

Exoesqueleto para  
mano discapacitada  
con movimiento y  
sensibilidad, pero  
sin fuerza

# Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza

ESTEBAN PEÑA-PITARCH<sup>1</sup>, NEUS TICÓ-FALGUERA<sup>2</sup>, JOAN ANTONI LOPEZ-MARTINEZ<sup>1</sup>, MONTSERRAT ABENOZA-GUARDIOLA<sup>2</sup>, GEORGIA ROMERO-CULLERES<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Escola Politècnica Superior d'Enginyeria de Manresa (UPC)

<sup>2</sup> Xarxa Assistencial Fundació Althaia (Manresa)

## Resumen

Personas con ciertas patologías tienen limitaciones en sus actividades de la vida diaria, tales como coger un vaso de agua o mover un objeto. Las ortesis ayudan a mejorar y/o restaurar la funcionalidad del sistema muscoesquelético en pacientes que tienen las limitaciones descritas. Este artículo presenta una de estas ortesis, un exoesqueleto para la mano discapacitada, con el fin de ayudar a mejorar sus actividades de la vida diaria. La novedad de este exoesqueleto patentado es que no necesita ningún tipo de energía externa para su activación. Un movimiento de la muñeca hace que se active, creando una cadena cinemática de movimientos que ayuda a agarrar el objeto.

## Palabras clave

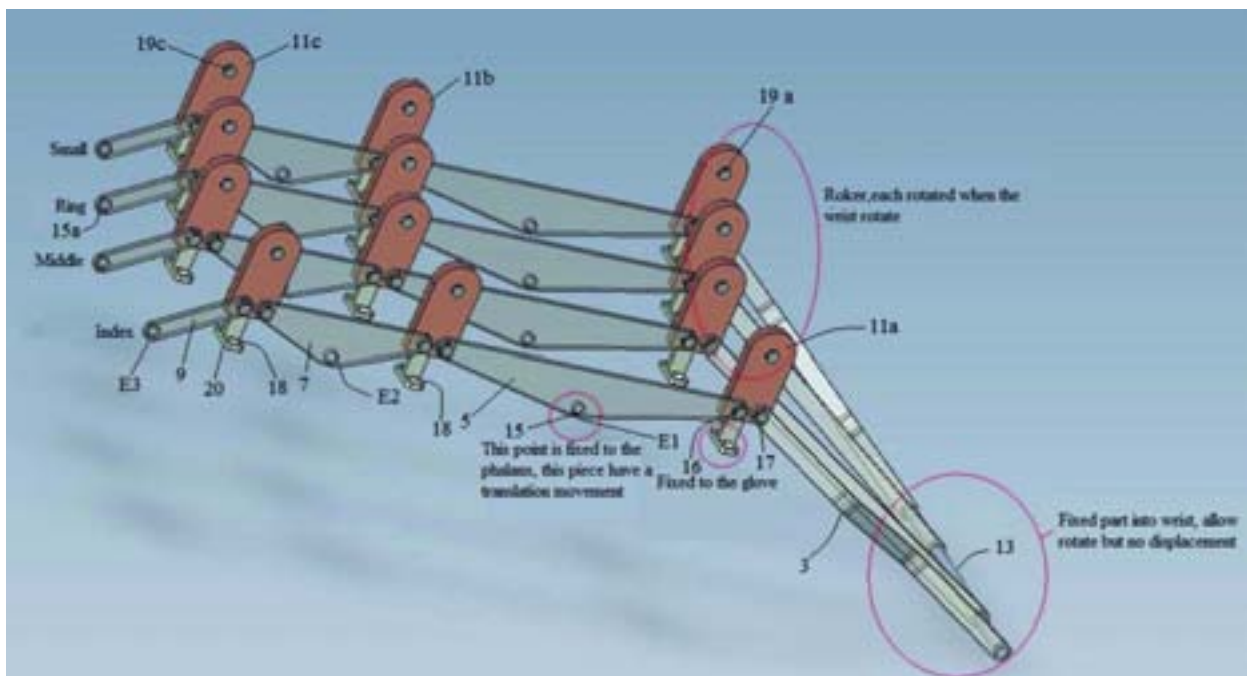
*Exoesqueleto, fuerza, agarrar, sin energía externa.*

## Introducción

Actualmente hay una gran variedad de aparatos para manos que permiten o facilitan el movimiento o el funcionamiento de ésta. Sin embargo, muchos de estos novedosos aparatos para mano tienen sofisticados mecanismos de activación, requiriendo el uso de fuerzas externas, dificultando el mantenimiento y el aprendizaje de su funcionamiento.

Uno de los modelos de ortesis de mano investigado tiene un exoesqueleto con cuatro grados de libertad para la rehabilitación del dedo índice. El aparato puede generar un movimiento bidireccional de flexión- extensión para todas las uniones del dedo y es ajustable para varios tamaños de mano. Los sensores de fuerza usados son del tipo "FlexiForce" y tiene un motor con "encoders" DC para medir la posición angular. La información recibida por los sensores es usada para el control del exoesqueleto evaluando y analizando los efectos de la rehabilitación<sup>[1]</sup>. El problema de este diseño es que necesita fuerza exterior para el motor DC. El exoesqueleto no tiene una autonomía prolongada de uso<sup>[2]</sup>.

Otro modelo de ortesis estudiado fue un exoesqueleto para la rehabilitación de mano, un prototipo mecánico con cuatro grados de libertad, que es movido por una unidad actuadora y recibe



**Figura 1. Vista en perspectiva del exoesqueleto escueto de la tecnología desarrollada en posición correspondiente a una mano extendida.**

información a través de sensores de efecto Hall en cada unión de su estructura. Estos modelos también pueden usar sensores de fuerza resistivos en la parte inferior y superior de las falanges y un sensor mioeléctrico mide la actividad de algunos músculos de interés<sup>[3]</sup>. El problema con este tipo de mano, además de necesitar fuerzas externas para su funcionamiento, es que añade un gran peso a la mano de los pacientes que lo utilizan.

También se han diseñado ortesis de mano para propósitos preventivos. En este sentido cabe destacar un prototipo de exoesqueleto diseñado para ajustarse en un guante de un astronauta y contrarrestar los efectos de la presurización del traje espacial. Los movimientos de la mano fueron monitorizados con una matriz de sensores de presión localizados entre el exoesqueleto y la mano, por microcontroladores, los comandos aplicados para su funcionamiento se hicieron con un motor PWM<sup>[4]</sup>.

Finalmente, otros prototipos fueron diseñados con el fin de crear ambientes virtuales para interactuar. En esta área, algunos autores propusieron una nueva metodología de sistemas maestro-seguidor, usando las respuestas de fuerzas pasivas<sup>[5]</sup> para construir un exoes-

queleto de mano maestro con tres dedos y cuatro grados de libertad (GDL) cada uno, usando las señales de las fuerzas y un algoritmo de control que usa embragues electromagnéticos y elementos elásticos. Su funcionamiento está basado en la conmutación entre el control de la fuerza y el control de la posición, y esta conmutación depende directamente en como éste contacta con el objeto. Con el exoesqueleto construido y la estrategia de control implementada, pueden diseñar un sistema de realidad virtual para la mano. En la misma dirección, un exoesqueleto propuesto por otros autores permite la completa extensión y flexión de los dedos y del pulgar<sup>[6]</sup>. Aplica una realimentación bidireccional, y ofrece tres GDL para el dedo índice y cuatro GDL para el pulgar. Utilizan motores de corriente directa, cables de transmisión y sensores de fuerza, para medir la potencia de los actuadores y la capacidad de fuerza de la mano. El mecanismo se diseñó para ser usado junto con un brazo háptico (relativo al tacto) comercial de seis GDL, con el fin de permitir la simulación de fuerzas externas.

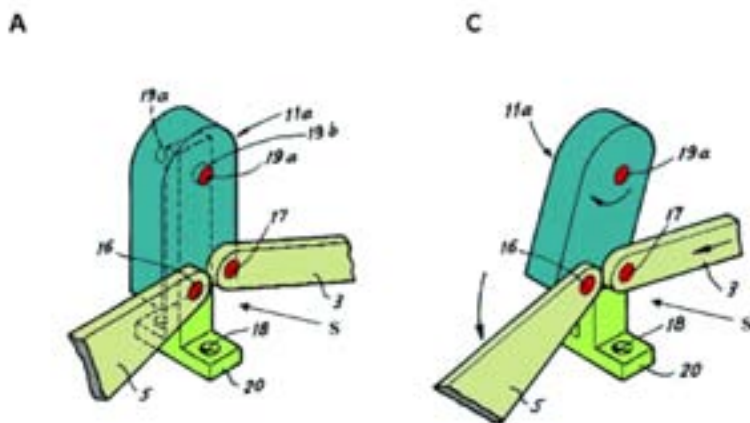
Este documento está organizado como sigue: la sección 2 muestra el aparato; la sección 3 introduce los resulta-

dos y el análisis; finalmente se dan las conclusiones.

### Exoesqueleto

Las ortesis dinámicas, entre las que se encuentra la tecnología descrita en este documento, sirven para mantener la estabilidad, al mismo tiempo que proveen fuerzas correctivas dinámicas en una posición adecuada, asistiendo funcionalmente a los músculos extensores débiles de la mano. Estos dispositivos pueden ser adaptados con soportes "outrigger", resortes, elásticos, bandas de caucho y otros sistemas, con la finalidad de proveer una asistencia dinámica.

Existen gran variedad de dispositivos para el accionamiento sea de una prótesis o ortesis (dispositivos externos acoplados sobre la mano discapacitada de un usuario) que permiten o facilitan la funcionalidad de la misma. Sin embargo, la tecnología desarrollada presenta la novedad de ser cómoda y de fácil manejo por parte del paciente al poder adaptarse al tamaño de la mano y longitud de los dedos del paciente, así como no necesitar ninguna fuente de energía para su funcionamiento.



**Figura 2. Estructura en que se disponen placas de articulación de la tecnología desarrollada en posición de reposo (A) o en posición operativa donde uno de los segmentos articulados de la placa la ha hecho girar por empuje (C).**

**Dispositivo de accionamiento para una mano**

La tecnología desarrollada se caracteriza por ser un exoesqueleto útil para personas que tienen movimiento de mano y sensibilidad a la punta de los dedos pero no tienen suficiente fuerza para soportar los objetos.

Como se observa en la Figura 1, la tecnología comprende un exoesqueleto (1) formado por una serie de segmentos (3, 5, 7, 9) para cada uno de los dedos índice, mayor, anular y meñique de la mano. Para cada dedo, el exoesqueleto consta de un primer (3), segundo (5), tercer (7) y cuarto (9) segmento correspondiente respectivamente al hueso metacarpiano, falange proximal, falange media y falange distal del dedo.

Gracias a una pieza intermedia constituida por varias placas de articulación (11a, 11b, 11c) cada segmento citado de un mismo dedo está unido de manera articulada, por sus extremos a la primera altura respecto a la cara dorsal del dedo:

- La pieza 11a une el primer (3) y segundo segmento (5).
- La pieza 11b une el segundo (5) y tercer segmento (7).
- La pieza 11c une el tercer (7) y cuarto segmento (9).

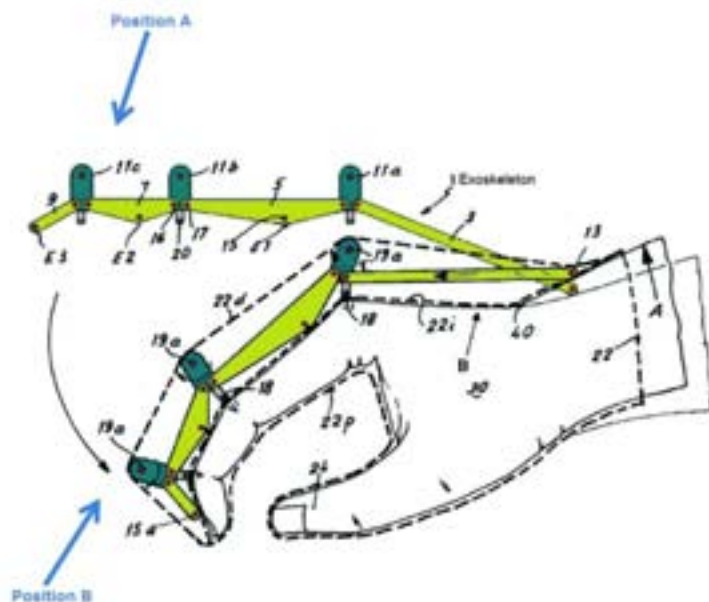
Cada una de las placas de articulación comentadas se encuentra unida a su vez a través de sendas articulaciones (19), a una segunda altura respec-

to a la cara dorsal del dedo a unos respectivos soportes elevados (S) fijados por sus bases (20) a diferentes puntos predeterminados de cada dedo, en particular a los nudillos. La figura mostrada (Figura 2) muestra un ejemplo de la tecnología desarrollada en el que la mencionada altura es superior a dicha primera altura, aunque se podría mostrar otra figura en la que está posición podría estar al revés.

En referencia a la sujeción de los extremos del exoesqueleto diseñado cabe destacar que:

- Los segmentos terceros (3) de cada dedo están unidos entre sí en su extremo proximal o libre por un eje transversal (13) fijado a una parte móvil (40) como pueda ser en este caso una zona del antebrazo adyacente a la muñeca.
- El extremo distal de los cuartos segmentos (9) queda aplicado sobre la falange distal.

Considerado el citado exoesqueleto (1) aplicado a la parte dorsal de la mano (30), los segmentos discurren paralelamente sobre dichos huesos y falanges y consisten esencialmente en unas tiras rígidas alargadas longitudinalmente, con la particularidad de que el segundo (5) y tercer (7) segmento presentan aproximadamente en su medianía un notable ensanchamiento o protuberancia dirigida hacia la superficie dorsal del correspondiente dedo, cuya protuberancia cuenta con al menos un orificio (15). Dichas protuberancias constituyen las respectivas porciones sobresalientes de empuje (E1, E2) que junto con otra porción de empuje (E3) se encuentran en contacto con el correspondiente dedo para empujar al mismo por diferentes puntos en zonas que no coinciden con los nudillos cuando la parte móvil de exoesquele-



**Figura 3. Vista de la tecnología desarrollada aplicada a una mano discapacitada y envuelto todo ello por un guante. Se representan dos posiciones: una posición correspondiente a la mano extendida (A) y otra posición del dispositivo completo correspondiente a la mano parcialmente cerrada (B).**

to (40) se desliza desencadenando el movimiento simultáneo de los segmentos (3, 5, 7 y 9) transmitido mediante la pivotación de las piezas intermedias (placas de articulación 11a,11b,11c) alrededor de su respectiva articulación (19) de manera que dicho dedo se dirige a una segunda posición. Las porciones sobresalientes del empuje E1 y E2 son porciones intermedias para los segmentos segundo (5) y tercero (7) y la porción extrema distal del empuje E3 es la porción para el cuarto segmento (9).

El soporte de las placas articuladas (S) como se observa en la *Figura 2A* tiene forma de pilar, comprendiendo cada una de las articulaciones (19) una configuración en el extremo libre del soporte S (19a) en la forma de pines y unas configuraciones complementarias en la forma de unos agujeros (19b) dispuestas próximas a un extremo de cada una de las placas de articulación (11a, 11b, 11c). Según el ejemplo ilustrado en la *Figura 2C* cada una de estas placas, alargada a modo de orejeta en el sentido palmar-dorsal de la mano (30), conforma una carcasa hueca con sendos agujeros huecos (19b), uno en cada cara mayor, aunque para otro ejemplo distinto del ilustrado, las placas son macizas y sólo tienen una cara mayor con un agujero pasante (19b) a insertar en un correspondiente pin (19a) del soporte (S). Además, desde la medianía de una cara mayor de dichas placas se extienden transversalmente dos pivotes (16,17) que se articulan en unos correspondientes orificios de los extremos de dos segmentos consecutivos. Tal y como se ilustra en la *Figura 3*, con respecto al primer (3) y segundo (5) segmentos.

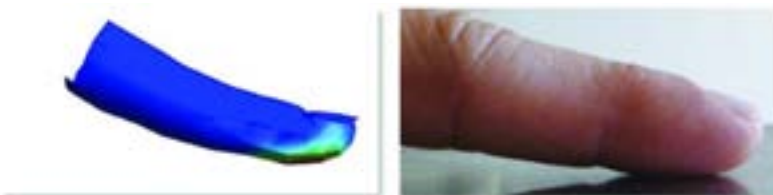
## Resultados y análisis

El prototipo de la tecnología desarrollada fue probado por una persona y posteriormente fue validado por un modelo virtual usando el método de los elementos finitos en un simple experimento, que consistió en medir la fuerza y la consiguiente deformación de la yema del dedo mediante una balanza de precisión Tefal (modelo Easy) y un pie de rey Mitutoyo (modelo Absolute DIGIMATIC).

Con el pie de rey y la balanza se midió tres veces la fuerza y la defor-



**Figura 4. Obtención de los datos experimentales.**



**Figura 5. Simulación MEF y modelo experimental.**

mación de la punta del dedo, con 0 N no hay deformación y un máximo de 7 N con la deformación medida en el eje z (eje normal a la balanza y la punta del dedo). Se usó las mismas condiciones en cada uno de los experimentos. Para obtener los datos experimentales se procedió a:

1. Medir con el pie de rey el tamaño de la punta del dedo del sujeto antes de aplicar cualquier fuerza.
2. Activar la balanza y aplicar la fuerza deseada en la balanza (desde 1 N a 7 N con incremento de 1 en 1).
3. Medir la deformación de la punta del dedo del sujeto (*Figura 4*). Repetir la medición para asegurar la correcta toma de datos.
4. Repetir el segundo y tercer paso para cada carga para obtener las deformaciones.
5. Anotar cada resultado en una tabla.

El método de los elementos finitos (MEF) en un modelo de ordenador desarrollado. La simulación en el modelo fue similar al experimento mostrado más arriba, es decir, aplicando diferentes fuerzas y calculando las deformaciones. La *figura 5* muestra gráficamente los resultados

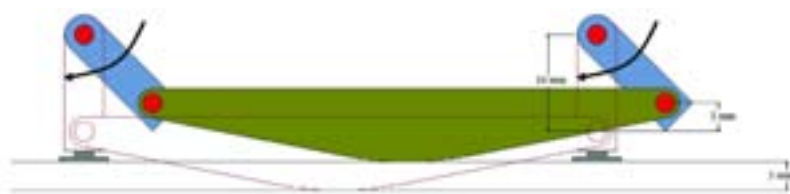
de los esfuerzos obtenidos en ambos casos, usando el MEF y el modelo experimental, cuando se aplica una fuerza al dedo de 1 N.

Pero cada persona tiene las propiedades del dedo diferentes, es decir, cada dedo tiene un ratio de Poisson y un modulo de Young diferentes. Por este motivo los cálculos hechos con el modelo del MEF ha consistido en variar el modulo de Young manteniendo constante el ratio de Poisson y viceversa.

Una vez se han calculado las deformaciones del dedo, la *figura 6* muestra la parte del exoesqueleto y la raya horizontal es la parte superior de la falange de uno de los dedos. La parte coloreada muestra la posición inicial del exoesqueleto, esta empieza en una posición de 45° respecto a la vertical (parte azul).

Cuando se aplica un movimiento de la muñeca, el aparato empieza a desplazarse comprimiendo el dedo hasta un máximo de 3 milímetros.

Esta deformación según nuestro cálculo corresponde a una fuerza de 5 N, si esta fuerza se hace extensiva a los otros segmentos del dedo, es decir, falange distal, media y proximal, podemos decir que la fuerza que aplica cada dedo es de 15 N y



**Figura 6. Máximo desplazamiento para un segmento.**

FUERZA ( N )	EXPERIMENTAL	RAMSERIES (MEF)
1	0.92	0.72001
2	1.39	1.3258
3	1.857	1.7644
4	2.36	2.284
5	2.867	2.8006
6	3.33	3.2508

**Tabla 1. Resultados obtenidos comparando los datos experimentales con los datos calculados.**



**Figura 7. Prototipo de exoesqueleto.**

si actúan los cuatro dedos, la fuerza total ejercida cuando el sujeto agarra con fuerza será de 60 N. El dedo gordo solo ofrece soporte al mecanismo.

La *tabla 1* muestra los resultados obtenidos comparando los datos experimentales con los datos calculados.

Los resultados obtenidos calculados por el MEF muestran unos valores muy

similares a los obtenidos mediante el modelo experimental. Cabe mencionar que los datos experimentales de los valores pequeños de las fuerzas no son exactamente iguales, debido a la dificultad de mantener la presión del dedo constante en el tiempo. Por ello se realizaron los experimentos tres veces, y el resultado es la media de las tres veces.

La *figura 7* muestra el primer prototipo construido. Las piezas de este prototipo se han hecho con un material cortado con una máquina de láser, pero los autores consideran que el prototipo puede mejorarse fabricando las piezas con “rapid prototyping”.

### Conclusiones

De la tecnología desarrollada cabe destacar que:

- Puede ser utilizada por cualquier persona que tenga movilidad y sensibilidad, pero no fuerza en la mano.
- Puede adaptarse a diferentes tamaños de mano.
- No necesita para su accionamiento ningún tipo de energía externa; se activa con un movimiento de la muñeca.
- Facilita las actividades de la vida diaria.
- Su peso es muy reducido, y estéticamente puede mimetizarse con un guante.
- Su fabricación es fácil y económica, y su uso es muy fácil.

### Bibliografía

1. Wang J., Li J., Zhang Y., Wang S. Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation. Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE-EMBS, Minneapolis, USA, 2009.
2. Belter JT and Dollar AM. 2011. Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands. International Conference on Rehabilitation Robotics (June), pg. 1-7.
3. Wege A., Kondak K., Hommel G. Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation. Proceedings of the International IEEE Conference on Mechatronics and Automation (ICMA), Canada, 2005.
4. Shields B. L., Main JA., Peterson S.W., Strauss A.M. 1997. An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems And Humans, 27 (5), 668-673.
5. Koyama T., Yamano I., Takemura K., Maeno T. Multi-fingered exoskeleton haptic device using passive force feedback for dexterous teleoperation. Intl. Conference of Intelligent Robots and Systems, Switzerland, 2002.
6. Stergiopoulos P., Moreau G., Ammi M and, Fuchs P. 2003. A Framework for the Haptic Rendering of the Human Hand. In Proceedings of HAPTICS, pg.340-347.
7. Ouellette E.A, McAuliffe J.A., Caneiro R. 1992. Partial-Hand Amputations: Surgical Principles. Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles (Chapter 7A).