

Análisis MEF de una prótesis metacarpo-falángica

Stefano Deotti¹, Juan Fayos Sancho¹, Pierre-Emmanuel Menuet¹, Carlos M. Atienza Vicente^{1, 3}, Vicente Chover Aledón²

¹INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA

²HOSPITAL LA FE, VALENCIA

³GRUPO DE TECNOLOGÍA SANITARIA, GTS-IBV, CIBER-BBN

Las técnicas de modelado numérico representan una potente herramienta que los expertos en biomecánica utilizan en el proceso de desarrollo de prótesis articulares. En particular, el método de los elementos finitos permite determinar las posibles causas de fracaso de un implante, teniendo en cuenta las condiciones de carga y las características de los materiales que lo constituyen.

El Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) ha realizado un estudio del comportamiento mecánico de una prótesis metacarpo-falángica (MCP), con el fin de determinar el efecto de la luxación palmar y de la desviación cubital sobre el modelo analizado.

Metacarpo-phalangeal prosthesis MEF analysis

Numerical modeling represents a powerful tool that biomechanics experts apply in the development process of joint prostheses. In particular, finite elements method allows identifying the possible failure causes of an implant, considering the load conditions and the characteristics of its materials.

The Institute of Biomechanics of Valencia (IBV) carried out a study of the biomechanical behavior of a metacarpophalangeal prosthesis (MCP), to evaluate the effect of volar luxation and ulnar deviation on the prosthesis model.

INTRODUCCIÓN

La artritis reumatoide (AR) es una enfermedad sistémica autoinmune caracterizada por provocar inflamación crónica de las articulaciones y que produce destrucción progresiva de sus componentes con distintos grados de deformidad e incapacidad funcional. En particular suele afectar las articulaciones de la mano, tales como la articulación metacarpo-falángica (MF) y la articulación interfalángica proximal (IP).

La articulación MF constituye uno de los elementos estructurales más importantes de la mano pues permite un 77% del movimiento total del dedo en flexión-extensión. La AR representa la principal causa de disfunción de dicha articulación. En concreto, puede debilitar los tejidos que rodean la articulación de la articulación MF favoreciendo su inestabilidad y su deformidad, siendo la **luxación palmar** y la **desviación cubital** los dos efectos más evidentes.

Para reducir los efectos de la AR es posible reemplazar la articulación dañada con una prótesis (MCP: metacarpo-phalangeal prosthesis), consiguiendo de esta manera una reducción del dolor, una mayor movilidad articular y un mejor aspecto estético de la mano.

El modelo de prótesis más empleado en la actualidad es una evolución del diseño de **Swanson** (Figura 1), que consiste en un único componente de silicona con dos vástagos (proximal y distal), unidos a través de un elemento intermedio flexible que permite la articulación.



Figura 1. Prótesis de Swanson.

Aunque los ensayos realizados con estas prótesis demuestran un buen funcionamiento frente a cargas de flexo-compresión, los resultados clínicos registran numerosos fracasos con roturas en la zona de unión entre el vástago y el elemento intermedio (Figura 2), siendo una posible causa de este fallo el estado tensional producido por la composición de cargas y desplazamientos que actúan sobre el implante.

El objetivo del presente estudio es analizar el efecto de la **luxación palmar** y de la **desviación cubital** en las tensiones del implante, para determinar la importancia de estas deformidades en los fallos protésicos. Para ello, se han empleado técnicas de modelado geométrico tridimensional del implante y de análisis mediante el método de los elementos finitos (MEF).

>



Figura 2. Prótesis MCP con rotura en la zona de unión entre el vástago proximal y el cuerpo intermedio.

METODOLOGÍA EMPLEADA

El objeto del estudio fue una prótesis metacarpo-falángica (MCP) de silicona tipo MCP-20 (Figura 3).

El estudio de la prótesis se realizó según las fases detalladas a continuación:

1. Modelado geométrico tridimensional de la prótesis.
2. Definición de las características del material.
3. Análisis mediante el método de los elementos finitos.
4. Definición de los casos de carga y análisis.



Figura 3. Prótesis MCP-20.

Modelado tridimensional de la prótesis

En primer lugar, se procedió al modelado tridimensional de la prótesis mediante un programa CAD-3D, reproduciendo las dimensiones reales del implante (Figura 4).



Figura 4. Modelo tridimensional de la prótesis MCP.

Definición de las características del material

Para poder realizar correctamente el modelo MEF, se recopiló información técnica y se definieron las características mecánicas del material que constituye la prótesis objeto del estudio.

La silicona es un elastómero que presenta comportamiento viscoelástico. En la tabla siguiente se resumen sus características mecánicas (Tabla 1).

Tabla 1. Propiedades mecánicas de la silicona.

CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS	SILICONA
Densidad (d)	1.14 g. cm ⁻³
Módulo elástico transversal (G)	0.83 MPa
Módulo de Young (E)	2.41 MPa
Coefficiente de Poisson (ν)	0.45

Modelado por elementos finitos

Modelado del implante

Se exportó el modelo tridimensional al programa de simulación mecánica mediante el cual se procedió al análisis por elementos finitos (MEF). Dicho método numérico permite calcular desplazamientos, deformaciones y tensiones de sólidos deformables sometidos a cargas externas. El modelo constaba de 23.420 elementos para definir la prótesis.

Modelado de los huesos de la articulación metacarpo-falángica

Con el objetivo de reproducir las cargas y desplazamientos fisiológicos de la articulación metacarpo-falángica, se procedió al modelado de los huesos del **metacarpo** y de la **falange proximal**, para simular las condiciones de la prótesis implantada.

Definición de los casos de carga

Para determinar los parámetros de carga a introducir en los modelos de elementos finitos, se realizó una búsqueda bibliográfica y se definieron los rangos de movilidad/desplazamientos en los tres planos de referencia de la mano:

- Plano sagital: flexión-extensión.
 - Plano transversal: desviación cubital.
 - Plano frontal: luxación palmar.
- El movimiento de **flexo-extensión** de la articulación metacarpo-falángica puede alcanzar, en el caso de una articulación sana, un valor cercano a los 90°-100°. Sin embargo, dicha articulación necesita un rango de movilidad mucho menor para realizar las distintas actividades cotidianas. Por esta razón se seleccionó un **valor medio del ángulo de flexión-extensión de 40°**.
- En cuanto a la **desviación cubital**, los valores de desviación cubital debidos a artritis reumatoide quedan comprendidos en un rango de entre 16° y 26°.
- Por lo tanto, se seleccionó para el análisis MEF de la prótesis un **valor medio del ángulo de desviación cubital de 20°**.
- Finalmente se consideró para el análisis MEF un **desplazamiento máximo de 3 mm** en dirección palmar, aunque en la realidad los valores de desplazamiento debidos a **luxación palmar** pueden ser mayores.

En la tabla 2, se resumen los rangos de movimiento considerados.

Tabla 2. Rangos de movimiento utilizados para el análisis MEF.

MOVIMIENTO	RANGO DE MOVIMIENTO Y DE DESPLAZAMIENTOS
Flexión extensión (FE)	0°-40°
Desviación Cubital (DC)	0°-20°
Luxación Palmar (LP)	0 mm - 3 mm

Para conocer el efecto de cada uno de los tres movimientos definidos anteriormente sobre el comportamiento mecánico intrínseco de la prótesis, se aplicaron en primer lugar los casos de carga con movimientos puros (flexión-extensión o desviación cubital o luxación palmar). Después se aplicaron movimientos combinados (por ejemplo, flexión-extensión con desviación cubital) para estudiar el comportamiento mecánico de la prótesis ante tensiones combinadas.

En la tabla 3 se presentan el conjunto de casos de carga analizados durante este análisis:

Tabla 3. Casos de carga analizados durante el estudio MEF de la prótesis metacarpo-falángica.

Nº caso	FE (Deg)	DC (Deg)	LP ()	11	12	13	14	15
1.1	40			X				
1.2		10			X			
1.3		20				X		
1.4			1.7				X	
1.5			3					X
2.1		10	1.7	X			X	
2.2		10	3		X			X
2.3		20	1.7			X	X	
2.4		20	3			X		X
2.5	40	10		X	X			
2.6	40	20		X		X		
2.7	40		1.7	X			X	
2.8	40		3	X				X
3.1	40	10	1.7	X	X		X	
3.2	40	10	3	X	X			X
3.3	40	20	1.7	X		X	X	
3.4	40	20	3	X		X		X

RESULTADOS

Los resultados de los casos de carga más significativos se detallan a continuación. Para cada uno de ellos se incluyen dos diagramas que describen el estado de tensión general del material (tensiones de Von Mises) y las tensiones en la dirección del eje longitudinal del implante (tensiones en z).

Caso nº 1.1: Flexión pura (40°)

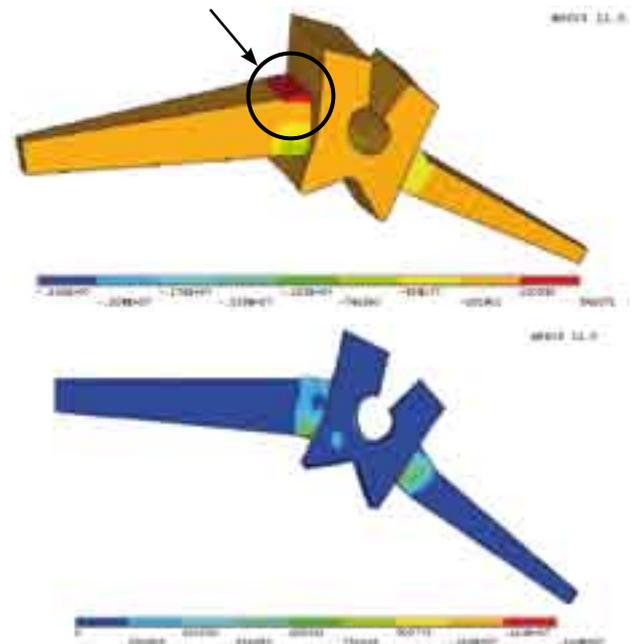


Figura 5. Caso 1.1: Tensiones en z y tensiones de Von Mises.

El análisis del modelo en el caso 1.1 demuestra cómo la flexión pura produce una importante concentración de tensiones en las zonas de unión de los vástagos con el cuerpo central de la prótesis. En particular, el diagrama de tensiones en z evidencia las tensiones de tracción en la zona de unión del vástago proximal con el cuerpo central del implante (zona en rojo).

Caso nº 2.6: Flexión (40°)+Desviación cubital (20°)

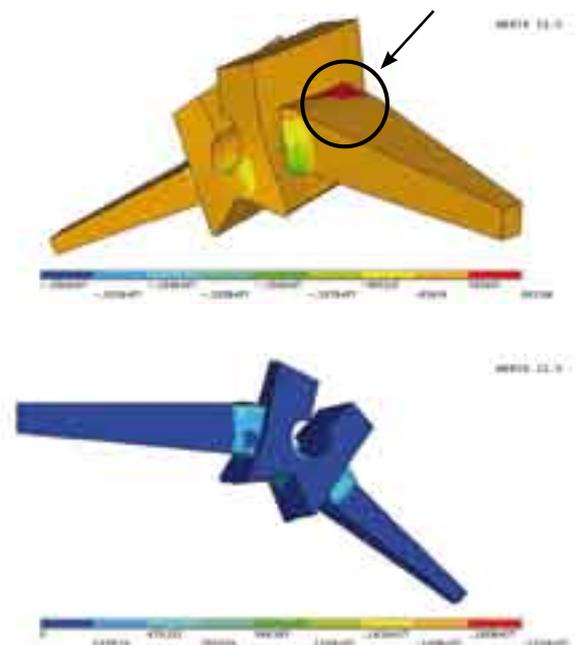


Figura 6. Caso 2.6: Tensiones en z y tensiones de Von Mises.

> En el caso 2.6 los efectos de la flexión y de la desviación cubital se superponen, provocando un incremento muy marcado de las tensiones de tracción en el punto de unión superior del vástago proximal opuesto a la dirección de la desviación.

Caso nº 2.8: Flexión (40°)+Luxación Palmar (3 mm)

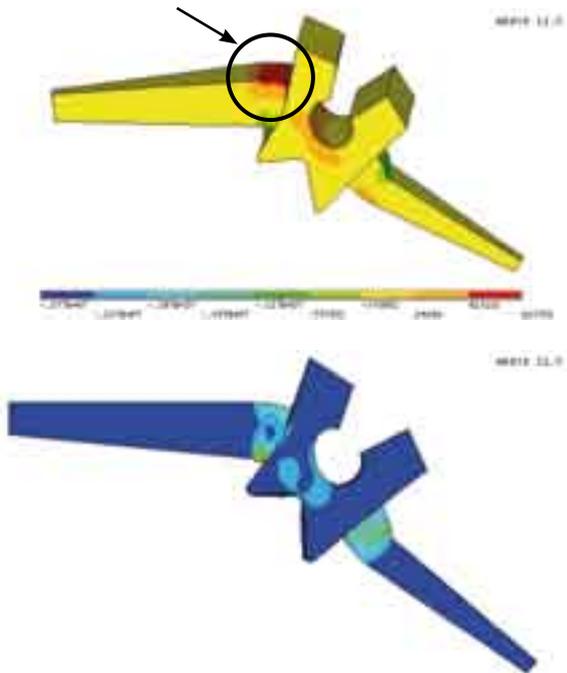


Figura 7. Caso 2.8: Tensiones en z y tensiones de Von Mises.

En el caso 2.8 los efectos de la flexión y de la luxación palmar se superponen, provocando un incremento muy marcado de las tensiones de tracción en toda la zona de unión superior del vástago proximal con el cuerpo central del implante.

Caso nº 3.4: Flexión (40°)+Desviación Cubital (20°)+Luxación (3 mm)

En el caso 3.4 se aplican las desviaciones máximas para los tres movimientos. El efecto resultante consiste en una concentración de las tensiones de tracción máxima con respecto a todos los casos considerados, localizada en el punto de unión superior del vástago proximal, opuesto a la dirección de la desviación cubital.

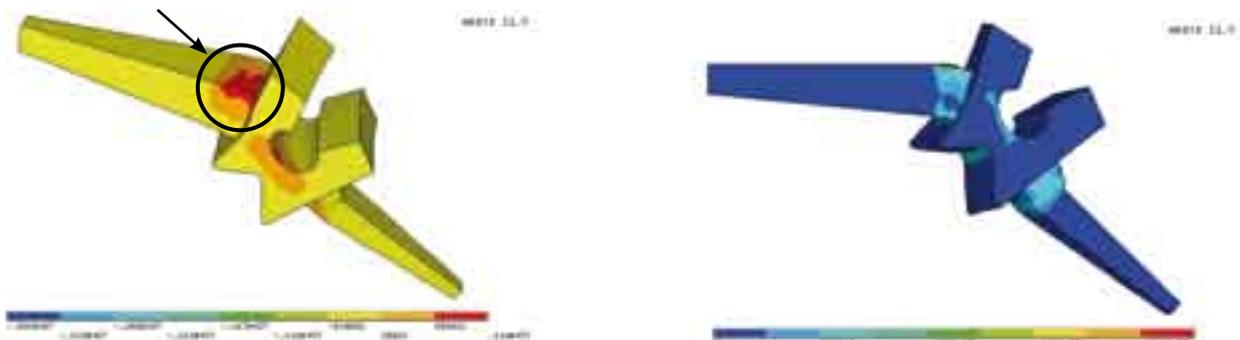


Figura 8. Caso 3.4: Tensiones en z y tensiones de Von Mises.

CONCLUSIONES

Las principales conclusiones del estudio son las siguientes:

- Las tensiones combinadas de los tres modos de carga (flexión, luxación palmar y desviación cubital) duplican las tensiones que se producen en los casos de cargas puras.
- Las tensiones combinadas de flexión con desviación cubital o luxación palmar incrementan las tensiones un 35% aproximadamente en los dos casos.
- Las tensiones se concentran en la zona superior de unión entre el vástago proximal y el cuerpo central, en el lado opuesto a la dirección de la desviación cubital.
- Estas combinaciones de carga pueden llegar a reducir a la mitad la vida del implante, en comparación con una colocación óptima del mismo en la que actúan únicamente solicitaciones de flexo-extensión.

AGRADECIMIENTOS

Queremos expresar nuestro agradecimiento a la empresa MBA LEVANTE S.A., por su colaboración e implicación en el proyecto.