

# Aplicación de aleaciones con memoria de forma en el diseño y fabricación de férulajes para corrección de las deformidades articulares de los dedos de la mano

---

J. M. PÉREZ GARCÍA<sup>1</sup>, L. GRACIA VILLA<sup>2</sup>, S. PUÉRTOLAS BROTO<sup>3</sup>,  
J.A. PUÉRTOLAS RÁFALES<sup>3</sup>, J. CEGOÑINO BANZO<sup>2</sup>, A. HERRERA RODRÍGUEZ<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología,  
Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza.

<sup>2</sup>Área Mecánica de Medios Continuos y Teoría de las Estructuras.

<sup>3</sup>Departamento de Ciencia y Tecnología de Materiales y Fluidos,  
Centro Politécnico Superior de Ingenieros. Universidad de Zaragoza.

## Resumen

**OBJETIVO:** Se propone un prototipo de férula para la corrección de las deformidades articulares de los dedos de la mano, basados en las propiedades de las aleaciones de níquel-titanio, con el fin de mejorar la aplicación de las ortesis dinámicas de acción constante, empleadas habitualmente en ortopedia.

**MATERIAL Y MÉTODOS:** Para ello, se han diseñado diferentes prototipos de láminas y varillas, variando sus grosores. Los prototipos se han aplicado a 15 pacientes con su consentimiento, deformidad en Boutonnière, entre 40 y 60° de angulación de la articulación interfalángica proximal (IFP) del dedo y edades comprendidas entre 18 y 39 años (media 31 años), midiendo cuando empieza a notarse un cambio en la fuerza tensil de la férula sobre la deformidad del dedo con el equipo Xpresion.

**RESULTADOS:** Los valores obtenidos, son de  $3291,67 \pm 222,30$  gr./mm<sup>2</sup>, guardando relación directa con el diámetro del dedo. Los resultados obtenidos hasta conseguir una corrección superior al 75 %, han sido buenos en 9 pacientes, 5 regulares (corrección entre 30 % y 75 %) y uno malo (inferior al 30 %).

**CONCLUSIONES:** Las férulas de Níquel Titanio con tensiones constantes durante largos periodos de tiempo, hasta recuperar la posición original, con su diseño, mejoran el ajuste inicial facilitando el manejo por parte del paciente y del especialista.

**Palabras clave:** Férula, aleación níquel-titanio, deformidad articular, biomateriales.

## Introducción

Se propone un prototipo de férula para la corrección de las deformidades articulares de los

dedos de la mano, basados en las propiedades de las aleaciones de níquel-titanio, con el fin de mejorar la aplicación de las ortesis dinámicas de acción constante, empleadas habitualmente en ortopedia.

La experiencia acumulada por nuestro grupo sobre la caracterización del Níquel Titanio (Ni-Ti), en el diseño de stents trenzados [1], en la simulación por elementos finitos y la aplicación de biomateriales con memoria de forma, en prótesis, elementos y dispositivos en el área médica [2], nos permite valorar la elección del tipo de ortesis a emplear como soporte en los férulajes.

---

### Correspondencia:

José M. Pérez García  
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología,  
Hospital Universitario.  
C/ Isabel La Católica, 1-3. 50009, Zaragoza.  
Telf. 976 76 55 00  
E-mail: jmperezq@comz.org

Las aleaciones con memoria de forma presentan una de las propiedades más eficaces en el campo de la ortopedia, el denominado efecto superelástico o pseudoelástico, aplicándose en la práctica clínica [3,4].

Las fuerzas que mueven las articulaciones durante la corrección ortopédica y/o el tratamiento rehabilitador, proceden por lo general del paciente (fuerzas funcionales) o del ortopédico y/o el paciente activando los componentes del aparato ortésico. La misión de las férulas ortopédicas es básicamente liberar la fuerza que posean por diseño o bien mantener una tensión constante, de un modo determinado sobre articulaciones y estimular de este modo los cambios hísticos, que permiten la elongación de las estructuras capsulares y ligamentarias hasta conseguir la corrección de la deformidad.

El control que se obtiene con las aleaciones de nitinol de las fuerzas que se aplican sobre las articulaciones, permite un avance importante en el tratamiento ortopédico de las deformidades y en el tratamiento funcional de las articulaciones, no utilizado hasta ahora.

Se propone, por lo tanto, un prototipo de férula en la corrección de las deformidades de los dedos de la mano, basados en la superelasticidad de las aleaciones de nitinol, una de las propiedades más eficaces en el campo de la ortopedia.

## Materiales y métodos

En la ortopedia, para la preparación del soporte y utilización de las férulas, el prototipo (figura 1) se

ha aplicado a 15 pacientes con su consentimiento, deformidad en Boutonnière, entre 40 y 60° de angulación de la articulación interfalángica proximal (IFP) del dedo y edades comprendidas entre 18 y 39 años (media 31 años). Los diferentes prototipos de láminas y varillas, variando sus grosores pueden verse en la figura 2.

El material de Ni-Ti se importa en forma de placas, que se trabajan y recortan en el laboratorio del Centro Politécnico Superior de Ingenieros, con tecnología láser. Siendo conscientes de que el material y su mecanización no están al alcance de los especialistas en cirugía de la mano, nuestro objetivo es presentar el modelo como una nueva idea, que puede tener futuro en este y otros campos.

El planteamiento del estudio consta de dos apartados. En primer lugar, basados en la Tesis Doctoral [5], en la ortopedia, se recogen los valores que se obtienen con el equipo Xpression, cuando empieza a notarse un cambio en la fuerza tensil de la férula sobre la deformidad del dedo, como puede verse en la figura 5, correspondiente al registro obtenido, aplicando la férula de Ni-Ti en una deformidad en ojal, de la articulación interfalángica proximal (IFP).

En el segundo apartado, a partir del modelo elegido, Basados en los ensayos realizados en la ortopedia y las cifras obtenidas, se procede en el campo de la simulación a los siguientes pasos:

1. Desarrollo de un modelo de comportamiento que refleje la superelasticidad y la memoria de forma para el NiTi.

2. Implementación del modelo anterior como subrutina del programa Abaqus ®



**Figura 1.** Prototipo de prueba con una lámina de 0,5 mm de grosor.

Como un primer paso en la simulación, se realiza un ensayo de flexión en tres puntos en láminas, que permite definir las características de rigidez a flexión del ferulaje, y las curvas momento-curvatura, que permiten definir las características de rigidez a flexión del ferulaje, fundamentales para caracterizar la fuerza de recuperación del ferulaje en cualquier situación de deformación. Una vez puesto a punto el modelo para el ensayo de flexión en tres puntos, se ha utilizado dicho modelo para ajustar los parámetros de comportamiento del material a los resultados experimentales obtenidos en el mismo ensayo, a través de la curva carga desplazamiento. Partiendo de los valores de presión que debe de ser capaz de transmitir la placa al dedo, se procede a realizar la simulación para ajustar sus dimensiones geométricas.

## Resultados

Los valores que se obtienen con el equipo XPresion, cuando empieza a notarse un cambio en la fuerza tensil de la férula sobre la deformidad del

dedo, son de  $3291,67 \pm 222,30 \text{ gr./mm}^2$ , en relación con el diámetro del dedo.

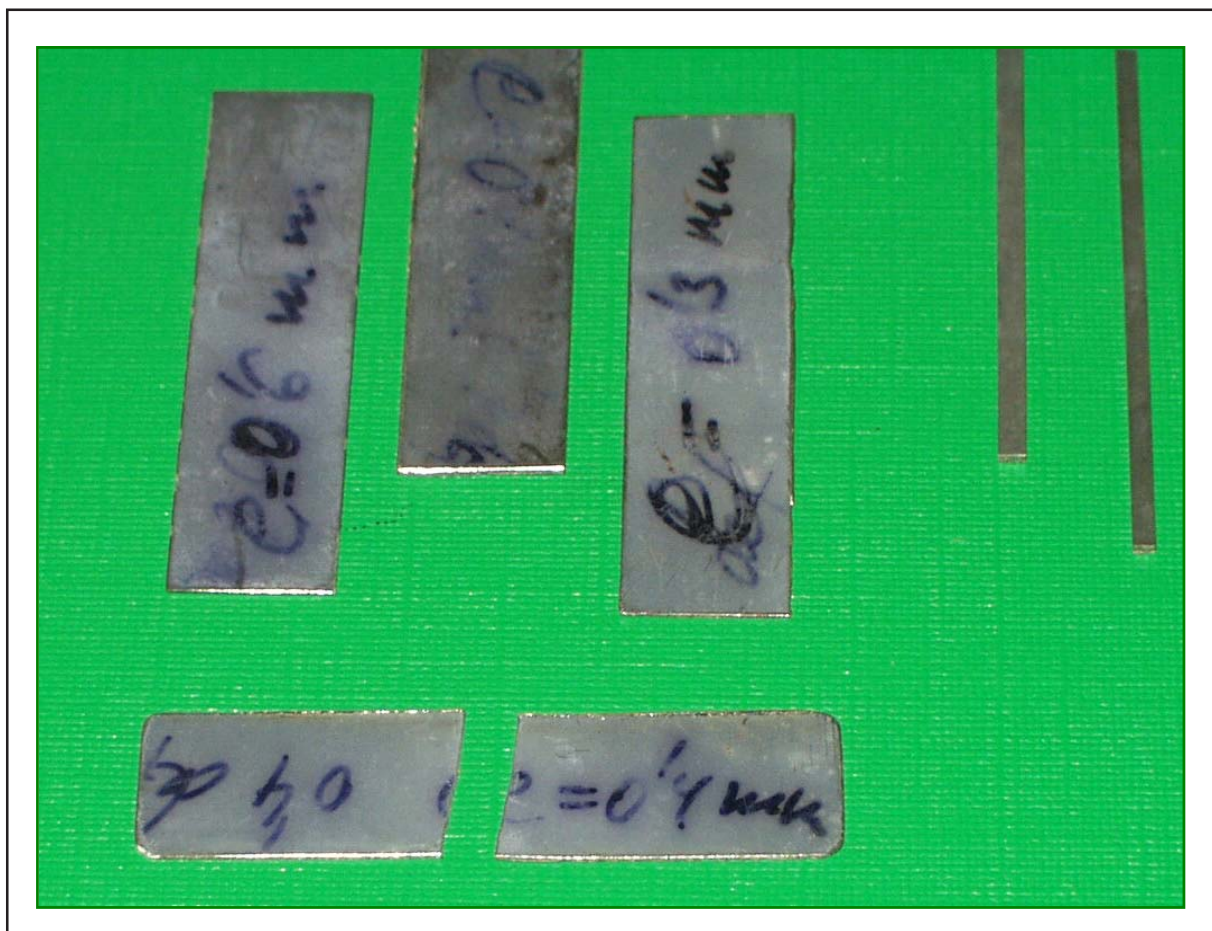
Los resultados obtenidos hasta conseguir una corrección superior al 75 %, han sido de buenos en 9 pacientes, 5 regulares (corrección entre 30 % y 75 %) y uno malo (inferior al 30 %).

La tolerancia ha sido buena y se ha producido la ruptura de una lámina de 4 mm

El comportamiento del material en la simulación es descrito por medio de un modelo, con distinta respuesta en tensión que en compresión (figura 3), por lo que el mayor efecto se consigue, colocando la férula en la cara volar del dedo, de igual manera, que las férulas dinámicas utilizadas en el tratamiento ortopédico de las deformidades de los dedos.

## Discusión

Las fuerzas que mueven las articulaciones durante la corrección ortopédica y/o el tratamiento rehabilitador, proceden por lo general del paciente (fuerzas funcionales) o del ortopédico y/o el paciente activando los componentes del aparato



**Figura 2.** Láminas de Ni-Ti de diferentes grosores, donde puede observarse la ruptura de una lámina de 0,4 mm de espesor. A la derecha se muestra el diseño de varillas con diferente grosor.



ortésico. La misión de las férulas ortopédicas es básicamente liberar la fuerza que posean por diseño o bien mantener una tensión constante, de un modo determinado sobre articulaciones y estimular de este modo los cambios hísticos, que permiten la elongación de las estructuras capsulares y ligamentarias hasta conseguir la corrección de la deformidad. Ahora bien, es necesario ir cambiando progresivamente las ortesis con tensión creciente para conseguir los objetivos.

El efecto de las férulas guarda una relación directa con la anchura, el grosor y la longitud, implicando ventajas e inconvenientes. Cuanta más anchura, mejor apoyo y efecto; que en el caso de las varillas supone menor apoyo, pero se gana en espacio para su colocación en el dedo. La longitud tiene la misma implicación para ambos diseños.

El factor más importante, para ambos diseños, es el grosor de la férula. A mayor grosor, mayor efecto de corrección y menor riesgo de ruptura, pero resulta más difícil doblar la férula, que debe estar colocada en la zona volar del dedo para conseguir la corrección, basados en la superelasticidad. Por el contrario, a menor grosor menor efecto de corrección y menor riesgo de ruptura, pero resulta más sencillo doblar la férula y colocarla en el dedo. En la ortopedia, se ha tenido que ajustar el soporte de las férulas de aleación de níquel titanio (Ni-Ti).

Las ortesis dinámicas de acción constante, empleadas habitualmente en ortopedia, tipo Bunnell o Bort, para la articulación interfalángica proximal (IFP), con mecanismo similar a las placas de Níquel Titanio, son difíciles de colocar, sobre todo a nivel de la falange proximal, a pesar de elegir el tamaño de la misma,

La metodología y la búsqueda del efecto de tensión correctora guarda relación directa con el tiempo de aplicación [6,7].

Las férulas de Níquel Titanio con tensiones constantes durante largos periodos de tiempo, hasta recuperar la posición original, con su diseño, mejoran el ajuste inicial facilitando el manejo por parte del paciente y del especialista, sin ofrecer dificultad prototipo de férula fabricado con NiTi en forma de lámina, con una geometría que proporcione una rigidez controlada y adecuada, similar a otras ortesis comerciales, obtenida a partir de ensayos a flexión.

Con los resultados obtenidos, se ha comenzado una segunda fase, con ensayos de flexión, realizados en una máquina universal INSTRON 5565, mediante una compresión excéntrica de las ortesis, tanto de la ortesis comercial tipo Bort, como del ferulaje de NiTi, basada en una lámina de espesor 0.5 mm, anchura 5 mm y 55 mm de longitud. Ambos ensayos se han realizado con control en desplazamiento vertical a una velocidad de 2 mm/min.

De esta forma, se pretende diseñar la férula correctora definitiva, objeto de un próximo trabajo.

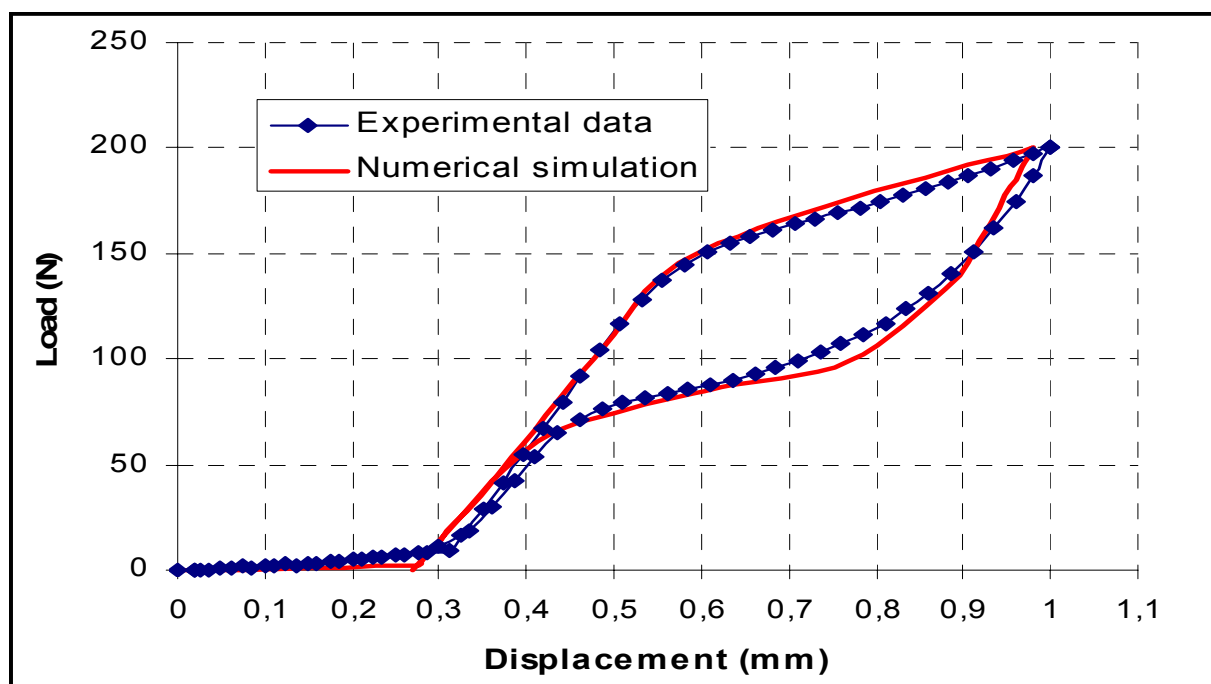


Figura 3. Ensayo de flexión en tres puntos en láminas, mostrando las curvas momento-curvatura.

## Conclusiones

Las ventajas que se consiguen con el prototipo propuesto son las siguientes:

- Superan la función correctora de las férulas pasivas, debido a que estas aleaciones ejercen unas tensiones constantes durante largos periodos de tiempo hasta recuperar la posición original;
- También evitan el cambio progresivo de las ortesis con tensión creciente (activas), para conseguir sus objetivos,
- Mejoran el ajuste inicial y por tanto potencian el efecto corrector,
- Facilitan el manejo por parte del paciente y del especialista;
- Y finalmente, supone un ahorro de tiempo en la duración del tratamiento.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado con cargo al Proyecto FIS PI 031287.

## Bibliografía

1. **Domingo S, Puértolas s, Gracia-Villa I, Mainar M, Uson j, Puértolas JA:** «Design, manufacture and evaluation of a Ni Ti stent for colon obstruction. *Biomed Mater Eng.* 2005; 15(5):357-365
2. **Puértolas JA, Pérez-García JM, Juan E et al.** «Design of a suture anchor base on the superelasticity of the Ni-Ti alloy». *Biomed Mater Eng* 2002; 12(3): 283-289.
3. **Dai, KR.; Hou, XK.; Sun, YH et al.:** «Treatment of intra-articular fractures with shapes memory compression staples». *Injury*, 1993, 24: 651-655.
4. **Sanders, JO.; Sanders, AE.; More, R. et al.:** «Preliminary investigation of shape memory alloys in the surgical correction of escoliosis». *Spine* 1993, 18: 1640-1646.
5. **Pérez García, JM:** «Influencia de las lesiones neurovasculares asociadas en la cicatrización de los tendones flexores dentro de la vaina digital. Estudio experimental». Tesis Doctoral. Abril 1986
6. **Lannin NA, Herbert RD:** Is hand splinting effective for adults following stroke? A systematic review and methodologic critique of published research. *Clin Rehabil.* 2003, Dec; 17(8): 807-816.
7. **Glasgow C, Wilton J, Tooth L:** Optimal daily total end range time for contracture: resolution in hand splinting. *J Hand Ther.* 2003, Jul-Sep; 16(3):207-218.