

# Enfoque de ingeniería asistida por ordenador (CAE) para la optimización topológica de la estructura soporte para un exoesqueleto de mano

*Computer Aided Engineering (CAE) approach to topologic optimization of the frame for a hand exoskeleton*

Matteo Bianchi, Lapo Governi, Antonio Marzola y Yary Volpe  
Universidad de Florencia (Italia)

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/8913>

## 1. INTRODUCCIÓN

Los accidentes cerebrovasculares son la principal causa de discapacidad en adultos en Europa; y al menos el 80% de los supervivientes de un accidente cerebrovascular resultan afectados por hemiparesia del brazo [1,2]. Tanto los supervivien-

tes de accidentes cerebrovasculares como los pacientes con este problema genético, pueden sufrir alteraciones de movilidad de la mano [1]. Además, el número de pacientes con este tipo de discapacidad está creciendo junto con la esperanza de vida [3]. Haber perdido total o parcialmente la habilidad motora de la mano compromete la posibilidad de una vida independiente y saludable y lleva a una sensible reducción de la calidad de vida del paciente. Los dispositivos robóticos, como los exoesqueletos de manos, representan una solución efectiva para los pacientes afectados por

discapacidades de apertura de las manos u otras discapacidades de movilidad, tanto durante las actividades de la vida diaria como para la rehabilitación necesaria para recuperar la destreza previa. De hecho, un sistema robótico adecuado puede ayudar en los tratamientos de rehabilitación prolongados y de alta intensidad, lo que permite reducir los costes y la carga para los terapeutas. Con este objetivo, los investigadores del Departamento de Ingeniería Industrial de la Universidad de Florencia (DIIF) han desarrollado y ensayado un dispositivo de asistencia y rehabilitación para la discapacidad de la mano [5,6] (Figura 1.a). El dispositivo está personalizado para el brazo/mano del paciente y es capaz de emular las trayectorias de los dedos. Si lo comparamos con el estado del arte actual [7,8], el mecanismo propuesto es fácilmente adaptable a diferentes tamaños de mano modificando únicamente unos pocos parámetros geométricos. Este sistema de exoesqueleto para la mano está destinado a pacientes con problemas neurológicos/musculares caracterizados por dificultades en la apertura de la mano, pero capaces de cerrar voluntariamente la mano con fuerza. Su diseño se basa en requerimientos estrictos de ergonomía, que son esenciales para un dispositivo que tiene que utilizarse durante muchas horas al día. El exoesqueleto desarrollado se ha probado con pacientes del Centro de Rehabilitación de la Fundación Don Carlo Gnocchi en Florencia, Italia, dando resultados satisfactorios en términos del guiado correcto del movimiento de los dedos. Sin embargo, el diseño original no fue optimizado en términos de peso, dando como resultado un mal comportamiento ergonómico.

Con el objetivo de mejorar el diseño y la funcionalidad de este exoesqueleto, este trabajo presenta un flujo de trabajo completo para rediseñar la estructura (Figura 1.b) y la férula en la que se apoya (Figura 1.c).

En detalle, el objetivo es incrementar la manejabilidad del dispositivo para obtener uno más cómodo de utilizar. Esto se consigue minimizando el peso de la estructura de soporte y simplificando su geometría. Con este fin, se ha hecho una

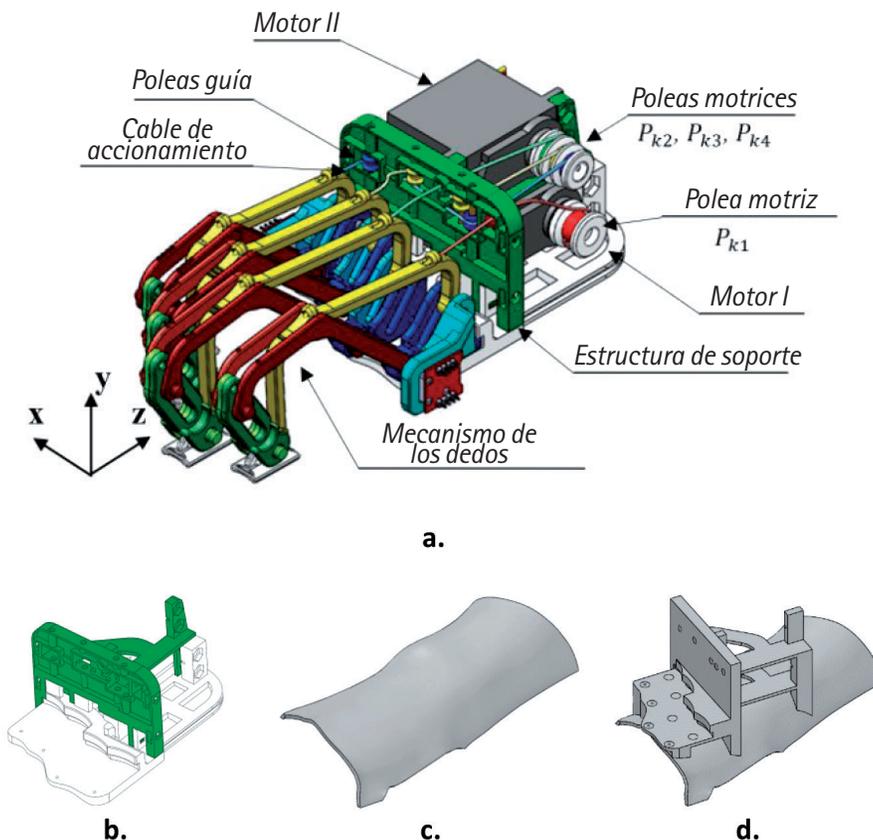


Fig. 1. a: Componentes del exoesqueleto b. Estructura de soporte. c. Férula. d. Estructura de apoyo integrada

optimización topológica para obtener una optimización volumétrica sin comprometer ni la rigidez y ni la resistencia del dispositivo. La optimización topológica se ha aplicado con resultados alentadores en aplicaciones médicas, tales como en el diseño de instrumentos quirúrgicos [9], especialmente en relación con la fabricación aditiva y su capacidad para lograr configuraciones topológicas mejoradas para producir las estructuras huecas utilizadas en los tejidos [10].

Este flujo de trabajo desarrollado puede ser aplicado en diferentes casos adaptando las fuerzas aplicadas en los dedos y cambiando la geometría de los mecanismos en función de la anatomía particular del paciente.

## 2. ARQUITECTURA GENERAL DEL EXOSQUELETO NO OPTIMIZADO

La primera solución para el exoesqueleto diseñado se basa en un mecanismo para cuatro dedos accionado por cables. El módulo del pulgar no se utiliza porque el estudio se ciñe a pacientes que mantienen la capacidad de movimiento del pulgar. Para cada dedo, la cadena cinemática se basa en un mecanismo de un grado de libertad (Figura 2.a), y su geometría se obtiene de un análisis del movimiento real de la mano. El análisis completo de la cinemática de la mano y del mecanismo se puede encontrar en los trabajos de Conti *et al.* [5]. Tras la experiencia de varios ensayos se han realizado algunos cambios sobre el diseño original con respecto a la solución propuesta por Conti [5] para mejorar su rendimiento. En particular, en la nueva propuesta, el mecanismo se conecta en el punto D solamente con la falange intermedia del dedo y el cable del actuador se une en el punto C (Figura 2.a). Pese a esto, la nueva solución mantiene la misma cinemática que la anterior. Esto es muy importante porque, como demuestra Conti [5], este mecanismo permite maximizar la rigidez y el ahorro de espacio y, al mismo tiempo, es capaz de realizar una

buena reproducción de las trayectorias de la falange. Además, es más fácil de accionar; de hecho, el accionamiento se realiza por dos motores eléctricos integrados en una caja situada en el antebrazo, como se muestra en la figura 1.d, donde el paciente puede controlar el exoesqueleto con tan solo dos botones de apertura-cierre.

Un primer motor (motor I), situado en la parte baja, guía al dedo índice por medio de la polea ( $P_{K1}$ ) fijada sobre el propio motor y por una segunda polea de eje horizontal ( $P_{I1}$ ). Un segundo motor (motor II) guía los otros tres dedos por medio de tres poleas adicionales, acopladas al propio motor, y por un juego de poleas guía. En particular, el dedo corazón es controlado directamente por la polea  $P_{K2}$ ; el dedo anular es guiado por la polea  $P_{K3}$  y por las dos poleas guía de eje vertical  $P_{I3}$  y  $P'_{I3}$ . Finalmente, el dedo meñique es guiado por la polea  $P_{K4}$  y otras dos poleas guía de eje vertical  $P_{I4}$  y  $P'_{I4}$  (Figura 1.a). Todos los elementos están soportados por la estructura mostrada en la Figura 1.b. A su vez, la estructura se fija a la férula (figura 1.c) que se acopla en el brazo del paciente por medio de dos correas en su extremo. La férula original se modela directamente sobre el brazo del paciente usando un polímero termoplástico. A continuación, la geometría se escanea con un escáner láser 3D y se procesa para obtener el modelo sólido mostrado en la Figura 1.c.

Aunque sería posible obtener el modelo 3D del brazo del paciente mediante escaneado y luego utilizarlo para obtener la geometría de la férula, se ha demostrado que esta opción no es efectiva porque son necesarios los conocimientos del ortopedista para conformar el material termoplástico mientras sitúa el conjunto brazo/mano del paciente en una posición apropiada.

Este trabajo desarrolla una estructura soporte optimizada para fijar el exoesqueleto al brazo/mano del paciente partiendo de este marco. El objetivo es combinar la estructura del exoesqueleto y la férula en una única pieza optimizada mediante fabricación aditiva. La geometría de partida

de la estructura soporte como pieza única se muestra en la Figura 1.c.

## 3. ANÁLISIS DE ESFUERZOS

Es necesaria una definición completa de las fuerzas que interaccionan con la estructura soporte del exoesqueleto para conseguir una topología mejorada en la férula que pueda soportarlas. En particular, las fuerzas a considerar son:

- Las fuerzas de reacción  $F_r$  derivadas de la fuerza  $F$  aplicada a cada dedo provocada por la tensión del cable  $T$ ;
- Las fuerzas  $F_p$  aplicadas a las poleas guías debidas a la tensión del cable;
- Las fuerzas  $F_m$  y los pares  $M_m$  de dos motores eléctricos;
- Las fuerzas de contacto  $F_c$  entre el brazo y la férula;
- Las fuerzas de reacción,  $F_{st}$  en las dos correas.

En la figura 2.b se muestra el mecanismo del dedo y las fuerzas que intervienen, así como las fuerzas de los actuadores y de las poleas, que son estimadas a partir de un esquema 2D. Las dimensiones principales indicadas en la figura 2.b se refieren al dedo índice, pero este mismo procedimiento se ha particularizado a los otros dedos. Las dos únicas fuerzas externas aplicadas en el mecanismo son las debidas a la tensión del cable  $T$  y la fuerza de reacción del dedo  $F$ . La tensión del cable  $T$ , que se aplica en el punto C en la figura 2.b, se define como la mínima fuerza necesaria para la apertura del dedo en las condiciones cinemáticas más críticas; la fuerza  $F$  se debe a la reacción de apertura del dedo y se aplica en el punto D, donde el exoesqueleto está unido a la falange intermedia del dedo.

El mecanismo de cada dedo está sujeto a la superficie anterior de la estructura del soporte. El mecanismo es similar para cada dedo ya que el mecanismo de otro dedo solo se diferencia del anterior en la escala. Según pruebas experimentales [8], una fuerza  $F$  igual a 10N, aplicada como

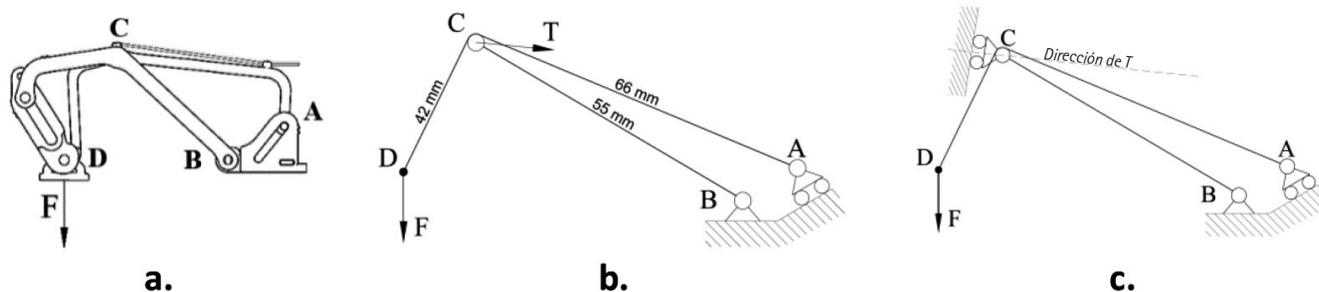


Fig. 2: a. Mecanismo del dedo. b. Esquema 2D. c. Esquema 2D isostático

se muestra en la figura 2.a, se considera idónea para la apertura de la mano en las condiciones cinemáticas más críticas de cada mecanismo de apertura del dedo (es decir, cuando la mano está horizontal). A partir de  $F_i$ , la tensión del cable  $T$  y las fuerzas sobre la estructura ( $F_R$ ) debidas al mecanismo de cada dedo (aplicadas en A y B en la figura 2) se calculan mediante la aplicación de las ecuaciones de equilibrio estático del esquema 2D del mecanismo. Dado que el mecanismo tiene un grado de libertad, las fuerzas de reacción,  $F_R$  y la tensión  $T$  se definen con la configuración isostática que se obtiene restringiendo los restantes grados de libertad por un soporte de rodillos aplicado en el punto C, como se muestra en la figura 2.c. El movimiento de traslación del soporte de rodillos es perpendicular a la dirección del cable (dirección de  $T$ ). La tabla 1 muestra los valores calculados para la tensión  $T$ , y la fuerza de reacción  $F_{Ri}$  para cada dedo.

Una vez calculadas las fuerzas  $T$ , las fuerzas aplicadas a cada polea guía por las fuerzas y pares de los motores pueden calcularse mediante una sencilla relación geométrica (tabla 1). Para completar las

condiciones de carga, es necesario considerar las fuerzas que se ejercen mutuamente el brazo y la férula uno sobre otro. Debido a la compleja geometría de la anatomía del brazo, la definición de estas fuerzas de contacto y las reacciones en las correas no es sencilla. Por ello se ha ejecutado un análisis por elementos finitos utilizando una herramienta comercial (una simulación con SolidWorks) aplicando las cargas obtenidas en el paso anterior y mostradas en la Tabla 1.

El modelo geométrico de análisis por elementos finitos se muestra en la figura 3.b. Como se mencionó anteriormente, la estructura soporte del exoesqueleto está integrada sobre la férula formando una única pieza (Figura 1.c). Dado que el material seleccionado para la fabricación del exoesqueleto es acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), este material es el utilizado para realizar la simulación. Los dos motores eléctricos son considerados como cuerpos rígidos y las fuerzas y pares (Tabla 1) se aplican en el punto de conexión con las poleas motrices (Figura 1.a). Las poleas guía no se incluyen en el modelo geométrico para el análisis por

elementos finitos, siendo consideradas sus cargas aplicadas a los puntos de contacto entre el eje de la polea y la estructura. El brazo se considera como un cuerpo de baja rigidez para evitar subestimar las fuerzas involucradas. Finalmente, las correas se modelan como un resorte con una rigidez condicionada a una precarga y colocadas en las cuatro esquinas de la férula, como se muestra en la figura 3.b, para replicar su posición real. La precarga usada para este estudio es de 10N, obtenida a través de una serie de ensayos experimentales.

El resultado del análisis numérico consta de las fuerzas de contacto  $F_c$  entre el brazo y la férula, y las reacciones de los muelles (es decir, las fuerzas  $F_{St}$  debido a las correas) (Tabla 2). El análisis por elementos finitos también obtiene los desplazamientos de la estructura no optimizada (Figura 3.c). Esto será útil para evaluar la eficacia de la estructura resultante del proceso de optimización topológica.

#### 4. OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA

Partiendo del sistema de fuerzas expuesto anteriormente, se realiza la optimización topológica utilizando la herramienta solidThinking Inspire para minimizar el volumen del dispositivo y mejorar su ergonomía. Para evitar comprometer las características de modularidad del dispositivo, las superficies entre la estructura de soporte y los otros elementos (superficies de acoplamiento con los soportes del mecanismo del dedo, poleas, actuadores, unidades de control y correas) no son objeto de optimización. Este enfoque permite evitar el rediseño de todos los elementos del exoesqueleto, así como el rediseño de las superficies de la interfaz. Como consecuencia, todas las piezas necesarias para la conexión con los elementos móviles del exoesqueleto y los necesarios para la fijación de los dos motores y las poleas se han excluido del dominio de optimización. La región exterior de la férula también se ha excluido del espacio de diseño porque es necesaria como referencia para la colocación correcta de la férula en el brazo. El dominio excluido aparece como regiones grises en la figura 3.d, mientras que el marrón rojizo indica el espacio de diseño. La figura 3.d muestra el modelo geométrico inicial: en comparación con el modelo utilizado para el análisis por elementos finitos (figura 3.b), la pieza que representa el brazo ha sido sustituido por las fuerzas de contacto calculadas por medio del análisis por elementos finitos (tabla 2). Estas

Dedo	Fuerza de apertura $F$	Tensión del cable $T$	Fuerzas de reacción $F_R$
Dedo índice	$F_{if}=10\text{ N}$	$T_{if}=31\text{ N}$	$F_{R,if}=31\text{ N}$
Dedo corazón	$F_{mf}=10\text{ N}$	$T_{mf}=36\text{ N}$	$F_{R,mf}=35\text{ N}$
Dedo anular	$F_{rf}=10\text{ N}$	$T_{rf}=31\text{ N}$	$F_{R,rf}=31\text{ N}$
Dedo meñique	$F_{sf}=10\text{ N}$	$T_{sf}=31\text{ N}$	$F_{R,sf}=31\text{ N}$
Elemento	Fuerzas del sistema de accionamiento		
Polea $P_{i1}$	$F_{Pi1,x}=0\text{ N}$	$F_{Pi1,y}=-14.5\text{ N}$	$F_{Pi1,z}=-3.5\text{ N}$
Polea $P_{i3}$	$F_{Pi3,x}=-30\text{ N}$	$F_{Pi3,y}=-12\text{ N}$	$F_{Pi3,z}=-33\text{ N}$
Polea $P'_{i3}$	$F_{Pi3,x}=30\text{ N}$	$F_{Pi3,y}=0\text{ N}$	$F_{Pi3,z}=35.5\text{ N}$
Polea $P_{i4}$	$F_{Pi4,x}=-34.5\text{ N}$	$F_{Pi4,y}=-14\text{ N}$	$F_{Pi4,z}=-38\text{ N}$
Polea $P'_{i4}$	$F_{Pi4,x}=34.5\text{ N}$	$F_{Pi4,y}=0\text{ N}$	$F_{Pi4,z}=36.5\text{ N}$
Motor I	$F_{m1,x}=0\text{ N}$	$F_{m1,y}=14.1\text{ N}$	$F_{m1,z}=-27\text{ N}$
	$M_{m1,x}=-159\text{ Nmm}$	$M_{m1,y}=188\text{ Nmm}$	$M_{m1,z}=0\text{ Nmm}$
Motor II	$F_{m2,x}=0\text{ N}$	$F_{m2,y}=0\text{ N}$	$F_{m2,z}=-100.3\text{ N}$
	$M_{m2,x}=-500\text{ Nmm}$	$M_{m2,y}=801.5\text{ Nmm}$	$M_{m2,z}=0\text{ Nmm}$

Tabla 1: Mecanismo de dedos y fuerzas del sistema de accionamiento

Descripción	Las fuerzas		
Interacción brazo/férula	$F_{c,x}=-40.1\text{ N}$	$F_{c,y}=53.2\text{ N}$	$F_{c,z}=-2.47\text{ N}$
Muelle/correa 1 (interno-anterior)	$F_{St,1}=22.9\text{ N}$		
Muelle/correa 2 (externo-anterior)	$F_{St,2}=10\text{ N}$		
Muelle/correa 3 (interno-posterior)	$F_{St,3}=27.7\text{ N}$		
Muelle/correa 4 (externo-posterior)	$F_{St,4}=10\text{ N}$		

Tabla 2: Fuerzas de interacción mano-exoesqueleto

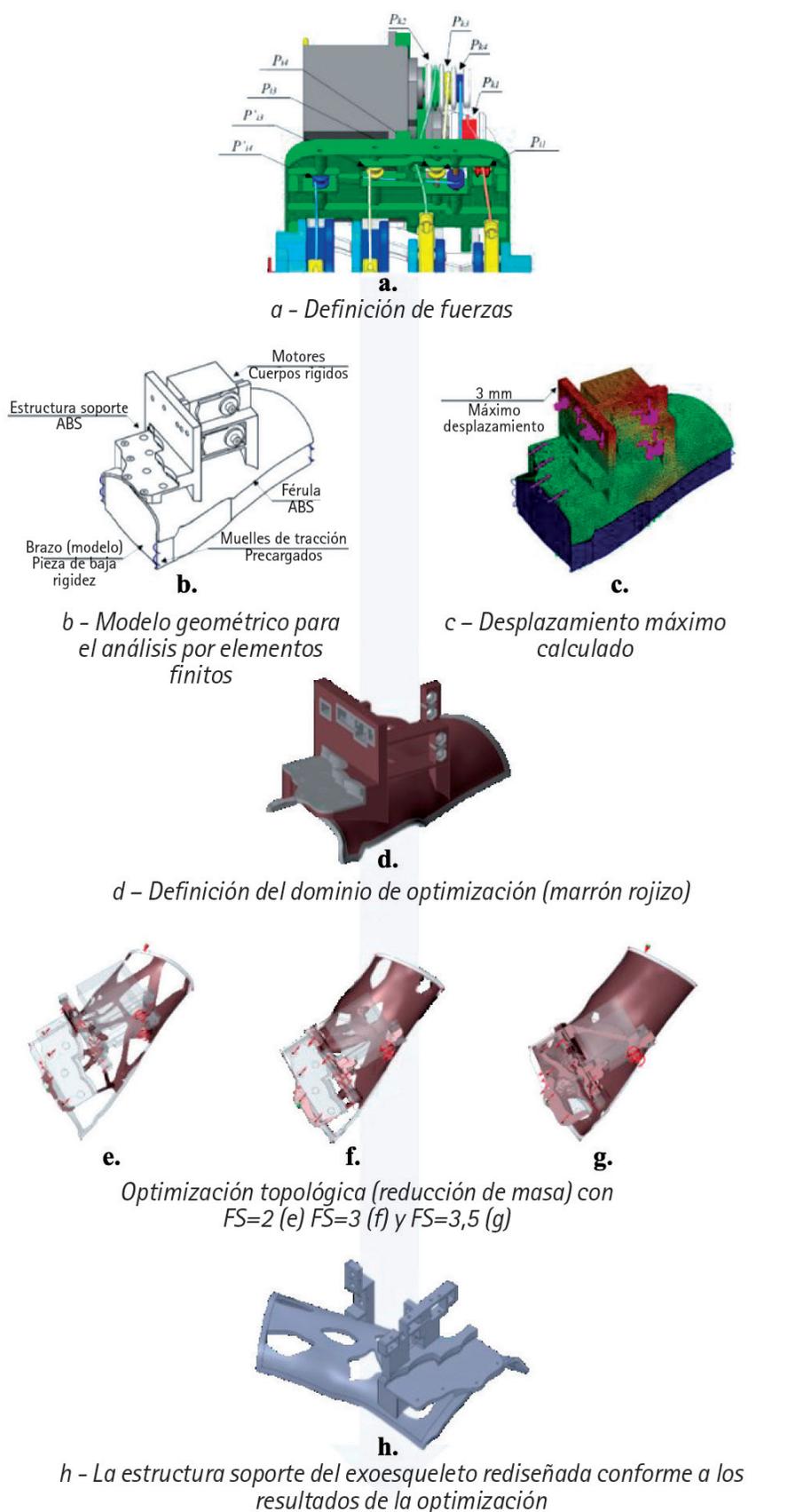


Fig. 3: Flujo de trabajo de optimización topológica

FS	Reducción de masa	Desplazamiento máx.
2	70%	6 mm
3	59%	3,5 mm
3,5	33%	3,1 mm
No optimizado	0%	3 mm

Tabla 3: La reducción de masa y el máximo desplazamiento con respecto al FS

fuerzas se han aplicado como una carga distribuida sobre la superficie inferior de la férula, que no es espacio de diseño. Los muelles han sido remplazados por sus fuerzas de reacción (tabla 2) aplicadas en las cuatro esquinas de la férula. Se define un soporte fijo con el único objeto de hacer a la estructura estáticamente determinada de forma que el sistema de fuerzas aplicado esté equilibrado.

Después de completar la definición del dominio y la configuración de cargas / restricciones, la geometría está lista para someterse a un proceso de optimización topológica. Debido a la complejidad de la geometría y la falta de una restricción de desplazamiento fácilmente definible, es necesario recurrir a un objetivo de minimización de masa sujeto a las restricciones de tensión. Estas restricciones están definidas por un coeficiente de seguridad o mínimo factor de seguridad (FS), es decir, un multiplicador que se aplica a las cargas. El objetivo es encontrar el mínimo factor de seguridad capaz de garantizar el menor peso, pero con un comportamiento de la estructura similar a la de solución no optimizada en términos de deformaciones. El desplazamiento de referencia para la topología no optimizada viene definido por el máximo desplazamiento calculado por el correspondiente análisis por elementos finitos realizado anteriormente. Para alcanzar este objetivo se ejecuta una serie iterativa de procesos de optimización topológica, incrementando el valor del factor de seguridad partiendo de un valor mínimo de FS = 2. Después de cada análisis, y antes de proceder al siguiente con un incremento del FS, se verifica la efectividad topología resultante mediante un análisis por elementos finitos para evaluar el desplazamiento máximo y compararlo con el valor de referencia. Este procedimiento se ejecuta de forma iterativa, incrementado el factor de seguridad, hasta que el desplazamiento máximo resultante sea aproximadamente igual o menor al obtenido con la estructura no optimizada.

### 5. RESULTADOS

Las Figuras 3.e, f y g muestran los resultados de la optimización para un factor de seguridad igual a 2, 3 y 3,5. En la tabla 3 se recogen los desplazamientos máximos obtenidos para cada una de esas configuraciones calculados mediante el análisis por elementos finitos. Como se muestra en la tabla 3, la mejor solución en términos de desplazamiento máximo sería con FS = 3,5; sin embargo, un buen equilibrio entre la disminución

de la masa total y el máximo desplazamiento se consigue con un  $FS = 3$ , lo que garantiza una deformación aceptable a la vez que una considerable reducción de peso. Partiendo de los resultados de la optimización, finalmente se ha modelado con una herramienta de modelado sólido la configuración final de la férula y la estructura de soporte del exoesqueleto (figura 3.h).

## 6. CONCLUSIONES

En este trabajo se ha presentado un rediseño completo de una estructura soporte para un exoesqueleto de una mano, con el objetivo de incrementar la manejabilidad del exoesqueleto y obtener un dispositivo más ergonómico y cómodo de llevar. Se ha implementado un modelo completo de la estructura soporte integrada con la férula utilizando optimización topológica y un análisis completo de las condiciones de carga. Las fuerzas involucradas se definieron a partir de las fuerzas de reacción debidas a la apertura de la mano definidas por ensayos experimentales realizados sobre pacientes afectados por algún tipo de dificultad en el movimiento de apertura de la mano. Las condiciones de carga han sido calculadas por medio de las ecuaciones de equilibrio estático en un esquema 2D para el mecanismo del dedo y por medio de un análisis por elementos finitos de las fuerzas de contacto entre la férula y el brazo. Como resultado, la configuración final garantiza una integración efectiva entre el exoesqueleto y la férula con reducción de masa del 59% y deformaciones comparables a la solución no optimizada.

Los trabajos futuros se dirigirán a la fabricación y el ensayo del nuevo diseño de exoesqueletos para evaluar su rendimiento. Además, se fabricarán varios exoesqueletos para la mano para evaluar su capacidad para ser eficaces a pesar de la amplia variabilidad anatómica existente entre los pacientes.

## REFERENCIAS

- [1] Truelsen T, Piechowski-Jozwiak B, Bonita R, et al. "Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data". *European Journal of Neurology*. June 2006. Vol. 13-6. p.581-598. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2006.01138.x>
- [2] Mertz L. "The next generation of exoskeletons: lighter, cheaper devices are in the works". *IEEE Pulse*. July 2012. Vol. 3-4. p.56-61. DOI: <https://doi.org/10.1109/MPUL.2012.2196836>
- [3] United Nation Department of Economic and Social Affairs Population Division: *World population ageing 2013*. United Nations publication, New York (2013).
- [4] Rosenstein L, Ridgel AL, Thota A, et al. "Effects of combined robotic therapy and repetitive-task practice on upper-extremity function in a patient with chronic stroke". *American Journal of Occupational Therapy*. January-February 2008. Vol. 62-1. p.28-35. DOI: <https://doi.org/10.5014/ajot.62.1.28>
- [5] Conti R, Meli R, Ridolfi A, et al. "Kinematic synthesis and testing of a new portable hand exoskeleton". *Meccanica*. September 2017. Vol. 52-11-12. p.2873-2897. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11012-016-0602-0>
- [6] Bianchi M, Fanelli F, Conti R, et al. "Design and Motion Analysis of a Wearable and Portable Hand Exoskeleton." *Wearable Robotics: Challenges and Trends, Biosystems & Biorobotics*. Springer International Publishing. October 2016. Vol. 16. p.373-377. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-46532-6\\_61](https://doi.org/10.1007/978-3-319-46532-6_61)
- [7] Maciejasz P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, et al. "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. January 2017. Vol. 11-1. DOI: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3>.
- [8] Bianchi M, Buonamici F, Furferi R, Vanni N. "Design and optimization of a flexion/extension mechanism for a hand exoskeleton system". *Proceedings of the ASME Design Engineering Technical Conference*. August 2016, Vol. 1A. DOI: <https://doi.org/10.1115/DETC2016-59466>
- [9] Jawahar N, Manoharan S, Chandran H. "Compliant Mechanisms - Integration of Micro Gripping Device with Positioner Using Topological Optimization". *SAE Technical Paper*, SAE International. April 2015. DOI: <https://doi.org/10.4271/2015-01-0499>
- [10] Almeida HA, Bártolo PJ. "Structural and vascular analysis of tissue engineering scaffolds, part 2: Topology optimisation". *Methods in Molecular Biology*. June 2012. Vol. 868. p.209-236. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-1-61779-764-4\\_13](https://doi.org/10.1007/978-1-61779-764-4_13)

## AGENDA

### PRÓXIMOS EJEMPLARES ESPECIALES



Julio 2019

#### Tecnología en Edificación

Realizado en colaboración con la Universidad Politécnica de Madrid.

Se tratarán temáticas vinculadas a nuevos materiales, técnicas constructivas, monitorización de indicadores, conductividad térmica, arquitectura bioclimática, códigos técnicos de edificación, entre otras.



Noviembre 2019

#### Energías alternativas y cambio climático

Realizado en colaboración con la Universidad del País Vasco UPV/EHU y la Universidad de Cantabria.

Se investigarán temas relacionados con energías solares fotovoltaicas y de concentración, energías marinas, energías eólicas, biomasa, hidrogeno como vector energético, almacenaje de energía, vehículos sostenibles, reducciones de emisiones, pilas de combustible, fuentes no contaminantes, etc.