

# Carpectomía proximal. Estudio por elementos finitos

I. PROUBASTA RENART<sup>(1)</sup>, C. LAMAS GÓMEZ<sup>(1)</sup>, N. IBAÑEZ APARICIO<sup>(1)</sup>,  
I. PÉREZ VILLALOBOS<sup>(2)</sup>, D. LACROIX<sup>(2)</sup>

(1) SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA.

HOSPITAL DE LA SANTA CRUZ Y SAN PABLO. BARCELONA

(2) DEPARTAMENTO CIENCIA DE LOS MATERIALES. ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES DE BARCELONA. UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA (BARCELONA)

## Correspondencia:

Dr. Ignacio Proubasta Renart  
Servicio Cirugía Ortopédica y Teraumatología  
Hospital de la Santa Cruz y San Pablo. Barcelona  
e-mail: iproubasta@santpau.cat.

Se realiza un análisis comparativo por elementos finitos del comportamiento de un modelo de muñeca sana con otro al que se le ha practicado una carpectomía proximal. Los parámetros valorados fueron las tensiones y áreas de contacto entre las superficies articulares del radio y semilunar en el modelo de la muñeca sana y entre el radio y la cabeza del hueso grande en el modelo de la muñeca con carpectomía proximal. Asimismo, se analizó el desplazamiento que experimenta el centroide de contacto en ambos modelos. De los resultados obtenidos se pudo comprobar que, a pesar de que se producen unas mayores tensiones, tanto en el radio como en la cabeza del hueso grande, éstas se distribuyen por un área mayor, es decir, cada zona articular del radio se encuentra menos tensionada por la cabeza del hueso grande y, por tanto, justificarían cómo una mayoría de pacientes a los que se les ha practicado una carpectomía proximal, no muestran un incremento en la tendencia a desarrollar una artrosis secundaria entre el radio y la cabeza del hueso grande. Por otra parte, el hecho de que durante el movimiento de flexoextensión se produce, no solo un movimiento de rotación sino también de traslación hacia el centro del radio, haría que se consiguiera una disipación adicional de tensiones.

**Palabras clave:** muñeca, análisis elementos finitos, carpectomía proximal.

We performed a comparative finite element analysis of the behavior of a healthy wrist model with another that you have had a proximal carpectomy. The parameters evaluated were the tension and areas of contact between the articular surfaces of the radius and lunate in the model of healthy wrist and between the radius and the head of the capitate in the wrist model with proximal carpectomy. Also analyzed the displacement experienced by the contact centroid on both models. From the results it was found that, despite producing a greater stresses, both the radius and capitate head, they are distributed over a larger area, this is, each articular zone of the radius is less stressed by the head of the capitate and therefore justify how a majority of patients who have had a proximal carpectomy, do not show an increased tendency to develop secondary osteoarthritis of the radius and the capitate head. Moreover, the fact that during the flexo-extension movement occurs not only a rotational movement but also translational to the center of the radius, would make that he get additional dissipation of tensions.

**Key words:** wrist, finite element analysis, proximal carpectomy.

## INTRODUCCIÓN

La carpectomía proximal (CP), descrita en 1939 por Stamm y publicada en 1944<sup>1</sup>, constituye una técnica quirúrgica que ha sido y es utilizada en diversas patologías del carpo con el fin de preservar al máximo la movilidad de la muñeca. Entre dichas patologías cabe citar las muñecas SLAC (*Scapho Lunate Advanced Collapse*)<sup>2</sup> y/o SNAC (*Scaphoid Nonunion Advanced Collapse*)<sup>3</sup>, la enfermedad de Kienböck en estadio avanzado<sup>4</sup>, la disociación escafosemilunar<sup>5</sup> y la luxación perilunar crónica<sup>6</sup>. Según la bibliografía revisada los resultados son satisfactorios y comparables con las artrodesis parciales<sup>2</sup>, aunque existe un especial escepticismo en cuanto a la durabilidad de la CP en el tiempo, especialmente en lo concerniente al desarrollo de una artrosis radio-hueso grande<sup>7-11</sup>. De hecho, la CP altera considerablemente la anatomía de la muñeca, pues la nueva articulación creada entre el radio y la cabeza del hueso grande no es congruente y, en consecuencia, con una inapropiada concentración de fuerzas que favorecen la aparición de fenómenos degenerativos en las nuevas superficies articulares<sup>12</sup>. Cuando ello ocurre, es preciso recurrir a la artrodesis de muñeca. Parece evidente pues, que las alteraciones biomecánicas experimentadas en la muñeca con CP, pueden explicar el fracaso de esta intervención. Sin embargo, los estudios al respecto son limitados<sup>12-15</sup>, motivo por el cual nos pareció interesante crear un modelo computacional por elementos finitos que fuera capaz de analizar los

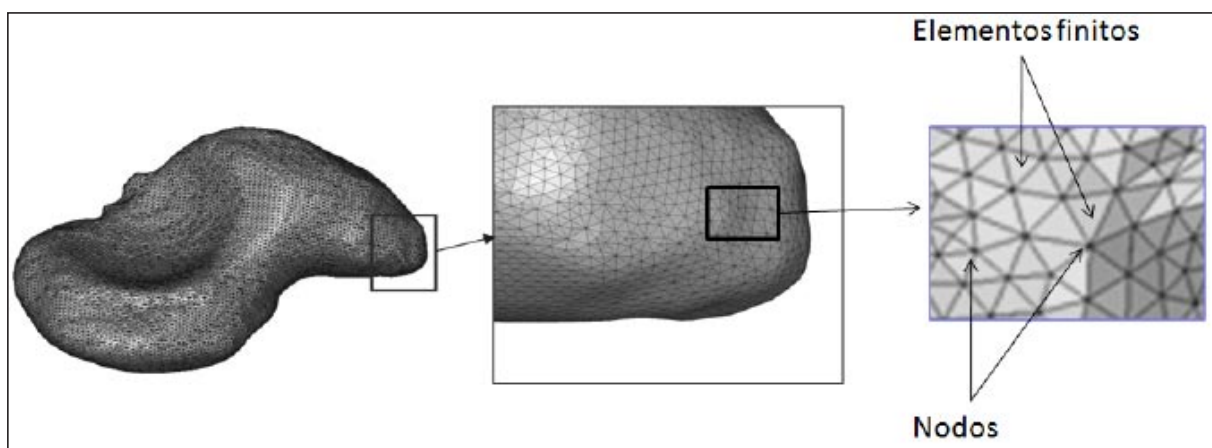
cambios que acontecen tras una CP en las áreas de contacto, las tensiones creadas así como el nuevo posicionamiento de los huesos carpianos, pues de los hallazgos observados podría indicarse a qué paciente estaría o no indicada una CP.

## MATERIAL Y MÉTODO

Antes de iniciar este apartado, nos ha parecido oportuno explicar brevemente que es el análisis por elementos finitos (AEF).

El AEF consiste en el empleo de los métodos numéricos en la resolución de un problema físico determinado sobre un cuerpo, estructura o dominio. Para ello, se desglosa éste en subestructuras o subdominios no-intersectantes entre sí, denominados *elementos finitos*. El conjunto de los elementos finitos así formado, configura una partición del dominio también denominada discretización. Dentro de cada elemento finito se distinguen una serie de puntos representativos llamados «nodos». El conjunto de nodos, considerando sus relaciones de adyacencia se llama «malla». La generación de la malla se realiza usualmente con programas especiales llamados generadores de mallas (**Figura 1**).

Típicamente, el método de los elementos finitos se programa computacionalmente para calcular el campo de desplazamientos y, posteriormente, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas, observar las deformaciones y tensiones que se generan en el cuerpo, estructura o dominio.



**Figura 1.** Generación del mallado en 2D del hueso escafoides. Obsérvese que el mallado está formado por elementos finitos, no intersectantes, y nodos.

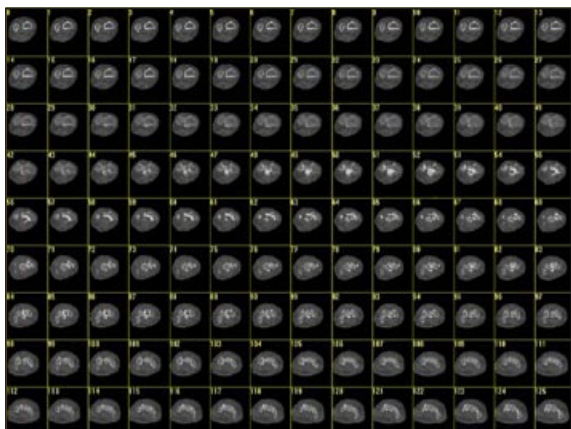


Figura 2. Cortes tomográficos de 1 mm de espesor de la muñeca objeto del presente estudio.

En el caso que nos ocupa, la muñeca, se inicia el modelado a partir de cortes tomográficos (1 mm de espesor) efectuados a un individuo sano sin alteraciones osteoarticulares radiocarpianas (**Figura 2**).

A continuación, los cortes tomográficos son tratados con el software Mimics (Materialise®, Bélgica) para realizar una malla superficial en 2 dimensiones (malla STL) de cada uno de los huesos, haciendo distinción entre hueso cortical y esponjoso. Posteriormente se importa cada una de estas mallas superficiales a un preprocesador Patran de MSC Software® (California, USA), donde se procede al mallado de volumen (3D). Seguidamente, se asignan las propiedades mecánicas inherentes a cada tipo de hueso para su posterior análisis (**Figura 3**). Así, para el hueso cortical se le asignó un módulo elástico de 10 Gpa y de 1 Gpa para el hueso trabecular, mientras que el módulo de Poisson fue de 0,35 para ambos tipos de hueso<sup>16</sup>. En cuanto a los cartílagos, a pesar de que cada hueso presenta su propio grosor y propiedades distintas según la zona en que se encuentre, se ha hecho una simplificación, empleando en todos los huesos, un espesor medio de 0,64 mm y con un comportamiento hiperelástico<sup>17</sup>.

Finalmente, para dar estabilidad a todas las partes de la muñeca en los movimientos aplicados en los cálculos, se ha optado por simular el efecto que tienen los ligamentos por medio de conectores tipo muelle, trabajando de forma lineal, aplicando la rigidez que se les ha asignado a cada uno de ellos. Cabe destacar que no se

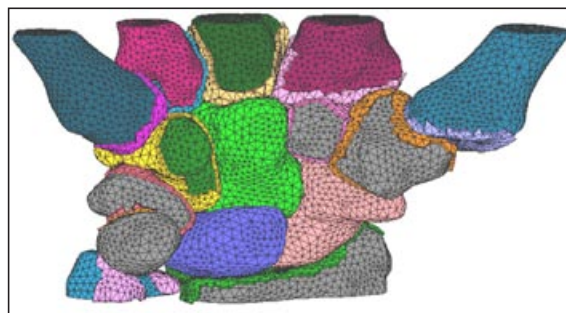


Figura 3. Imagen del mallado completo de los huesos y cartílagos del modelo de la muñeca.

ha modelado el fibrocartílago triangular, dada su complejidad y la dificultad incluso después de su simplificación. No obstante, se ha representado el mismo por su efecto estabilizador, aplicando también conectores tipo muelles dentro de su área de trabajo (**Figura 4**).

En cuanto al modelado de la muñeca con CP, se ha emulado lo que se realiza en la intervención quirúrgica de forma simplificada. Así, se han eliminado todos aquellos elementos que pertenecen a la fila proximal del carpo (escafoides, semilunar y piramidal), y se han bajado en una misma dirección (vertical) el resto de los huesos carpianos y metacarpianos hasta que la cabeza del hueso grande entrara en contacto con la carilla semilunar de la superficie articular del radio. Asimismo, se han mantenido todos los conectores tipo muelle que simulan los ligamentos que existían desde la fila distal del carpo hacia los metacarpianos y se han reconstruido aquellos que unen el radio y el cúbito con el resto del carpo, intentando mantener un equilibrio entre la estabilidad requerida para el cálculo por elementos finitos y la configuración real que quedaría tras la CP.

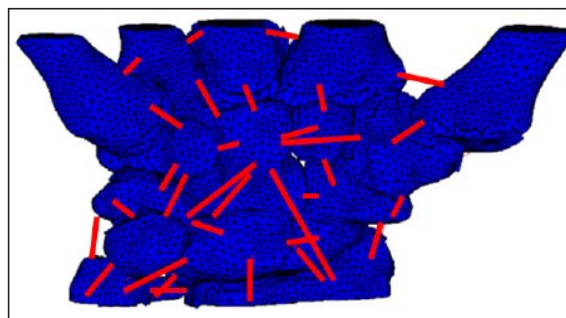
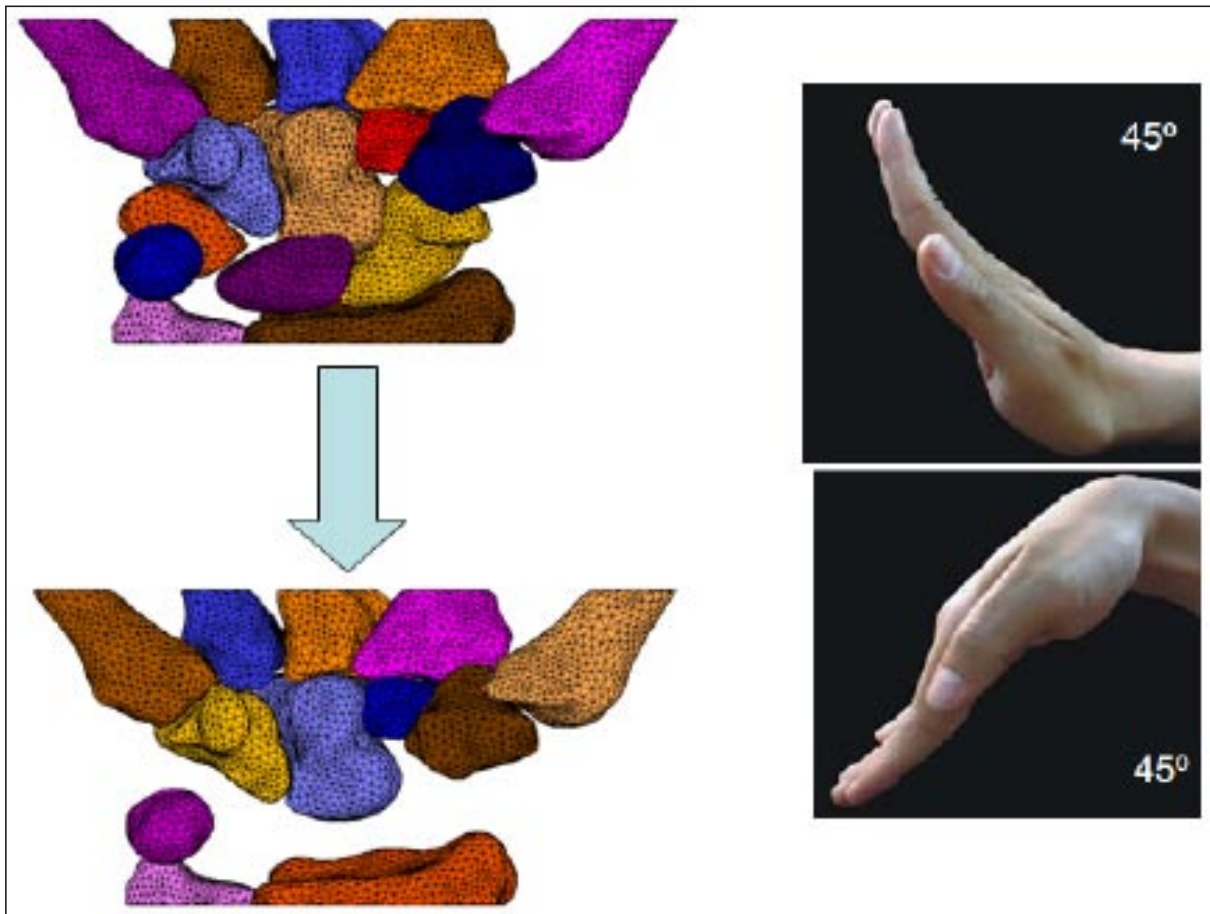


Figura 4. Modelado de los ligamentos.



*Figura 5. Modelado de la muñeca con carpometría proximal (CP) a partir de la muñeca sana y arcos de movimiento a que fueron sometidos ambos modelos.*

En el modelado de la muñeca sana se empleó un total de 294.124 elementos finitos, mientras que para la muñeca con CP fue de 225.822.

Una vez obtenidos los dos modelos de muñeca, la sana y la portadora de una CP, se simularon dos movimientos, flexión y extensión, respectivamente, aplicando el mismo arco de movilidad en cada modelo para así poder realizar una comparación en el análisis. En concreto, el movimiento al que fueron sometidos ambos modelos fue de 45° de extensión y 45° de flexión, pues son los límites máximos de movimiento que normalmente se obtienen en clínica después de practicar una CP (**Figura 5**).

En ninguno de los cálculos se han sometido los modelos a carga exterior y todas las condiciones se han aplicado desde el preprocesador Mentat de MSC Software ®. Por otro lado, y con el objetivo de mantener inmóviles el radio y cúbito durante el movimiento efectuado, se han

fijado los nodos de la base de ambos, dentro de las condiciones de contorno.

Los parámetros valorados fueron las tensiones y las áreas de contacto producidas entre el radio y el semilunar en la muñeca sana y entre el radio y la cabeza grande en la muñeca con CP, así como el desplazamiento que experimenta el centroide en ambos modelos (**Figura 6**). Cabe recordar que el centroide es el punto que define el centro geométrico de un objeto y nos ayuda a encontrar el punto en el que se concentran las fuerzas que actúan sobre un cuerpo.

## RESULTADOS

Los resultados de los cálculos han sido estudiados en tres bloques. Por un lado, se han analizado cada uno de los modelos por separado, observando principalmente la distribución de

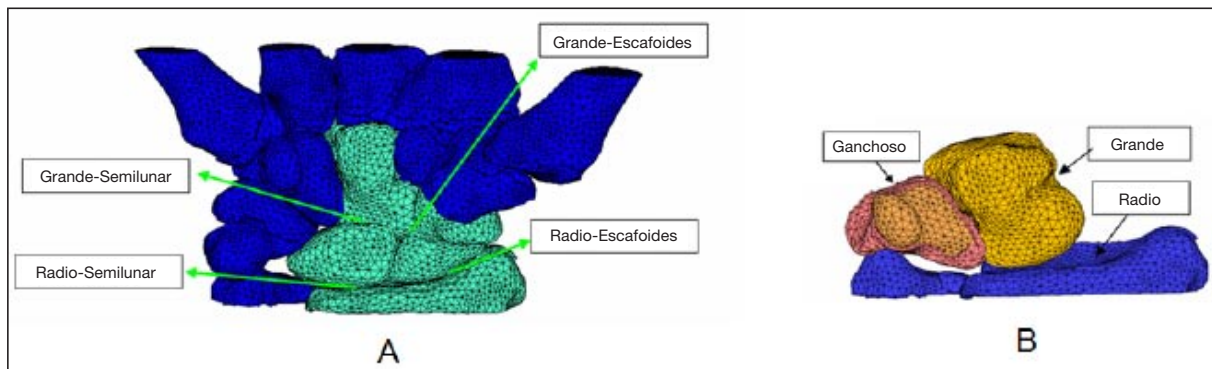


Figura 6. Zonas estudiadas para las tensiones y las áreas de contacto. A) muñeca sana. B) muñeca con CP.

las tensiones de compresión en los cartílagos de los huesos de mayor interés para este estudio (carilla semilunar del radio, semilunar y cabeza del hueso grande), así como el área de contacto entre ellos durante todo el arco de movimiento estudiado. Por otro lado, se ha realizado una comparación entre los resultados obtenidos con cada uno de los dos modelos y, finalmente se ha

observado el recorrido del centroide de contacto entre las superficies articulares.

## 1. Tensiones

### 1.1. Radio

Durante el movimiento de flexión en la carilla semilunar de la superficie articular del radio, se

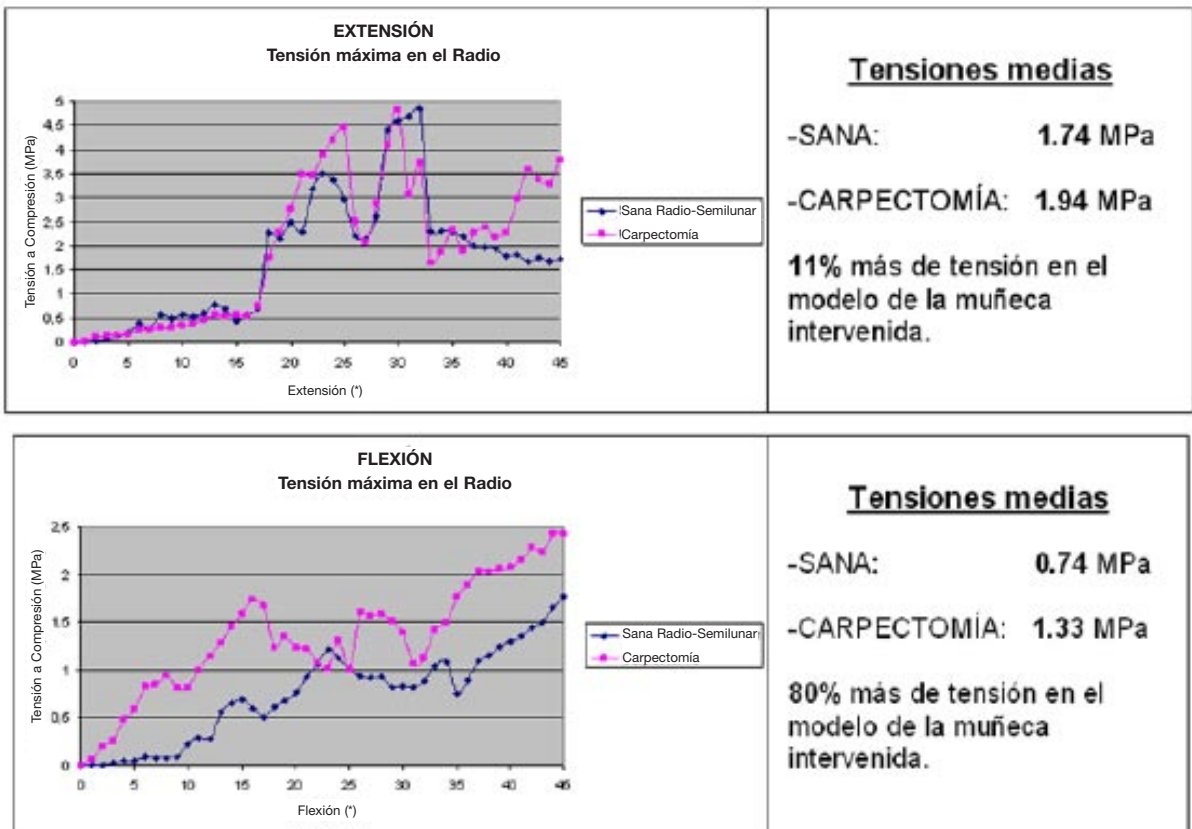


Figura 7. Tensiones medias producidas en la carilla semilunar del radio durante la extensión y flexión, tanto en la muñeca sana como en la muñeca con CP.

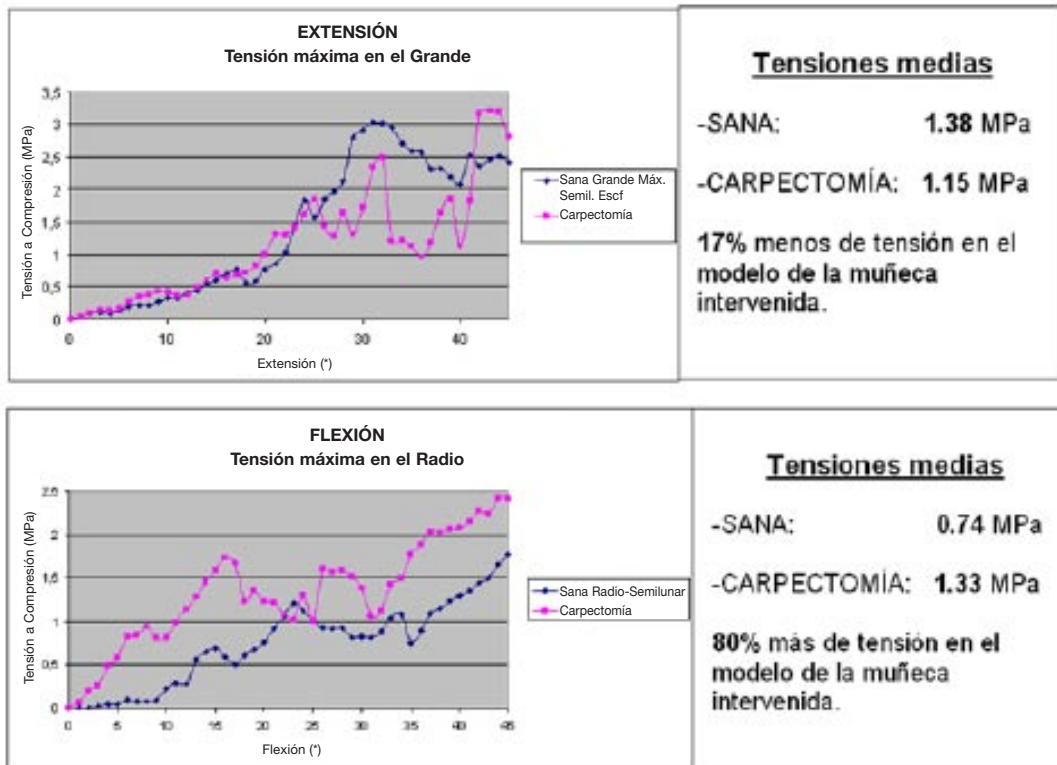


Figura 8. Tensiones medias producidas en la superficie articular de la cabeza del hueso grande durante la extensión y flexión, tanto en la muñeca sana como en la muñeca con CP.

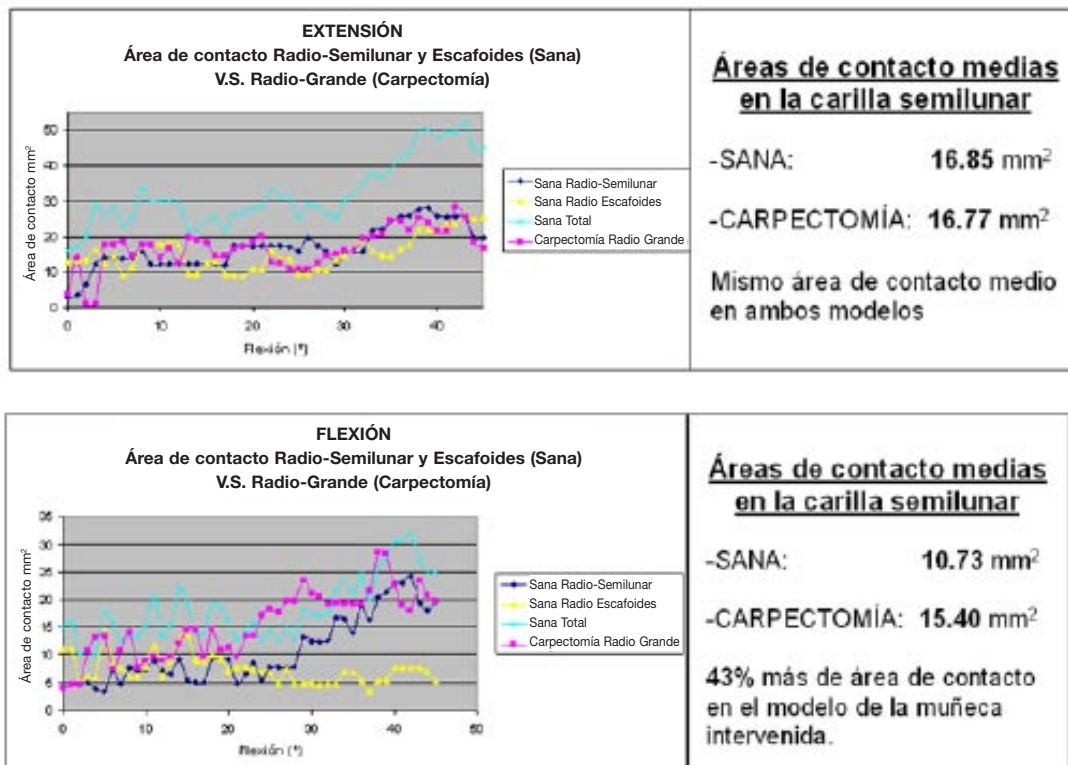


Figura 9. Áreas de contacto medias en la superficie articular del radio en extensión y en flexión, tanto en la muñeca sana como en la muñeca con CP.

genera un 80% más tensión en la muñeca con CP que en la muñeca sana, mientras que en extensión, los valores observados son más discretos, pues solo se produce un 11% más de tensión (Figura 7).

### 1.2. Cabeza hueso grande

Durante el movimiento de extensión, en la superficie articular del hueso grande se produce una disminución poco importante de la tensión (17% menos) en la muñeca con CP, mientras que en la flexión, dicha tensión aumenta considerablemente hasta alcanzar un 80% más que la generada en la muñeca sana (Figura 8).

## 2. Áreas de contacto

### 2.1. Radio

Durante el movimiento de extensión, el área de contacto de la carilla semilunar del radio en

la muñeca sana, es similar a la que se observa tras la CP. Por contra, durante el movimiento de flexión, el área de contacto del radio aumenta hasta un 43% más con respecto a la muñeca con CP (Figura 9).

### 2.2. Cabeza hueso grande

Tanto en el movimiento de extensión como el de flexión, se produce una disminución drástica del contacto de la superficie articular del hueso grande con respecto a la del radio (Figura 10). Tanto es así, que en extensión, existe hasta un 101% más de área de contacto en la muñeca sana que en la intervenida con CP, mientras que en flexión, llega hasta un 140% más.

### 3. Centroide de contacto

Por último y en cuanto al centroide de contacto se refiere, durante el movimiento de extensión

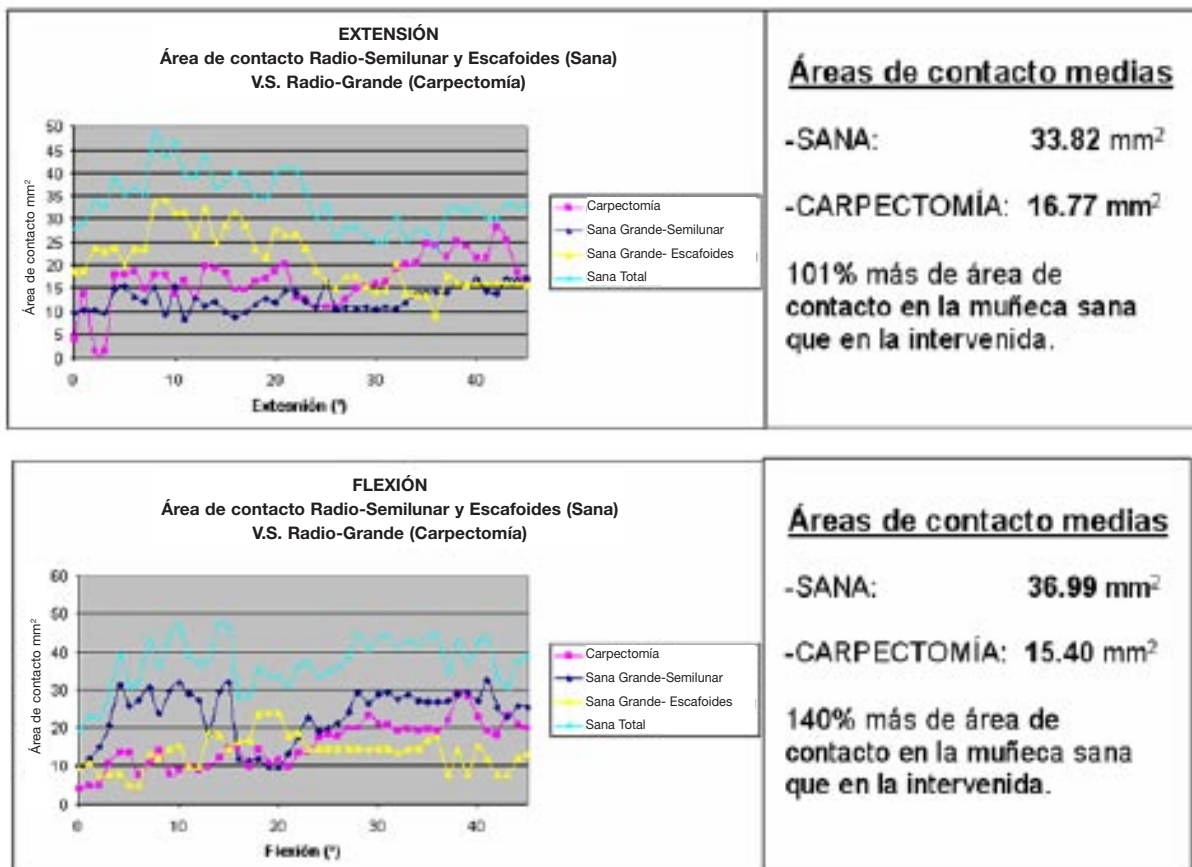


Figura 10. Áreas de contacto medias en la superficie articular de la cabeza del hueso grande en extensión y en flexión, tanto en la muñeca sana como en la muñeca con CP.


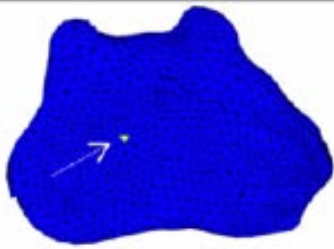
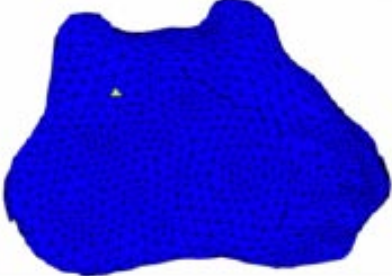
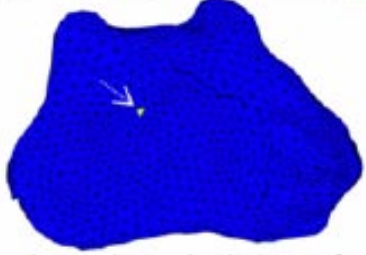
|           | DSPLAZAMIENTO APROXIMADO DEL CENTROIDE DE CONTACTO                                |                                                                                                                                |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|           | SANA                                                                              | CARPECTOMÍA                                                                                                                    |
| FLEXIÓN   |  | <br>Desplazamiento aproximado de unos 10 mm. |
| EXTENSIÓN |  | <br>Desplazamiento aproximado de unos 6 mm.  |

Figura 11. Desplazamiento del centroide de contacto.

de la muñeca sana, el centroide se sitúa en la zona dorsocubital de la carilla semilunar del radio, mientras que durante la flexión se sitúa en la zona volar y cubital de la misma carilla articular. En cambio, en la muñeca con CP, el centroide de contacto se desplaza radial y centralmente en ambos movimientos, 10 mm durante la flexión y 6 mm durante la extensión, lo que indica que durante el movimiento de flexo-extensión se le asocia además un movimiento traslacional (Figura 11).

## DISCUSIÓN

Desde que Stamm<sup>1</sup> en 1929, describiera la técnica quirúrgica denominada Carpectomía Proximal (CP), muy poco se ha estudiado del porqué dicha intervención ha tenido resultados muy favorables, especialmente en estos últimos años donde diversos estudios a largo plazo han mostrado que la movilidad articular de la muñeca es más que aceptable, que la fuerza de prensión, aunque disminuida, se mantiene en el tiempo y, lo que es más importante, el dolor desaparece y/o disminuye drásticamente. Sin

embargo, a pesar de que la CP constituye una intervención de rescate que consigue preservar un rango de movimiento funcional, no siempre evoluciona satisfactoriamente, pues se desarrolla una artrosis radio-hueso grande que obliga, en la mayoría de ocasiones, a practicar una artrodesis de muñeca<sup>18</sup>.

Desafortunadamente, aún no sabemos qué muñecas se beneficiarán de una CP o, por el contrario, cuales desarrollarán una artrosis secundaria tras la misma. Al respecto, hay un consenso generalizado al cuestionar la CP en pacientes jóvenes con altas demandas funcionales, pues el riesgo de una artrosis secundaria radio-hueso grande es elevado. Sin embargo, no siempre es así. Por lo tanto, aparte de la edad del paciente, deben existir otros condicionantes que favorezcan dicha complicación. Entre estos, cabe destacar la morfología de la cabeza del hueso grande. Estudios al respecto, ponen de manifiesto la existencia de tres tipos de configuración de la cabeza de este hueso en la población general: 1) cabeza de superficie plana (65%); 2) cabeza de superficie esférica (25%) y 3) cabeza de superficie en «V» (14%)<sup>19</sup>. Parece lógico pensar que la configuración esférica, la más congruente, es la que menor riesgo tiene en



desarrollar una artrosis radio-hueso grande a lo largo del tiempo, mientras que la configuración en «V» sería la que más riesgo tiene, pues al quedar una articulación incongruente, provocaría el deterioro articular en un corto espacio de tiempo<sup>20</sup>. En cuanto a las cabezas de configuración plana, las más frecuentes, podrían evolucionar hacia uno u otro sentido, atendiendo a otro tipo de factores que aún desconocemos. Sin embargo, nuestro estudio, efectuado en una muñeca cuya configuración de la cabeza del hueso grande era plana, pone de manifiesto la tendencia a sufrir una mayor tensión de compresión en el cartílago de la carilla semilunar del radio a pesar de aumentar el área de contacto a dicho nivel. Asimismo, se ha podido observar una notable disminución en el área de contacto de la cabeza del hueso grande con respecto a la superficie articular del radio, junto con aumento de tensión, lo que también podría contribuir a un prematuro desgaste del cartílago. Sin embargo, a pesar de estos cambios, el cálculo por elementos finitos demuestra como el hueso grande se articula sobre una superficie mayor de la fosa semilunar del radio cuando la muñeca se encuentra dentro del rango de flexión/extensión estudiados, es decir, cada zona articular del radio se encuentra menos tensionada por la cabeza del hueso grande.

Estas últimas observaciones, justificarían por tanto, cómo una mayoría de pacientes a los que se les ha practicado una CP, no muestren un incremento en la tendencia a desarrollar una artrosis secundaria entre el radio y la cabeza del hueso grande. Asimismo, al existir un movimiento translacional durante la flexoextensión, se produciría una disipación adicional de tensiones que minimizarían la aparición de la citada complicación, hecho observado también por otros autores<sup>8, 12, 14</sup>.

A pesar de ello, y tal como hemos apuntado antes, es preciso realizar nuevos estudios, diferenciando especialmente los tres tipos de configuración de la cabeza del hueso grande, pues muy bien podrían observarse las alteraciones del comportamiento biomecánico para cada uno u otro tipo morfológico. Sea como fuere, algunos autores, después de practicar una CP, interponen tejido capsular entre el radio y la cabeza del hueso grande<sup>21</sup> o incluyen un implante de carbón pirolítico en la cabeza del hueso grande para evitar la artrosis entre el mismo y el radio<sup>22</sup>. Aunque los resultados iniciales con este implante son satisfactorios, es preciso un seguimiento a más largo plazo y contar con series más homogéneas y extensas para sacar conclusiones al respecto.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Stamm TT. Excision of the proximal row of the carpus. *Proc R Soc Med* 1944; 38: 74-5.
2. Wyrick JD, Stern PJ, Kiefhaber TR. Motion-preserving procedures in the treatment of scapholunate advanced collapse wrist: proximal row carpectomy versus four-corner-arthrodesis. *J Hand Surg Am* 1995; 20: 965-70.
3. DiDonna ML, Kiefhaber TR, Stern PJ. Proximal row carpectomy. Study with a minimum of ten years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86: 2359-65.
4. DeSmet L, Robijns P, Degreef I. Proximal row carpectomy in advanced Kienbock's disease. *J Hand Surg B* 2005; 30: 585-7.
5. Elfar JC, Stern PJ. Proximal row carpectomy for scapholunate dissociation. *J Hand Surg B* 2005; 30: 585-7.
6. Inoue G, Miura T. Proximal row carpectomy in perilunate dislocations and lunatomalacia. *Acta Orthop Scand* 1990; 61: 449-52.
7. Novaes E, Freitas MC, Leomil de Paula EJ, Mattar R Jr, Zumiotti AV. Comparison between proximal row carpectomy and four-corner fusion for treating osteoarthritis following carpal trauma: a prospective randomized study. *Clinics* 2011; 66: 51-5.
8. Liu M, Zhou H, Yang Z, Huang F, Pei F, Xiang Z. Clinical evaluation of proximal row carpectomy revealed by follow-up for 10-29 years. *Int Orthop* 2009; 33: 1315-21.
9. Inglis AE, Jones EC. Proximal-row carpectomy for diseases of the proximal row. *J Bone Joint Surg Am* 1977; 59: 460-3.
10. Jorgensen EC. Proximal-row carpectomy. An end result study of twenty-two cases. *J Bone Joint Surg Am*, 1969; 51: 1104-111.
11. Proubasta IR, Lamas CG, Itarte JP, De Caso JR. Resección de la primera fila del carpo (Carpectomía proximal). *Rev Iberoam Cir Mano* 2005; 33: 22-30.
12. Tang P, Gauvin J, Muriuki M, Pfaeffle JH, Imbriglia JE, Goitz RJ. Comparison of the «contact biomechanics» of the intact and proximal row carpectomy wrist.

- J Hand Surg Am 2009; 34: 660-70.
13. Zhu YL, Xu YQ, Ding J, Li J, Chen B, Ouyang YF. Biomechanics of the wrist after proximal row carpectomy in cadavers. *J Hand Surg Eur* 2010; 35: 43-5.
  14. Blankenhorn BD, Pfaeffle J, Tang P, Robertson D, Imbriglia J, Goitz RJ. Carpal kinematics after proximal row carpectomy. *J Hand Surg Am* 2007; 32: 37-46.
  15. Hogan CJ, McKay PL, Degnan GG. Changes in radiocarpal loading characteristics after proximal row carpectomy. *J Hand Surg Am* 2004; 29: 1109-13.
  16. Proubasta I, Gil Mur J, Planell JA. Fundamentos de biomecànica y biomateriales. Madrid: Ediciones Ergón, S.A., 1997.
  17. Marai GE, Crisco JJ, Laidlaw DH. A kinematics-based method for generating cartilage maps and deformations in the multi-articulating wrist joint from CT images. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference. New York (USA), Aug 30-Sept, 2006.
  18. Jebson PJ, Hayes EP, Engber WD. Proximal row carpectomy: a minimum 10-year follow-up study. *J Hand Surg Am* 2003; 28: 561-9.
  19. Yazaki N, Burns ST, Morris RP, Andersen CR, Patterson RM, Viegas SF. Variations of capitate morphology in the wrist. *J Hand Surg Am* 2008; 33: 660-6
  20. Hawkins-Rivers S, Budoff JE, Ismaily SK, Noble PC, Haddad J. MRI study of the capitate, lunate, and lunate fossa with relevance to proximal row carpectomy. *J Hand Surg Am* 2008; 33: 841-9.
  21. Kwon BC, Choi SJ, Shin J, Baek GH. Proximal row carpectomy with capsular interposition arthroplasty for advanced arthritis of the wrist. *J Hand Surg B* 2009; 91: 1601-6.
  22. Goubier J-N, Vogels J, Teboul F. Capitate pyrocarbon prosthesis in radiocarpal osteoarthritis. *Tech Hand Upper Extrem Surg* 2011; 15: 28-31.