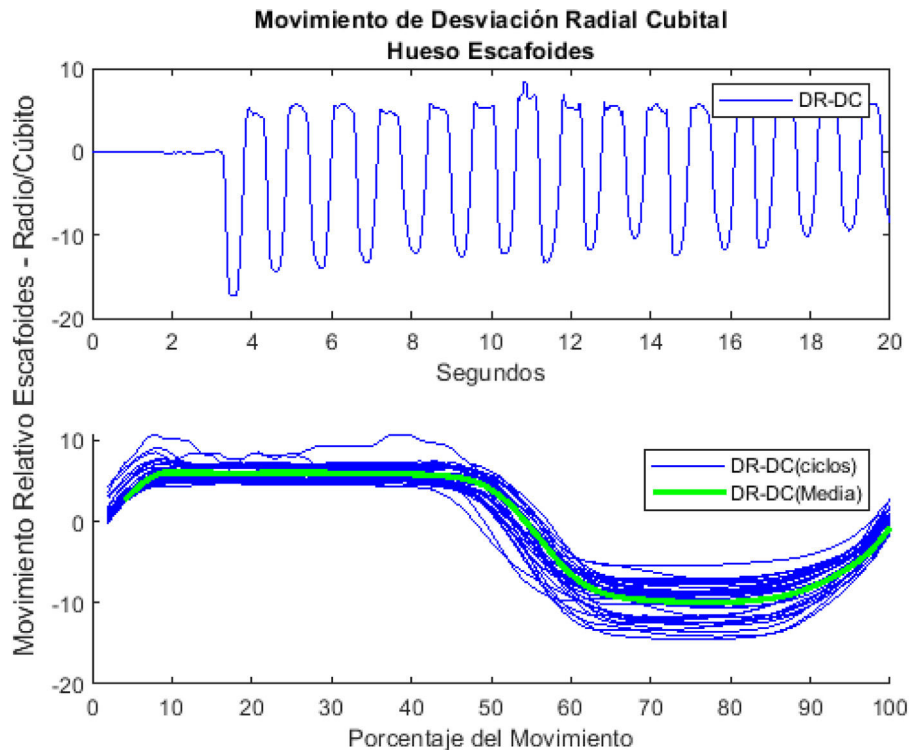


Figura 4 Registro del movimiento escafoideo con los movimientos de desviación radio-cubital En la parte superior se muestra un ejemplo del tipo de señal obtenida en el hueso escafoides bajo un movimiento de desviación radial (DR) y desviación cubital (DC). Dicha gráfica presenta la variación del ángulo en grados a lo largo de la prueba con una frecuencia de captura de 100 fotogramas/s. La gráfica inferior muestra el ciclo promedio obtenido (curva verde) del conjunto de ciclos individuales ejecutados en la prueba (superposición de curvas azules).

metría Kinescan/IBV®. Este sistema permite, a partir de la información grabada por 10 cámaras de vídeo, obtener coordenadas espaciales de un conjunto de marcadores fijados en el antebrazo, calculando el movimiento angular relativo de los huesos analizados, gracias al algoritmo descrito por Page et al.¹⁰. Cada sistema de marcadores está formado a su vez por 3 marcadores reflectantes unidos entre sí por un soporte rígido (fig. 3). De manera percutánea y bajo control de escopia, se fijan los marcadores sobre el hueso semilunar, escafoides y sobre el eje del tercer metacarpiano, que nos permite estudiar el movimiento del hueso grande¹¹. Adicionalmente, se colocan 2 marcadores aislados en la estiloides radial y cubital, punto que se considera posición neutra de la muñeca con 0° de F-E y 0° de DR-DC.

Análisis cinemático del movimiento activo

Durante la realización de las distintas pruebas se explora el valor de movimiento rotacional del escafoides, semilunar y hueso grande en los 3 ejes espaciales respecto del antebrazo, desde la posición de prono-supinación neutra definida por la Sociedad Internacional de Biomecánica¹². Además, se valora el movimiento global de la muñeca descrito como el desplazamiento del tercer metacarpiano respecto al radio.

Los datos cinemáticos obtenidos son filtrados usando una media móvil de longitud de ventana de 100 ms¹³. Para cada señal registrada y ángulo de rotación, se calcula su ciclo promedio (fig. 4). Previamente a dicha tarea, se normalizaron cada uno de los ciclos de forma separada con el fin de obtener señales con el mismo número de puntos.

Análisis estadístico

Para el análisis estadístico se consideran los ciclos del movimiento promedio para cada medida, sujeto y sesión. Adicionalmente, se analizan los rangos máximos y mínimos. En primer lugar, se lleva a cabo un análisis exploratorio de datos, incluyendo el control de los posibles valores atípicos (*outliers*) y test de normalidad (Ryan-Joiner) para cada una de las variables analizadas. Para comparar el comportamiento cinemático del antebrazo cadavérico antes del implante (PRE) y después del implante (POST) en todos los huesos se lleva a cabo un test T de muestras pareadas. Además, se analizan mediante un test T de muestras pareadas las diferencias en el movimiento interóseo entre el hueso escafoides y semilunar antes del implante (PRE) y después del implante (POST). Se aplica un nivel de confianza del 95%, por lo que se considera significación estadística un valor de $p < 0,05$.

Todos los cálculos y el análisis estadístico se llevan a cabo con el *software* MATLAB 2014a y R, respectivamente.

Resultados

Análisis descriptivo y diferencia de rango de movimiento en los huesos analizados

Hueso grande

En la [tabla 1](#) se muestran los valores descriptivos del movimiento medio del hueso grande antes y después de la

Tabla 1 Resultados descriptivos del hueso grande, escafoides y semilunar para los movimientos analizados

			Movimiento del hueso grande					Movimiento del hueso escafoides					Movimiento del hueso semilunar					
	Condición	N	Media	Desv. típica	Mín	Máx	Valor de p	Media	Desv. típica	Mín	Máx	Valor de p	Media	Desv. típica	Mín	Máx	Valor de p	
Flexo extensión	PRE	12	110,36	13,14	95,38	132,64	> 0,06	88,86	9,23	63,28	97,57	< 0,04	48,57	11,01	32,89	64,09	> 0,05	
	POST	11	91,64	21,1	56,48	115,43	> 0,07	72,92	16,48	47,91	98,09	> 0,07	58,83	21,16	35,59	95,45	> 0,07	
Desviación cúbito radial	PRE	10	49,27	2,87	37,48	65,74	> 0,06	16,74	3,55	3,39	37,78	> 0,12	16,46	5,56	10,23	26,13	> 0,15	
	POST	9	38,49	1,59	30,26	44,89	> 0,06	20,33	2,53	11,81	32,36	> 0,13	22,53	13,75	5,62	43,12	> 0,23	
Lanzamiento de dardos	Flexo extensión	PRE	12	95,28	20,03	52,04	127,95	> 0,11	56,54	16,31	18,96	90,29	> 0,05	39,28	11,07	9,85	49,63	< 0,03
		POST	12	76,84	13,63	59,37	102,5	> 0,05	51,06	15,2	21,73	72,14	> 0,09	52,33	16,15	28,8	89,73	> 0,21
	Desviación cúbito radial	PRE	12	43,34	9,13	29,18	54,33	< 0,04	27,39	6,08	17,63	38,19	> 0,07	22,44	3,93	12,81	26,73	> 0,08
		POST	12	39,67	10,53	24,3	58,17	> 0,08	21,13	3,89	12,89	25,77	> 0,09	24,63	12,33	12,06	55,23	> 0,07

N: número de ciclos de movimiento del antebrazo empleados en el análisis.

Tabla 2 Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso grande

Movimiento del hueso grande	N	μ d	μ d (IC 95%)	Valor de p
<i>Flexo extensión</i>	11	–19,36	(–31,18 –7,55)	0.004
<i>Desviación radial-cubital</i>	9	–11,78	(–20,35 –3,21)	0.013
<i>Lanzamiento de dardos</i>				
Flexo extensión	12	–18,44	(–37,97-1,08)	0.062
Desviación radial-cubital	12	–3,66	(–12,04-4,71)	0.356

N: número de ciclos de movimiento del antebrazo empleados en el análisis; μ d: media de las diferencias entre la sesión POST y la PREquirúrgica. Un resultado en positivo indica mayor rango de movimiento en la sesión POST-intervención. Un resultado negativo indica mayor movimiento pre-implante.

IC 95%: intervalo de confianza del 95%.

Tabla 3 Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso escafoides

Movimiento del hueso escafoides	N	μ d	μ d (IC 95%)	Valor de p
<i>Flexo extensión</i>	11	–15,46	(–27,03 –3,90)	0,014
<i>Desviación radial-cubital</i>	9	4,03	(0,07-7,98)	0,047
<i>Lanzamiento de dardos</i>				
Flexo Extensión	12	–5,48	(–21,40-10,45)	0,465
Desviación radial-cubital	12	–6,25	(–9,69 –2,82)	0,002

N: número de ciclos de movimiento del antebrazo empleados en el análisis; μ d: media de las diferencias entre la sesión POST y la PREquirúrgica. Un resultado en positivo indica mayor rango de movimiento en la sesión POST-intervención. Un resultado negativo indica mayor movimiento pre-implante.

IC 95%: intervalo de confianza del 95%.

implantación protésica, observando un descenso del mismo en la sesión POST, tanto de los rangos máximos y mínimos como de la media (tabla 1). Todos los valores analizados cumplen la normalidad.

La reducción media del movimiento del hueso grande tras la intervención quirúrgica en el plano sagital (F-E) es de 19,36° (IC 95%: 31,18-7,55°) y en el plano coronal (DR-DC) decae 11,78° (IC 95%: 20,35-3,21°), siendo ambas diferencias significativas ($p < 0,05$). En el movimiento combinado de lanzar dardos vemos como también el hueso grande disminuye su rango de movimiento, 18,44° de media en la F-E (IC 95%: 37,97-1,08°) y 3,66° de media en la DR-DC (IC 95%: 12,04-4,71°), pero en este caso no existe una diferencia estadísticamente significativa (tabla 2).

Hueso escafoides

En la tabla 1 se muestran los valores descriptivos del hueso escafoides antes y después de la implantación protésica, los cuales siguen una distribución normal (tabla 1).

Tras la cirugía, en comparación con una mano sana, se registra una reducción media de 15,46° con la F-E (IC 95%: 27,03-3,09°), de 5,48° en la F-E del DTM (IC 95%: 21,40-10,45°) y de 6,25° en la DR-DC del mismo DTM (IC 95%: 9,69-2,82°). Únicamente se reconoce un incremento del movimiento escafoideo radio-cubital (DR-DC), con una ganancia media de 4,03° (IC 95%: 0,07-7,98°) (tabla 3). Encontramos diferencias significativas en casi todos los planos de movimiento analizados, excepto en el componente de flexo-extensión del movimiento combinado de lanzar dardos. Sin embargo, al modificarse el otro componente del

movimiento (DR-DC del DTM), asumimos que se altera el movimiento completo de lanzar dardos.

Hueso semilunar

Los valores descriptivos del hueso semilunar revelan como al aplicar las cargas en los tendones existe un mayor movimiento medio del mismo tras la colocación de la prótesis estabilizada en los 3 planos del movimiento analizados, que cumple la hipótesis de normalidad en todos los valores analizados ($p > 0,05$) (tabla 1).

Al analizar la diferencia del rango de movimiento medio del hueso semilunar entre sesiones se muestra un incremento tras la intervención. Con la F-E aumenta una media de 11,67° (IC 95%: 3,28-26,62°), con la DR-DC 5,9° (IC 95%: 6,86-18,66°) y con el DTM 13,06° en la F-E y 2,19° en la DR-DC. No encontramos diferencias estadísticamente significativas al comparar ambas sesiones (tabla 4).

Diferencias del movimiento relativo interóseo entre el escafoides y el semilunar

Se analiza el movimiento relativo interóseo entre el semilunar y el escafoides que tiene lugar con la F-E, con la DR-DC y con el DTM, evaluando dentro de cada uno el movimiento rotacional medio que hay en sus 3 ejes (RX: coronal; RY: longitudinal; RZ: sagital). Tras colocar el implante, observamos durante la F-E un descenso del movimiento relativo entre ambos huesos para todos los componentes del movimiento. Sin embargo, solo encontramos diferencias significativas en el componente de movimiento de sagital (F-E) y en el

Tabla 4 Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso semilunar

Movimiento del hueso semilunar	N	μ d	μ d (IC 95%)	Valor de p
<i>Flexo extensión</i>	11	11,67	(-3,28-26,62)	0,113
<i>Desviación radial-cubital</i>	9	5,9	(-6,86-18,66)	0,318
<i>Lanzamiento de dardos</i>				
Flexo extensión	12	13,06	(-3,35-29,46)	0,108
Desviación radial-cubital	12	2,19	(-5,91-10,29)	0,563

N: número de ciclos de movimiento del antebrazo empleados en el análisis; μ d: media de las diferencias entre la sesión POST y la PREquirúrgica. Un resultado en positivo indica mayor rango de movimiento en la sesión POST-intervención. Un resultado negativo indica mayor movimiento pre-implante.

IC 95%: intervalo de confianza del 95%.

Tabla 5 Diferencia en el movimiento relativo al hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión PRE y POST para el movimiento de flexo-extensión, desviación y lanzamiento de dardos

Diferencia escafoides-semilunar (POST-PRE)		N	μ d	μ d (IC 95%)	Valor de p
Flexo extensión	RX	11	-3,17	(-8,08-1,75)	0,182
	RZ ^a	11	-16,53	(-26,02 -7,04)	0,003
	RY	11	-4,29	(-7,98 -0,61)	0,027
Desviación Radial-cubital	RX ^a	9	3,31	(-6,91-13,53)	0,476
	RZ	9	-8,47	(-17,68-0,74)	0,067
	RY	9	-0,88	(-4,85-3,09)	0,623
DTM: Flexo extensión	RZ ^a	12	-1,06	(-10,65-8,53)	0,812
DTM: DR-DC	RX ^a	12	8,00	(2,05-13,96)	0,013
DTM: Rotación	RY	12	3,38	(-0,47-7,23)	0,080

IC 95%: intervalo de confianza del 95%; N: número de ciclos de movimiento del antebrazo empleados en el análisis; RX: componente del movimiento en el eje de desviación cúbito-radial; RY: componente del movimiento en el eje longitudinal de pronosupinación; RZ: componente del movimiento en el eje de flexo-extensión; μ d: media de las diferencias entre el movimiento de los huesos escafoides y semilunar.

Un resultado en positivo indica mayor rango de movimiento escafoides-semilunar después de la intervención. Un resultado negativo indica mayor movimiento relativo pre-implante.

^a Representa el componente principal del movimiento en dicho plano.

longitudinal (prono-supinación), sin alterarse el pequeño movimiento interóseo de DR-DC (3,17°) (tabla 5).

Seguidamente, se evalúa la diferencia de movimiento relativo interóseo durante la DR-DC. Se reconoce un mayor movimiento entre huesos tras la intervención en el componente de DR-DC (3,31°). Sin embargo, disminuye el movimiento interóseo en el resto de componentes del movimiento, decrece 8,47° para la F-E y 0,88° para la pronosupinación. A pesar de los resultados, ninguno alcanza la significación estadística (tabla 5).

Por último, inspeccionamos el movimiento relativo entre escafoides y semilunar que tiene lugar con el DTM. Tras la intervención, existe un menor movimiento relativo entre ambos huesos al realizar la F-E del movimiento de lanzar dardos, sin encontrar diferencias significativas en este componente del movimiento ($p=0,812$). Al analizar el componente de rotación y de DR-DC dentro del movimiento de lanzar dardos encontramos que con la plastia tendinosa aumenta el movimiento relativo entre los huesos. El ascenso es de 8° con la DR-DC y de 3,38° con la rotación. Sin embargo, únicamente se obtienen diferencias significativas para el componente de desviación radio-cubital del DTM. Mientras que el resto de variaciones no afectan al movimiento

intercarpal durante el movimiento de lanzador de dardos (tabla 5).

Discusión

En los últimos 5 años, y gracias a la tecnología de impresión 3D se han publicado nuevos modelos escafoideos personalizados a cuerpo completo y fabricados en tantalio al presentar un módulo elasticidad muy similar al del hueso⁸⁻¹³. Existen publicaciones recientes de casos clínicos aislados, donde se ha implantado una prótesis custom-made a cuerpo completo fabricada a partir de la imagen espejo contralateral en titanio, esta contaba con un orificio central que lo estabilizaba al semilunar¹⁴.

La existencia de tantos modelos y que ninguno de ellos llegue a popularizarse nos hace pensar que siempre ha existido un fallo bien en el material, bien en el diseño (p. ej., modelos no anatómicos o que no respetan el tallaje) o en la estabilización de la prótesis para adaptarse a la cinemática. Por ello, consideramos necesario seguir trabajando en el diseño del implante idóneo que respete la compleja cinemática carpal.

La cinemática carpal de una mano sana ha sido estudiada tanto *in vitro* como *in vivo*. Sin embargo, continúa sin existir un método idóneo. Presentamos los resultados *in vitro* del implante, aplicando cargas dinámicas activas en los tendones que participan en el agarre de un objeto, mejorando así otros trabajos que lo estudian solo de forma pasiva¹⁵. Una de las principales ventajas de nuestra fase experimental es que existe unanimidad, y por tanto reproducibilidad, en cuanto a la definición de prono-supinación neutra y de la definición de posición neutra de partida, que se registra de manera digital gracias a cámaras y marcadores sin posibilidad de error¹².

Este estudio investiga el movimiento del hueso grande, del escafoides y del semilunar antes y después de la intervención y posicionamiento de la prótesis, hipotetizando que no se modifica. Al igual que nosotros, Neu y Crisco observan que no existe un solo plano de movimiento de los huesos de la muñeca, sino que existe un movimiento combinado rotacional multiplanar, donde generalmente su principal movimiento corresponde con el eje que se evalúa^{16,17}.

Comprobamos que existe un descenso de movilidad rotacional media del hueso grande, y por tanto de la muñeca, en todos los ejes tras la operación. Tanto, la caída media con la F-E como la de las desviaciones afecta a la cinemática ($p < 0,05$). Sin embargo, el hueso grande y el carpo no se ven afectados durante el DTM, manteniendo su funcionalidad cinemática igual que una mano sana. Esto puede ser debido a que el movimiento de lanzar dardos ocurre principalmente en la mediocarpiana, la cual prácticamente no se afecta con la prótesis. Sin embargo, la F-E y las desviaciones tienen un mayor componente de movimiento en la radiocarpiana, que si se ve más alterada con la implantación protésica.

Respecto al movimiento global del carpo registrado, obtenemos rangos próximos a los $110,36 \pm 13,14^\circ$ en la mano sin alteraciones y desciende a $91,64 \pm 21,1^\circ$ tras implantar la prótesis. Si comparamos los resultados con diferentes estudios a largo plazo que colocan otras prótesis escafoideas no estabilizadas, vemos que recogen rangos de F-E de muñeca entre 88 y 101° , los cuales concuerdan con nuestros valores¹⁸.

En el análisis del movimiento rotacional del escafoides, se observa que, tras colocar la prótesis, hay un descenso del movimiento rotacional medio con la F-E y con el DTM, ambos con diferencias significativas, mientras que, aumenta levemente el movimiento rotacional medio del escafoides en el plano de DR-DC. Esto probablemente se deba a que, al estabilizar con la plastia ligamentosa, sí se controla la flexo-extensión, pero no la traslación en el plano coronal, un componente del movimiento que seguramente se exprese en mayor grado del pensado en la literatura. Estos datos se contraponen a los resultados obtenidos por Crisco et al., quienes formulan que el componente rotacional principal del escafoides con las desviaciones es también la flexo-extensión y en un segundo plano la traslación y prono-supinación¹⁹. Destacar que el aumento del movimiento escafoideo con la DR-DC está muy cerca de cumplir la hipótesis de normalidad ($p = 0,0465$), por lo que podemos pensar que la colocación del implante tiende a reproducir adecuadamente el movimiento del escafoides con la desviación radio-cubital, aunque es preciso ampliar el estudio para establecer conclusiones.

Por último, en el hueso semilunar se observa al aplicar las cargas un mayor movimiento medio del mismo tras la colocación de la prótesis estabilizada en los 3 planos del movimiento estudiados. Al igual que en el escafoides, su principal componente de movimiento en todos los ejes de la muñeca es la flexo-extensión con cierto grado de supinación y traslación¹⁹. El mayor movimiento rotacional del semilunar en todos los planos tras colocar la prótesis nos hacía pensar que nuestra estabilización escafolunar podía ser insuficiente, pero los resultados del test muestran que no es estadísticamente significativa y que, por tanto, la colocación de la prótesis parcial de escafoides estabilizada no altera su cinemática en ningún plano del movimiento de la muñeca.

Respecto al movimiento interóseo escafo-semilunar, reparamos que en nuestra serie existe aproximadamente el doble de movilidad del escafoides pre-operatorio con la F-E respecto al semilunar pre-operatorio, y que esta constante se mantiene tras colocar el implante, aunque con una diferencia inferior. La literatura publica datos muy similares a los nuestros donde la flexión del escafoides es siempre mayor que la del semilunar, aunque en diferente grado. Gardner observa que, en una muñeca sana, durante la flexión, el 73% corresponde al escafoides mientras que el semilunar contribuye solo al 46%. Con la extensión, el escafoides participa un 99% y el semilunar un 68%²⁰. Estos resultados parejos a los nuestros ponen de manifiesto la existencia de una diferencia de movimiento intercarpal con el movimiento normal de la muñeca. Además, se ha visto que cualitativamente hablando el semilunar sigue al escafoides en su movimiento si existe integridad ligamentosa y, por lo tanto, se mueve casi en el mismo plano de flexo-extensión^{20–25}. En esta misma línea encontramos a Rainbow, quien observa que, cuando la mano se mueve desde neutro a 60° de flexión, el escafoides se flexiona el 70% de la cantidad de la flexión del hueso grande mientras que el semilunar un 45%^{1,21,22}. Con la desviación radio-cubital, el escafoides y el semilunar se mueven sincrónicamente pero también en diferentes grados, existiendo variaciones individuales influidas por la laxitud ligamentosa y por el tipo de semilunar^{26,27}.

Respecto al movimiento de lanzar dardos en una mano sana, este tiene lugar principalmente en la mediocarpiana, donde la hilera proximal presenta un movimiento interóseo variable según se estudie *in vitro* o funcionalmente *in vivo*²⁸. Se ha visto que el escafoides rota del 26 al 50% del global de la muñeca, mientras que el semilunar varía del 22 al 40% del total de la muñeca²⁹. Estas variaciones sugieren que existe un amplio rango de planos; por ejemplo, en nuestro estudio, el escafoides rota con valores elevados y mayores al semilunar, pero, para Leventhal, con el movimiento de martilleo el escafoides rota un 40% y el semilunar un 60%³⁰. En nuestra serie, se distingue tras colocar el implante un mayor movimiento interóseo con las rotaciones y con la desviación, mientras que disminuye levemente con la flexo-extensión ($-1,06^\circ$), sin encontrar diferencias estadísticas. Destacar que el componente de desviación aumenta más del doble, donde si se observan diferencias significativas. Estos resultados nos hacen deliberar en una falta de tensión en la plastia para controlar los movimientos coronales y rotacionales. Son pocas las referencias que hablan sobre los diferentes componentes del movimiento de lanzar dardos; aun así, se ha estudiado el movimiento global interóseo concluyendo

que en una mano sana no hay movimiento escafo-lunar de rotación durante el DTM, pues el movimiento escafo-lunar decrece y se unifica, al simbolizar el plano de lanzar dardos el eje más fisiológico de movimiento²⁰.

Como limitaciones del estudio, el tamaño muestral es bajo. Al tratarse de un estudio anatómico, presenta las limitaciones habituales de este tipo: la muestra presenta una variabilidad baja (todos los especímenes son de edad avanzada) y, en función de la preservación y de la antigüedad del espécimen, las extremidades podrían presentar alguna alteración anatómica. Igualmente, las muestras han perdido el control neuromuscular *in vivo* y en el proceso de aplicación de cargas no se han tenido en cuenta las fuerzas antagonistas, utilizando solo la gravedad. Por último, creemos conveniente al tratarse de un estudio *in vitro* donde las características elásticas y de resistencia cápsulo-ligamentosas pueden verse alteradas, someter al implante a un estudio de fatiga ante cargas fisiológicas, para asegurar su estabilidad y resistencia durante largos periodos de tiempo, así como el desgaste que pueda producir en las articulaciones vecinas, antes de establecer más conclusiones. Otra reflexión importante a hacer es que siempre concluimos que se modifica la cinemática con el implante, pero respecto al grupo control, que son manos sanas sin enfermedad. Sin embargo, el implante va dirigido a pacientes con afección carpal previa, donde se está desarrollando un proceso degenerativo consecuencia de una pseudoartrosis o una necrosis del polo proximal, por lo que seguramente los resultados obtenidos son más esperanzadores.

Como conclusión, el implante parcial de escafoides estabilizado reproduce de manera armónica el rango articular de una muñeca sana, aunque con menor movimiento en F-E y en DR-DC sin afectar al movimiento de lanzar dardos. Pensamos que, en el futuro, podría dar solución a los problemas de pseudoartrosis recalcitrante del escafoides en los pacientes con alta demanda funcional. Se necesitan ensayos clínicos que analicen la integración *in vivo* del implante y la supervivencia de la plastia a largo plazo.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia III.

Responsabilidades éticas

En el trabajo se han utilizado antebrazos de especímenes humanos que han requerido la aprobación del comité ético: Comité ético de la Universidad de Valencia, Facultad de Medicina (H1494857074740).

Financiación

Para la realización del trabajo no se han recibido financiación de ninguna empresa privada.

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses en cuanto a la búsqueda, autoría y publicación de este artículo.

Bibliografía

1. Rainbow MJ, Wolff AL, Crisco JJ, Wolfe SW. Functional kinematics of the wrist. *J Hand Surg Eur Vol.* 2016;41:7–21, <http://dx.doi.org/10.1177/1753193415616939>.
2. Leslie BM, O'Malley M, Thibodeau AA. A forty-three-year follow-up of a vitallium scaphoid arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 1991;16:465–8, [http://dx.doi.org/10.1016/0363-5023\(91\)90015-4](http://dx.doi.org/10.1016/0363-5023(91)90015-4).
3. Picaud A. Traitement d'une pseudarthrose ancienne du scaphoïde carpien par prothèse acrylique picaud Title. *Mem l'Académie Natl Chir.* 1953;79:200.
4. Swanson AB. Silicone Rubber Implants for Replacement of Arthritic or Destroyed Joints in the Hand. *Pract Surg Hand.* 1968;48:1113–27, [http://dx.doi.org/10.1016/S0039-6109\(16\)38639-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0039-6109(16)38639-X).
5. Spingardi O, Rossello MI. The total scaphoid titanium arthroplasty: A 15-year experience. *Hand.* 2011;6:179–84, <http://dx.doi.org/10.1007/s11552-010-9315-3>.
6. Aribert M, Bouju Y, Kerjean Y, Gaisne E, Philippe B. APSI, résultats à 10 ans de recul. *Hand Surg Rehabil.* 2016;35:457–8.
7. Lima Santos F, Ferreira A, Grazina R, Sá D, Canela P, Lemos R. APSI scaphoid hemiarthroplasty - long-term results. *Rev Bras Ortop.* 2018;53:582–8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2017.06.020>.
8. Letta C, Schweizer A, Fürnstahl P. Quantification of Contralateral Differences of the Scaphoid: A Comparison of Bone Geometry in Three Dimensions. *Anat Res Int.* 2014;2014, 904275.
9. Blankenhorn BD, Pfaeffle HJ, Tang P, Robertson D, Imbriglia J, Goitz RJ. Carpal Kinematics After Proximal Row Carpectomy. *J Hand Surg Am.* 2007;32:37–46, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhsa.2006.10.014>.
10. Page A, Candelas P, Belmar F. Application of video photogrammetry to analyse mechanical systems in the undergraduate physics laboratory. *Eur J Phys.* 2006;27:647.
11. Patterson RM, Williams L, Andersen CR, Koh S, Viegas SF. Carpal kinematics during simulated active and passive motion of the wrist. *J hand Surg Am.* 2007;32A:1013–9.
12. Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJ, Makhsous M, van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech.* 2005;38:981–92, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>.
13. Zhang C, Chen H, Fan H, Xiong R, He R, Huang C, et al. Carpal bone replacement using personalized 3D printed tantalum prosthesis. *Front Bioeng Biotechnol.* 2023;11:1234052, <http://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2023.1234052>.
14. Kemler MA. Replacement of a destroyed scaphoimodelled prosthesis. *BMJ Case Rep.* 2023;16:e257125, <http://dx.doi.org/10.1136/bcr-2023-257125>.
15. López-Valenciano J, Aguilera L, Montaner-Alonso D, Llusà- Pérez M, Lluch AL. Wrist kinetics after scaphoidectomy. *Clin Biomech.* 2019;68:109–13, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.05.034>.
16. Neu CP, Crisco JJ, Wolfe SW. In vivo kinematic behavior of the radio-capitate joint during wrist flexion-extension and radio-ulnar deviation. *J Biomech.* 2001;34:1429–38, [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00117-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00117-8).
17. Crisco JJ, Coburn JC, Moore DC, Akelman E, Weiss A-PC, Wolfe SW. In vivo radiocarpal kinematics and the dart thrower's motion. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:2729–40.
18. Bellemère P. Pyrocarbon implants for the hand and wrist. *Hand Surg Rehabil.* 2018;37:129–54, <http://dx.doi.org/10.1016/j.hansur.2018.03.001>.
19. Crisco JJ, Coburn JC, Moore DC, Akelman E, Weiss AC, Wolfe SW. In Vivo Radiocarpal Kinematics and the Dart Thrower's Motion. *J Bone Jt Surg.* 2005;87:2729–40.

20. Gardner MJ, Crisco JJ, Wolfe SW. Carpal Kinematics. *Hand Clin.* 2006;22:413–20, <http://dx.doi.org/10.1016/j.hcl.2006.08.001>.
21. Kobayashi M, Berger RA, Nagy L, Linscheid RL, Uchiyama S, Ritt M, et al. Normal kinematics of carpal bones: A three-dimensional analysis of carpal bone motion relative to the radius. *J Biomech.* 1997;30:787–93.
22. Wolfe SW, Neu C, Crisco JJ. In vivo scaphoid, lunate, and capitate kinematics in flexion and in extension. *J Hand Surg Am.* 2000;25:860–9.
23. Short WH, Werner FW, Fortino MD, Palmer a K, Mann K. A dynamic biomechanical study of scapholunate ligament sectioning. *J Hand Surg Am.* 1995;20:986–99.
24. Ishikawa J, Cooney WP, Niebur G, An KN, Minami A, Kaneda K. The effects of wrist distraction on carpal kinematics. *J Hand Surg Am.* 1999;24:113–20.
25. Ten Berg PW, Dobbe JG, Strackee SD, Streekstra GJ. Three-dimensional assessment of bilateral symmetry of the scaphoid: An anatomic study. *Biomed Res Int.* 2015;2015:547250, <http://dx.doi.org/10.1155/2015/547250>.
26. Kamal RN, Starr A, Akelman E. Carpal Kinematics and Kinetics. *J Hand Surg Am.* 2016;41:1011–8.
27. Craigen MA, Stanley JK. Wrist kinematics Row, column or both? *J Hand Surg Br.* 1995;20:165–70.
28. Garcia-Elias M, Alomar Serrallach X, Monill Serra J. Dart-throwing motion in patients with scapholunate instability: A dynamic four-dimensional computed tomography study. *J Hand Surg Eur Vol.* 2014;39:346–52, <http://dx.doi.org/10.1177/1753193413484630>.
29. Moritomo H, Apergis EP, Garcia-Elias M, Werner FW, Wolfe SW. International Federation of Societies for Surgery of the Hand 2013 Committee's report on wrist dart-throwing motion. *J Hand Surg Am.* 2014;39:1433–9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhsa.2014.02.035>.
30. Leventhal E, Moore DC, Akelman E. Carpal and forearm kinematics during a simulated hammering task. *J Hand Surg Am.* 2010;35:1097–104.