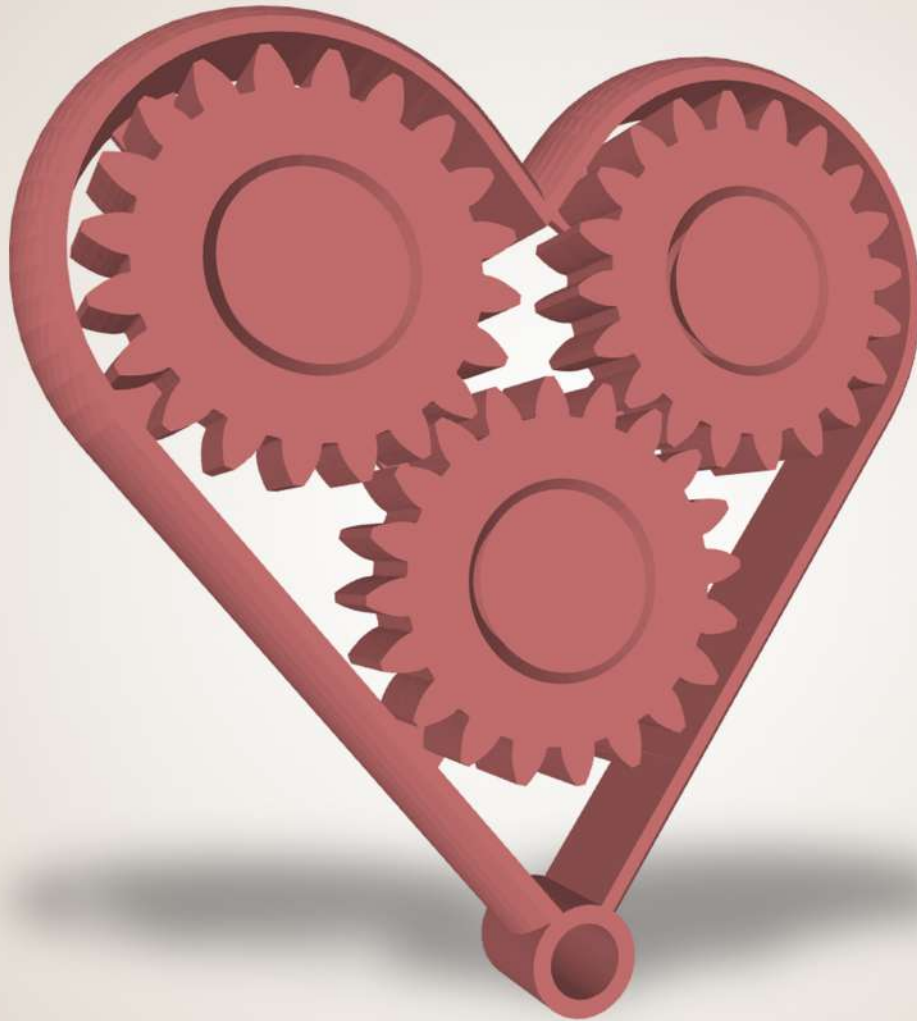


# X Reunión del Capítulo Nacional Español de la Sociedad Europea de Biomecánica

Granada | 25 y 26 de Octubre de 2021



Organiza



# **Libro de Resúmenes de la X Reunión del Capítulo Español de la Sociedad Europea de Biomecánica**

**Celebrada en Granada del 25 al 26 de octubre de 2021**

**Editado por:**

Guillermo Rus Carlborg  
**Grupo de Investigación de Ultrasonidos**  
**Universidad de Granada**

Impreso por: Universidad de Granada  
**ISBN: 978-84-338-6931-9**

## Benchmarking para prótesis de bajo coste actuadas por tendón

Andrés-Esperanza J.<sup>1,\*</sup>, Iserte-Vilar J.L.<sup>1</sup>, Llop-Harillo I.<sup>1</sup>, Pérez-González A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universitat Jaume I, España, (\*) fandres@uji.es

### Introducción

La Organización Mundial de la Salud calcula que 2.4 millones de los 3 millones de amputados de miembro superior que hay en el mundo viven en países empobrecidos<sup>1</sup>. La popularización de la tecnología de impresión en 3D ha promovido la creación de manos protésicas de bajo coste (<500€) con la premisa del "hágalo usted mismo" (DIY). Éstas pueden descargarse gratuitamente desde repositorios web como [www.instructables.com](http://www.instructables.com) o [www.thingiverse.com](http://www.thingiverse.com), o desde iniciativas sin ánimo de lucro<sup>2,3</sup>. Esta tendencia creciente ha motivado algunas revisiones del estado del arte de los modelos existentes<sup>1,4-6</sup>, pero la mayoría de estas investigaciones no incluían la experimentación del agarre y los resultados reportados eran principalmente sobre la cinemática del dispositivo.

El *Southampton Hand Assessment Procedure* (SHAP)<sup>7</sup> ha sido reconocido como una herramienta para evaluar la efectividad de las prótesis de mano. Dally et al.<sup>8</sup> y Phillips<sup>9</sup> evaluaron con el SHAP las manos de e-NABLE<sup>3</sup> con resultados desalentadores. Últimamente, el SHAP se ha confrontado a una gran diversidad de prótesis de mano con una o dos funciones motoras (apertura/cierre de la mano y pro/supinación de la muñeca), o algunas mioeléctricas multiarticuladas<sup>10</sup>. Sin embargo, algunos investigadores<sup>10,11</sup> y usuarios<sup>12</sup> han afirmado que el SHAP es poco consistente. Las propias puntuaciones SHAP se han sometido a una revisión más profunda dada la opacidad de los cálculos originales<sup>13</sup>, que dificulta la investigación.

El presente trabajo compara varias de las prótesis de bajo coste más conocidas para amputados transradiales. Esta comparación se lleva a cabo utilizando el SHAP y otras dos pruebas centradas en: (i) la ventaja mecánica (VM) del sistema de transmisión y (ii) la resistencia al deslizamiento (RD) en el contacto mano-objeto. El objetivo final de este estudio es proponer un *benchmark* reproducible y de bajo coste, adecuado para el contexto referido.

### Material y métodos

Se seleccionó un subconjunto de manos protésicas de bajo coste que (i) estuvieran disponibles para su descarga y montaje en un taller doméstico, y (ii) con uso reportado por amputados. La mayoría requieren elementos adicionales fácilmente obtenibles, como tornillos, gomas elásticas, hilo de nylon y Velcro®. Estas manos son (Fig. 1): InMoov<sup>14</sup>, Dextrus v2.0<sup>15</sup>, Ada v1.1<sup>16</sup> y Limbitless<sup>17</sup> (ésta última en dos versiones de disposición del pulgar).

El SHAP ha demostrado dar puntuaciones equivalentes en sujetos con pérdida de extremidades y en sujetos sin discapacidad que empleaban un adaptador (ABA)<sup>10</sup>, como el diseñado en nuestro grupo<sup>18</sup> (Fig. 1). Para el SHAP se adaptó el sistema de puntuación propuesto

por Burgerhof<sup>13</sup> al empleo de los objetos abstractos ligeros (LAO, *light abstract objects*), a saber:

$$LIF_{LAO} = \frac{1}{6} \cdot \sum_{l=1}^6 T_{S_l} \quad (1)$$

Donde  $T_s$  (*transformed time score*), para cada tarea, es una especie de porcentaje de dominio que toma un valor de tiempo límite de la tarea de ocho veces el tiempo medio normativo ( $n$ ) documentado para la mano sana<sup>7</sup>:

$$T_s = \frac{8 \cdot n - t}{8 \cdot n - n} \cdot 100 = \frac{8 \cdot n - t}{7 \cdot n} \cdot 100 \quad (2)$$

Tres sujetos realizaron tres repeticiones de cada ensayo del SHAP con LAO, con cada mano.

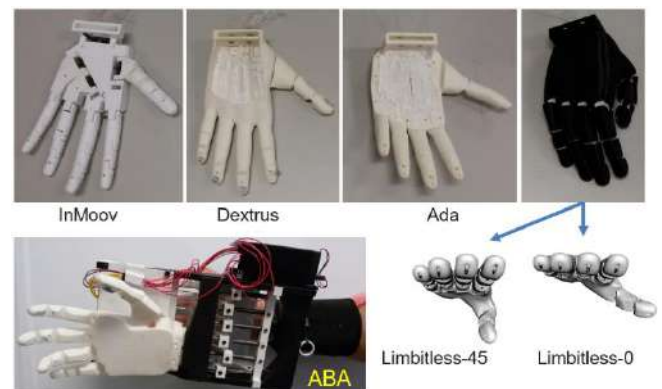


Figura 1: Prótesis. Abajo, ABA (*Able-bodied adaptor*).

Para el estudio de la VM y de la RD, se empleó un banco realizado con perfilera de aluminio, donde la mano se ancla a una brida circular orientable. Los tendones de los dedos pasaban a través de su centro hueco, y cada uno de los dedos era flexionado por un peso de 20 N atado al extremo libre de su correspondiente tendón.

Para cada falange del dedo índice y del pulgar, secuencialmente, y de distal a proximal (según muestra la Figura 2, 3 reps.), se registró la fuerza de cierre (dinamómetro PCE-FM50® con asidera envolvente de la falange). Se calculó un valor de pico de VM promediado (VMP) dividiendo los valores de fuerza pico promediados (tres repeticiones cada medición) por la fuerza actuante que tira del tendón del dedo (20 N). La RD se midió con tres cilindros de 100 mm de longitud y 22, 32 y 50 mm de diámetro (tamaños S, M y L), con la palma hacia arriba para minimizar el efecto de la gravedad. Cada uno de estos objetos se forró cuidadosamente de papel, teniendo así una textura homogénea. De nuevo, la fuerza de tracción para cada tendón se fijó en 20 N. Un cable une la base del cilindro con un medidor de fuerza PCE-FM50®. Se estira del cable hacia el dedo meñique para simular un deslizamiento accidental de la mano. El promedió de

los picos de fuerza de tres repeticiones se tomó como valor representativo ( $F_{RD}$ ).

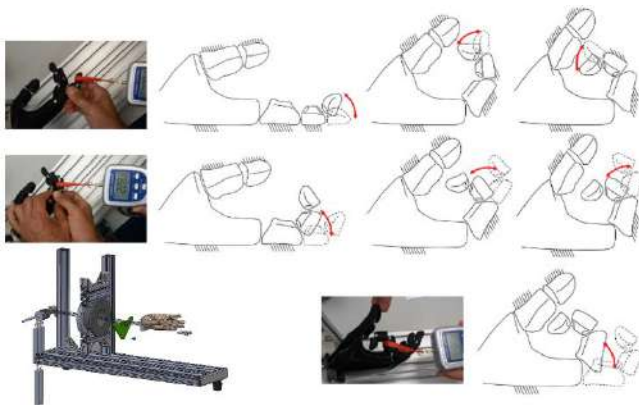


Figura 2: Secuencia de medición de la fuerza de cierre en las falanges de índice. Abajo izda., banco de ensayo.

## Resultados y discusión

Las manos Inmoov y Limbitless-0 destacan en la evaluación funcional llevada a cabo con el SHAP (Fig. 3, izda.), tanto promediando los resultados de los tres sujetos como considerando las mejores actuaciones del global de todos (*mejor escenario posible*).

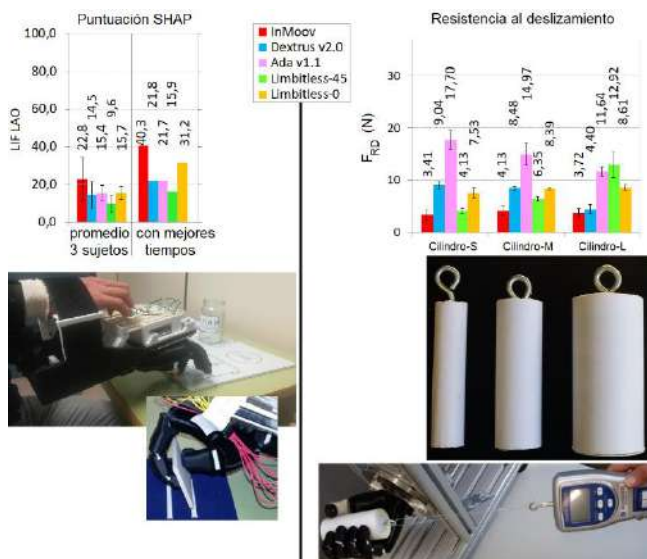


Figura 3: Izda, resultados del SHAP ( $LIF_{LAO}$ ), dcha., resultados de RD. Abajo, ejecución del ensayo.

La mano Ada destacó en la RD, posiblemente por su textura (material elástico), si bien la Limbitless-0 tuvo una resistencia similar para los tres diámetros de cilindro (Fig. 3, dcha.).

Los resultados de VMP (Fig. 4), en el dedo índice, no ofrecen grandes diferencias en la falange proximal. Las falanges medial y distal ofrecieron resultados dipares: la medial mostró la mayor VMP para la Dextrus y ambas versiones Limbitless, mientras que ambas versiones Limbitless y el InMoov demostraron la mayor VMP para la distal. En cuanto al pulgar, ninguna de las versiones Limbitless emula la articulación CMC, y los otros tres modelos mostraron valores de VMP del mismo orden en la falange metacarpiana. Todas las manos emulan la articulación MCP del pulgar, y la VMP

en la falange proximal se acercó a un valor medio de 0,57 para todas las manos excepto la Ada, que exhibió un valor muy bajo (0,14). En la falange distal del pulgar, Dextrus ofreció una VMP baja en comparación con InMoov y ambas versiones de Limbitless.

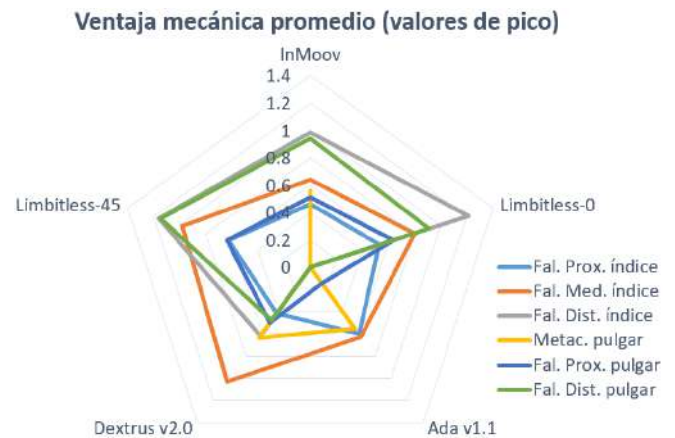


Figura 4: Valores de VMP (0 si no presenta articulación).

## Conclusión

La comparación de algunas de las prótesis de bajo coste confirma que los diseños mecánicos actuales son muy limitados en su utilidad. Pueden considerarse como un complemento elegible para determinadas actividades, sin evaluar la corrección del agarre.

Las pruebas aquí propuestas adoptan procedimientos de la Rehabilitación y la Robótica para evaluar tres factores decisivos que afectan a la calidad de un agarre: la fuerza de cierre, las propiedades antideslizantes, y la funcionalidad.

El SHAP con objetos LAO, junto con las dos pruebas de banco para la evaluación de la VM y la RD, representan un punto de referencia replicable para evaluar los factores clave que afectan al rendimiento de una mano protésica. Esta evaluación comparativa proporcionaría un punto de vista realista a las partes interesadas: diseñadores, reguladores y usuarios.

## Agradecimientos

MINECO (DPI2017-89910-R); Generalitat Valenciana (GV/2018/125); y Univ. Jaume I (UJI-B2017-70).

## Referencias

- [1] Phillips B. *et al.*, 5th Proc. IEEE GHTC. 1:52-58, 2015
- [2] Gibbard J., [www.openhandproject.org](http://www.openhandproject.org)
- [3] e-NABLE, <http://enablingthefuture.org/which-design/>
- [4] Kate J., *et al.*, Dis Rehab Assist Tech. 12:300-314, 2017
- [5] Burn MB., *et al.*, J Hand Surg. 41(5):e103-e109, 2016
- [6] Tanaka KS., *et al.*, J Bone Jt Surg.98:1320-1326, 2016
- [7] Light CM., *et al.*, Arch Phys Med Rehab. 83:776-783, 2002
- [8] Dally C., *et al.*, 5th Proc. IEEE GHTC. 1: 66-70, 2015
- [9] Phillips B., *et al.*, Mech Eng. 138(4):14-15, 2016
- [10] Andrés J., *et al.*, Eng Sci Technol an Int J. 2021;(in press)
- [11] Kyberd PJ., *et al.*, Br J Occup Ther. 72(5):212-218, 2009.
- [12] Schweitzer W., <https://www.swisswuff.ch/tech/?p=3043>.
- [13] Burgerhof JGM., *et al.*, J Hand Ther. 30(1):49-57, 2017
- [14] Langevin G. <http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>
- [15] Gibbard J., [www.openhandproject.org/downloads.php](http://www.openhandproject.org/downloads.php)
- [16] Gibbard J., <https://www.openbionics.com/downloads/>
- [17] UCFarmory, <https://www.thingiverse.com/thing:408641>
- [18] Llop-Harillo I., *et al.*, Front Neurobot. 14:57, 2020