

Comparación de dos diseños de dedo protésico subactuado: tendón vs. sistema articulado

J. Andrés-de la Esperanza¹, A. Pérez-González²

¹Dpto. de Ingeniería Mecánica y Construcción. Universidad Jaume I. fandres@uji.es

²Dpto. de Ingeniería Mecánica y Construcción. Universidad Jaume I. aperez@uji.es

El diseño de las manos protésicas tiende hacia diseños más antropomorfos tratando de mantener la simplicidad en el control. A pesar de que número de grados de libertad de la mano humana es mayor de veinte, estos no son totalmente independientes, sino que mantienen cierto grado de correlación en los agarres comunes. Esta sinergia se materializa en el diseño de algunos dedos protésicos que fuerzan el movimiento coordinado de los tres segmentos de dedo mediante cadenas cinemáticas de barras articuladas y un solo motor. Otros diseños utilizan los conceptos de subactuación y agarre adaptativo mediante muelles y/o cables, con un solo motor. En el presente estudio, dos diseños diferentes de dedo índice protésicos fueron modelados en Matlab®: el Modelo-B, derivado del diseño del dedo TBM (Toronto/Bloorview/Macmillan) y movido por un sistema de barras articuladas; y el Modelo-T, accionado por un cable (a modo de tendón) pasante por cada una de las falanges. En ambos modelos se consideraron pesos despreciables, así como la presencia de un resorte de torsión (1 Nmm/rad) en cada una de las tres articulaciones, favoreciendo la extensión. Se realizó una secuencia de análisis cuasi-estático desde la extensión completa hasta la flexión máxima con dos escenarios: a) sin fricción y b) considerando fricción en las articulaciones entre eslabones y, para el Modelo-T, también en las vainas tendinosas. La ventaja mecánica se obtuvo como un cociente entre una fuerza unitaria de salida, normal a la falange distal, y la fuerza de entrada calculada en el mecanismo. Se compararon ambas alternativas en términos de ventaja mecánica y eficiencia. Los resultados indican que el Modelo-T tiene mejor ventaja mecánica que el Modelo-B para las posiciones más extendidas de la mano, pero peor para las posturas más flexionadas, siendo el rendimiento superior para el Modelo-B.

1. Introducción

La mano humana es uno de los sistemas mecánicos más complejos de la naturaleza, con 27 huesos (incluyendo los de la muñeca), 18 articulaciones y más de 20 grados de libertad (GDL). Unos 30 músculos entre mano y antebrazo y todo un sistema de tendones y ligamentos se encargan de accionar y limitar los grados de libertad. Este complejo sistema biomecánico es controlado por una densa red de nervios conectados al sistema nervioso central, de tal modo que pese al elevado número de grados de libertad implicados, el control es inmediato y muy eficiente. El cerebro, ayudado por la información sensorial humana, es capaz de adaptar la posición de la mano y los esfuerzos de contacto en sus diferentes zonas a los requerimientos de las diferentes tareas de la vida diaria, tanto si éstas requieren esfuerzos elevados como si exigen una precisión máxima.

La tecnología actual no ha permitido hasta el momento conseguir emular la versatilidad de este complejo sistema neuromotor. Sin embargo, el diseño y construcción de manos artificiales antropomorfas ha despertado un gran interés desde dos perspectivas relevantes: la *robótica* y la *tecnología protésica*.

En la *robótica*, uno de los principales objetivos de investigación es conseguir la misma estabilidad y destreza de manipulación que tiene la mano humana [1], aunque los manipuladores robóticos son más sencillos que la mano humana para simplificar y hacer abordable el complejo problema de control. Esta simplificación del manipulador robótico frente a la mano humana conlleva en contrapartida una pérdida de aptitud para el agarre y manipulación de una amplia variedad de objetos, limitándose de forma importante el número de objetos con geometría diferente que pueden manipularse ([2][3][4][5]). Esto puede ser válido en ambientes industriales, pero es más problemático en el campo de la robótica de servicio. Otro campo de aplicación en este contexto es el desarrollo de manos artificiales para asistir a personas con discapacidad o limitaciones funcionales [6]. Por ello, en años recientes se ha incrementado el desarrollo de manipuladores antropomorfos en el campo de la robótica de los cuales se muestran ejemplos en la Figura 1 (Barret Hand, Manus Colobi, LMS Hand, TBM Hand, DLR II Hand,

Tuat/Karlsruhe Hand, BUAA Hand, Gifu II Hand, RTR II Hand, Stanford JPL Hand, Torino Hand, MA-I Hand, SARAH Hand, MIT hand, RCH-I hand, Shadow Hand) [7].



Figura 1: Ejemplos de manos antropomorfas robóticas: DLR Hand Arm system (a), Shadow Hand (b)

El campo de la *tecnología protésica* tiene un evidente interés social y de bienestar. El diseño de manos protésicas ha evolucionado considerablemente en las últimas décadas: de los modelos tradicionales (doble gancho con un único grado de libertad de apertura y cierre accionado de forma mecánica a través de cables, Figura 2(a)) se ha avanzado hacia modelos más similares a la mano humana (Figura 2 (b)), con accionamiento mioeléctrico a través de electrodos de electromiografía (EMG) superficial utilizando los músculos del muñón remanente. En esta evolución, y en el medio y largo plazo, hay un claro impacto de la *robótica*: la mejora de los métodos de control ha permitido incorporar más dedos y más grados de libertad a las prótesis más modernas utilizando un control secuencial ([8][9][10]). En el control secuencial sólo uno de los grados de libertad es utilizado en cada instante y se emplean señales clave desde el músculo (doble o triple impulso al músculo, impulsos de diferente duración, etc.) para pasar de uno a otro grados de libertad. En otros casos se usan botones para cambiar el modo de agarre o grado de libertad actuado por los músculos y en muchos casos el pulgar o la muñeca requieren una acción mecánica con la otra mano para pasar de uno a otro modo de agarre. Ejemplos de las prótesis más modernas que utilizan control secuencial (todas ellas con una antigüedad inferior a los 7-8 años) son la prótesis iLimb de Touch Bionics, la prótesis BeBionic 3 de RSLSteeper y la prótesis Michelangelo de OttoBock.

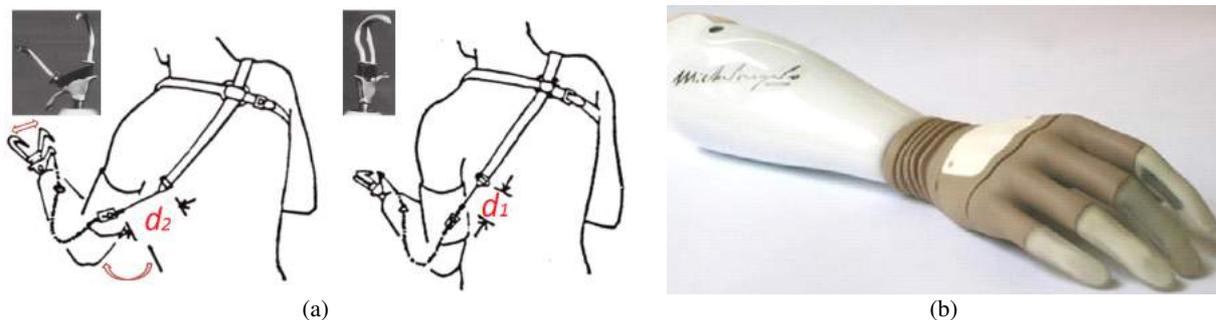


Figura 2: Prótesis de mano con forma de gancho doble (a), prótesis mioeléctrica *Michelangelo* (Otto-Bock) (b)

Se estima que aproximadamente tres millones de personas en el mundo necesitan de una prótesis de mano, y que 8 de cada 10 de estas personas vive en países en vías de desarrollo. Como consecuencia, sólo el 5% tiene acceso a soluciones protésicas [11], y muchos usuarios potenciales ni siquiera se plantean su uso por su elevado coste. Una prótesis mioeléctrica actual puede suponer un coste entre los 40.000-80.000 €, lo que claramente supone una limitación para la mayor parte de los amputados incluso en los países desarrollados. Además, en muchos casos las manos antropomorfas son rechazadas debido a diferentes razones como la falta de un control intuitivo para el usuario, la ausencia de adecuado feedback o la insuficiente funcionalidad [12]. Por tanto, y desde las dos perspectivas anteriormente presentadas, el diseño de prótesis antropomorfas se enfrenta a importantes retos no resueltos en materias de diseño mecánico, sensorización, controles y actuadores, y reducción del coste.

Algunos grupos de investigación han dirigido su objetivo a la reducción del coste de los manipuladores antropomorfos utilizando sistemas mecánicos y de control fácilmente accesibles de forma comercial y por tanto con coste reducido, lo que haría accesibles estos sistemas a naciones en vías desarrollo o a usuarios con bajos recursos ([7][13][14]). Este aspecto es especialmente importante cuando hablamos de prótesis de mano para niños, que deben ir adaptando su tamaño al ritmo de crecimiento. Además, en los últimos años, la mayor concienciación social y el fácil acceso a la informática y tecnologías de prototipado rápido de bajo coste, como la impresión 3D, ha popularizado que estos retos se estén afrontando desde una perspectiva DIY (*Do It Yourself*). Así lo demuestran numerosas corrientes filantrópicas que ponen a disposición de cualquier usuario diseños con

premisas de bajo coste y libre distribución: *Bionicohand* [15], *Enablingthefuture* [16], *Openhandproject* [17], *Victoriahandproject* [11] o, a nivel nacional, *Exandounamano* [18].

Todas estas corrientes afrontan el reto del *diseño mecánico* de prototipos de mano antropomorfas desde la sub-actuación, es decir, presentando un número de grados de libertad (GDL) superior al número de actuadores o motores, buscando así una correspondencia con la mano humana en la cual, a pesar del elevado número de GDL, estos mantienen cierto grado de correlación en los agarres comunes [19]. Esta sinergia se materializa de diferentes formas en el diseño de algunos dedos protésicos: algunas manos usan cables inspirados en los tendones de la mano humana ([15][16][17][18][20][21]) para mover simultáneamente varios grados de libertad del mismo dedo; otras en cambio emplean mecanismos articulados ([11][7][22][23]) para este fin. Adicionalmente, el grado de sub-actuación también afecta a la decisión sobre el número de motores necesarios para mover los dedos: si bien, un motor para cada dedo (dos para el pulgar) representa un sistema bastante versátil para el agarre, hay que tener en cuenta que el número de motores incrementa el peso y la complejidad de control, lo que resulta problemático especialmente en el caso de prótesis de mano. Algunas manos utilizan un mismo motor para mover de forma coordinada los dedos medio, anular e índice [24]. El estudio del grado de sub-actuación idóneo y el diseño mecánico óptimo para ello, así como el análisis de los sistemas de actuación idóneos para reducir el consumo y peso sin comprometer la fuerza de apriete, son hoy en día un campo abierto para la investigación.

El grupo de Biomecánica y Ergonomía de la Universidad Jaume I de Castellón (BE-UJI) no es ajeno a los retos presentados: en el marco del proyecto DEVALHAND (*Design and evaluation of anthropomorphic hands by using grasping simulation. Application to the design and control of prosthetic hands*, [25]) se pretende proponer diseños de manos antropomórficas, incluyendo sus sistemas electromecánicos de actuación, que permitan optimizar los indicadores de calidad definidos y reducir el coste de diseño y fabricación mediante el empleo de elementos comerciales y técnicas de prototipado rápido. Así, la comparación de indicadores como la ventaja mecánica o el rendimiento puede optimizar las capacidades prensiles de la mano, reduciendo el tamaño y consumo de los actuadores, si bien también se pueden plantear otros condicionantes desde la perspectiva del diseño y fabricación. El presente estudio realiza una comparativa entre los dos sistemas de sub-actuación presentados: transmisión por cable a modo de tendón, o mecanismo de barras articuladas.

2. Material y métodos

2.1. Modelos de mano

Se materializaron dos prototipos de prótesis antropomórficas por medio de impresión 3D: el Modelo-B, movido por un sistema de barras articuladas derivado del diseño del dedo TBM (mecanismo planteado originalmente por la Universidad de Toronto y fundación Bloorview MacMillan, Figura 3(a)) [22][23] y el Modelo-T, accionado por un cable (a modo de tendón) pasante por cada una de las falanges. Los prototipos fueron diseñados en Solidworks® para su fabricación en políácido láctico (PLA) en una impresora 3D. El políácido láctico (PLA) es sintetizado a partir de materiales biocompatibles tales como almidón de maíz, lo que lo hace adecuado para su contacto con la piel de potenciales usuarios de la prótesis.

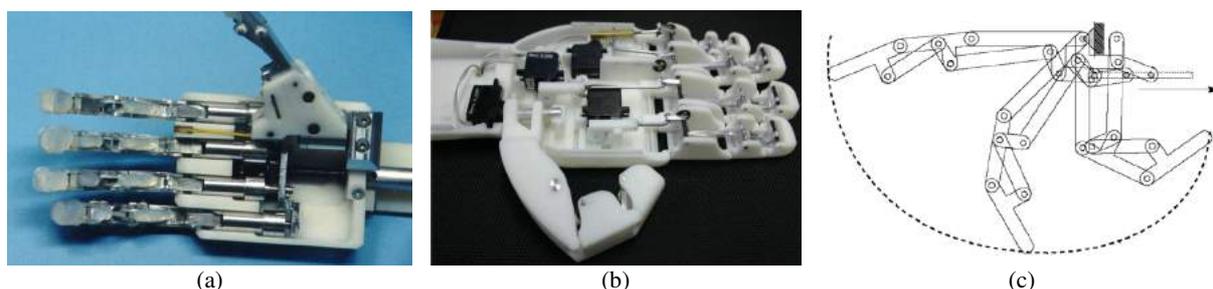


Figura 3: Prototipos de mano protésica actuadas por barras articuladas siguiendo el diseño de dedo TBM: (a) [22] y (b) [23]. Mecanismo de barras utilizado en el prototipo de TBM. (c) [22].

En el prototipo TBM original, todos los dedos tienen el mismo tamaño, con la variante de que el dedo meñique está anclado en una ubicación más proximal sobre la palma buscando el antropomorfismo, ver FIGURA 3a. Para su rediseño, el grupo BE-UJI consideró un tamaño de mano promedio de un hombre de mediana edad: las dimensiones de las falanges se han extrapolado de estudios realizados por el propio grupo BE-UJI [26] y por Binvignat et al. [27].

En el diseño del Modelo-B, se llevó a cabo un proceso de *síntesis dimensional* para determinar la geometría de los eslabones articulados en F, D y B (Figura 4(a)), de modo que la flexión se realizase pasando por dos

posiciones límite, con el dedo extendido y flexionado, mostradas en la misma Figura 4(a) [28]. Para mayor naturalidad en la postura inicial más extendida, en los dedos índice, medio, anular y meñique se estableció un ángulo de flexión de 5° entre las falanges en las articulaciones interfalángicas (Figura 4(b)). En la postura más flexionada se supuso un incremento en los ángulos de flexión de 90° , 70° y 47° respectivamente en las articulaciones metacarpofalángica, interfalángica medial e interfalángica distal, acordes al agarre de un objeto de pequeño diámetro. La Figura 4(c) muestra el mecanismo sintetizado.

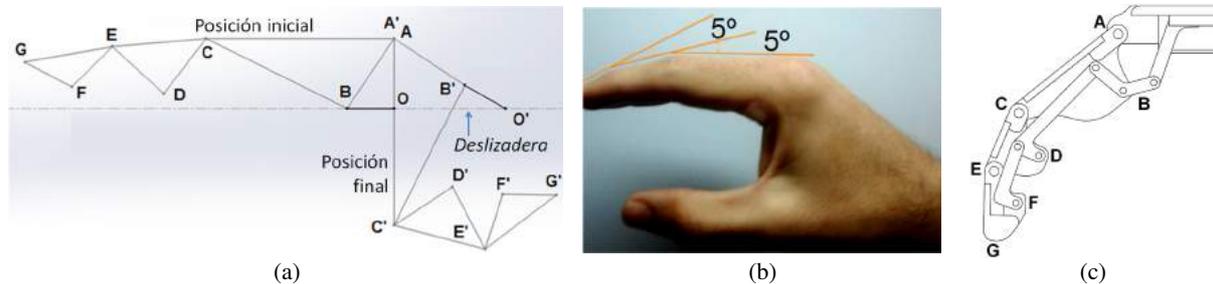


Figura 4: Dedo de tres falanges en posiciones límite inicial y final, con los principales puntos de interés (a). Ángulo de flexión de 5° en las articulaciones interfalángicas (b). Mecanismo sintetizado para el Modelo-B (c)

Las falanges del Modelo-T tienen la misma geometría que las del Modelo-B, si bien la actuación se lleva a cabo por medio de un cable a modo de tendón que, partiendo de F, pasa por las vainas tendinosas situadas en D y B,

2.2. Análisis de los modelos de dedo

Dos dedos índice protésicos, uno correspondiente al Modelo-B y otro al Modelo-T, fueron modelados en Matlab® para su comparación. La longitud de las falanges fue 22 mm para la distal (EG, Figura 4(a)), 20 mm para la medial (CE) y 40 mm para la proximal (AC). En ambos modelos se consideraron pesos despreciables, así como la presencia de un resorte de torsión (1 Nmm/rad) en cada una de las tres articulaciones, favoreciendo la extensión. Se realizó una secuencia de análisis cuasi-estático desde la extensión completa hasta la flexión máxima (establecida en 80° de la falange proximal respecto de la palma, Figura 5) con dos escenarios: *i*) sin fricción y *ii*) considerando fricción en las articulaciones entre eslabones (radio $r=1,5$ mm, coeficiente de rozamiento $\mu=0,5$) y, para el Modelo-T, también en las vainas tendinosas (ecuación de Eytelwein, $\mu = 0,5$).

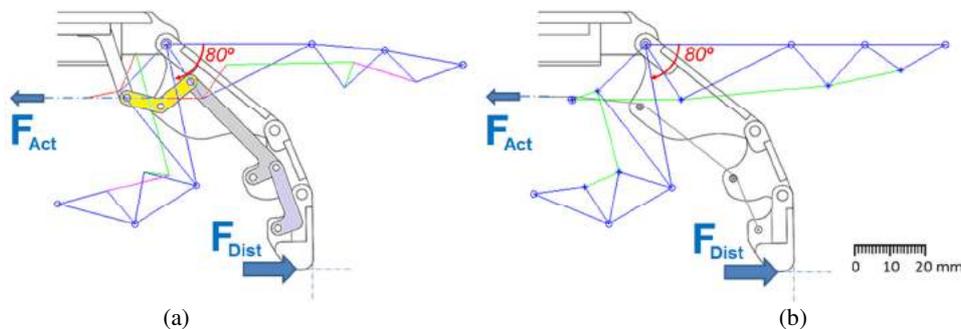


Figura 5: Secuencia de análisis cuasi-estático desde la extensión completa hasta la flexión máxima en ambos modelos de diseño de dedo índice: (a) Modelo-B; (b) Modelo-T.

Para la secuencia de análisis cuasi-estático, fue necesario resolver el problema de posición y equilibrio del dedo. La resolución se abordó de forma diferente para cada modelo de dedo:

- En el caso del Modelo-B, el problema de posición se resuelve fácilmente por métodos geométricos, variando la posición de la deslizadera de accionamiento (punto O de la Figura 4(a)). Con los datos de posición conocidos, se planteó y resolvió el correspondiente problema de equilibrio estático considerando $F_{Dist}=1$ N aplicada en el extremo distal del dedo (punto G en la Figura 4) y obteniendo la fuerza de accionamiento necesaria en la deslizadera (F_{Act}). Dado que el par que introduce cada resorte es proporcional a su ángulo en cada postura y que, en el límite del equilibrio estático, la fricción es proporcional al esfuerzo en cada articulación, ambos escenarios (*i*) y (*ii*) plantean un problema de 15 ecuaciones con 15 incógnitas (véase Figura 6(a)).
- En el caso del Modelo-T, el problema de posición y el de equilibrio están acoplados, ya que los cambios en posición implican cambios en los brazos de momento del tendón respecto a cada articulación y en los pares realizados por los resortes de torsión en las articulaciones. La resolución se, planteó

incrementando progresivamente la fuerza de actuación (F_{Act}) y resolviendo iterativamente la posición de equilibrio mediante el planteamiento de equilibrio estático, implicando sucesivamente la falange distal, el conjunto de falanges distal y medial, y el conjunto de falanges distal, medial y proximal (Figura 6(b)). La ecuación de Eytelwein se empleó para relacionar la tensión del tendón en un tramo con la del siguiente.

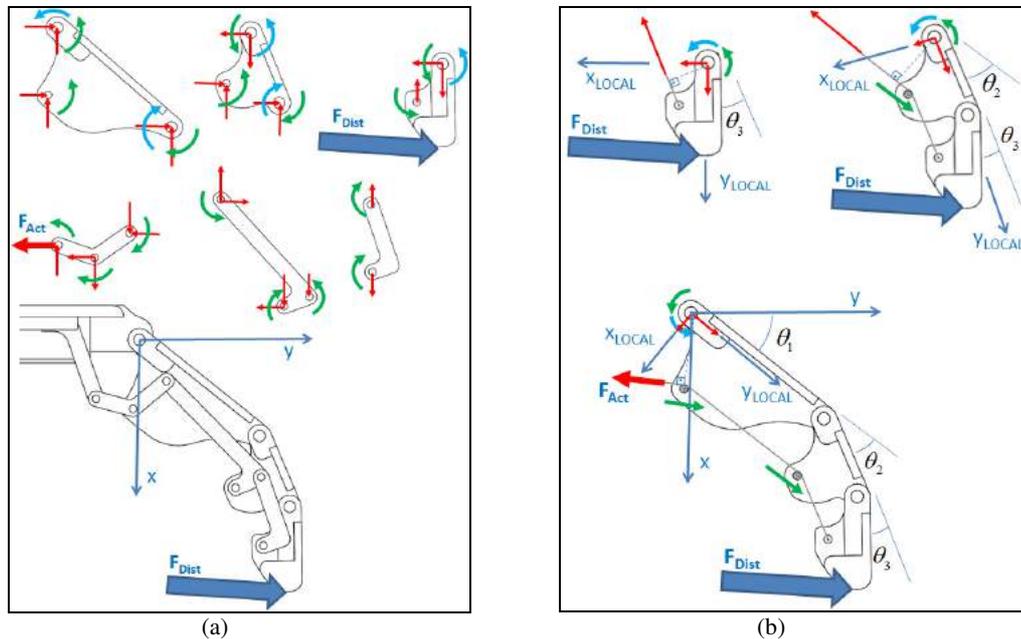


Figura 6: Sistemas sobre los que se plantea el equilibrio cuasiestático, con las reacciones en las articulaciones (en rojo), las fuerzas o pares de rozamiento (en verde) y los momentos de los resortes de las articulaciones (en azul), para cada modelo: Modelo-B (a) y Modelo-T (b).

La ventaja mecánica para cada postura analizada (VM) se obtuvo como el cociente entre la fuerza de salida normal a la falange distal (F_{Dist}) y la fuerza de entrada (F_{Act}) calculada.

El rendimiento (R) se calculó como el cociente entre el trabajo útil de salida y el trabajo de entrada acumulado desde extensión completa hasta la posición de flexión máxima. Como trabajo útil se consideró la suma del acumulado en los resorte de torsión y el realizado por la fuerza de salida (F_{Dist}). El trabajo de entrada correspondió al realizado por la fuerza de entrada (F_{Act}) en su recorrido sobre la deslizadera.

En última instancia, se evaluó, para cada modelo de dedo, la sensibilidad de la ventaja mecánica y el rendimiento a los cambios de posición de los puntos característicos B, D y F (véase Figura 4(a)), correspondientes cada uno de ellos a una de las falanges. Para ello, se realizaron desplazamientos discretos de ± 1 mm de dichos puntos en la direcciones dorsal-palmar (eje X local) y distal-proximal (eje Y local) de cada falange (ver Figura 6(b)). Para el estudio de sensibilidad de la VM se tomó como parámetro el valor promedio de VM en todo el rango de flexión 0-80°. La sensibilidad al cambio de posición se definió empleando la Ecuación 1:

$$S = \frac{I^+ - I^-}{2I} \quad (1)$$

siendo I^+ el valor del parámetro indicador (VM o R) al realizar un desplazamiento del punto de +1 mm, I^- el valor del indicador al realizar un desplazamiento de -1 mm e I el valor del indicador para la posición original de los puntos. De este modo el valor de S representa la sensibilidad relativa de cada indicador al cambio de posición en % por milímetro, indicando el signo de S la dirección en la que debe moverse el punto para mejorar el indicador.

3. Resultados y discusión

La Figura 5(a) muestra el valor de VM frente al ángulo flexionado en la articulación metacarpofalángica (MCP) para cada modelo. Los resultados indican que el modelo subactuado impulsado por tendón (Modelo-T) tiene mejor VM que el Modelo-B para las posiciones más extendidas del dedo, pero peor para las posturas más

flexionadas. La figura 7(b) muestra el valor promedio de VM y R para todo el rango de flexión considerado, observándose que la VM media es mayor en el Modelo-B (0.12) que en el Modelo-T (0.10) y que el rendimiento también es más alto (0.81 para Modelo-B y 0.66 para Modelo-T).

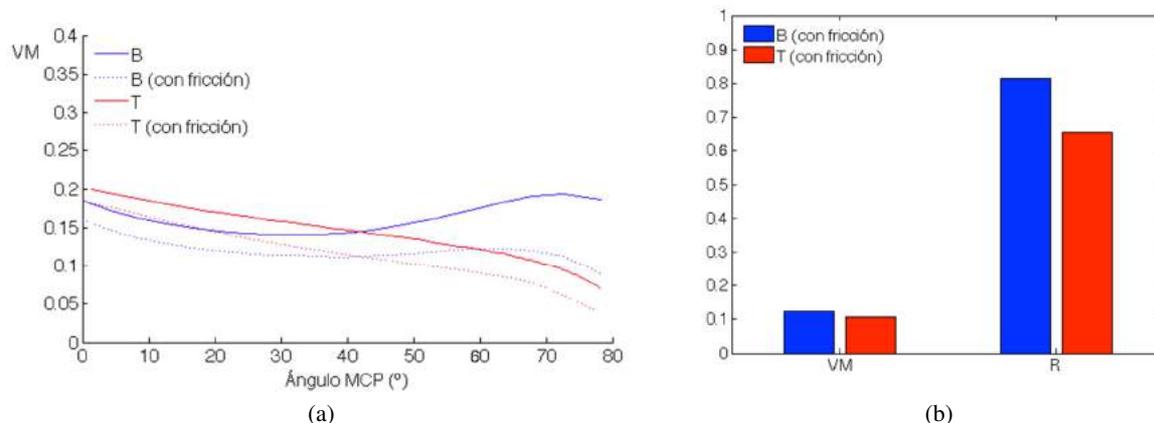


Figura 5: Evolución de la VM frente al ángulo flexionado por la articulación MCP (a). VM media y R en el Modelo-T y en el Modelo-B con fricción (b).

La figura 8 muestra los resultados del análisis de sensibilidad de VM y R frente a la variación de ubicación de los puntos B, D y F (figura 4(a)). Se observa que el Modelo-T es algo más sensible a las variaciones de ubicación de los puntos, especialmente en la falange proximal. En particular, es destacable la sensibilidad de R al desplazamiento del punto B, situado en la falange proximal, en la dirección distal/proximal, con valores cercanos al 20%/mm. Sin embargo, el modelo B es más sensible a las variaciones producidas en la posición del punto F, situado en la falange distal, especialmente en términos de VM.

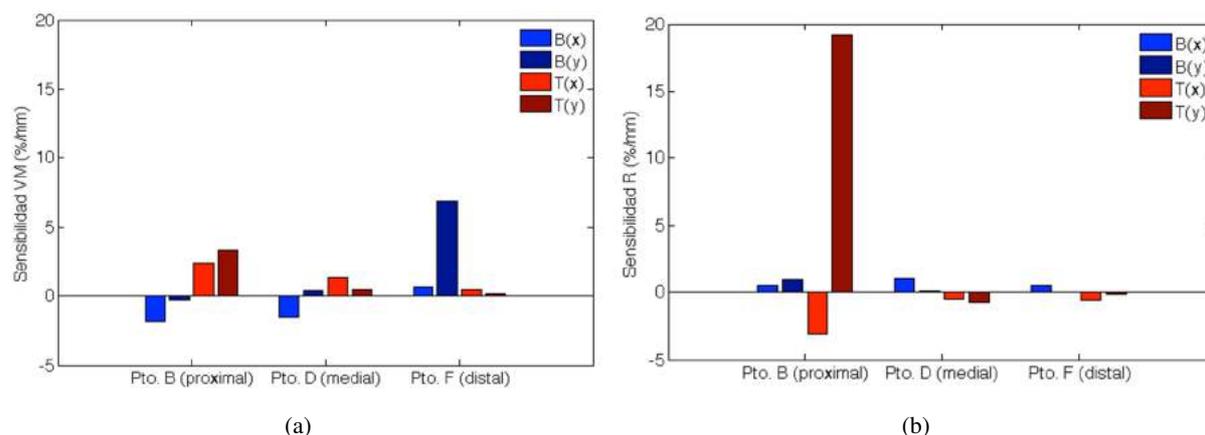


Figura 6: Sensibilidad de VM (a) y de R (b) frente a la variación de la posición de los puntos B (falange proximal), D (falange medial) y F (falange distal) (ver Figura 4) en sentido palmar/dorsal (x) y distal/proximal (y) para el Modelo-B y para el Modelo-T

A partir de los resultados mostrados ninguno de los dos modelos de dedo parece claramente ventajoso en el rango de flexión estudiado ya que la ventaja mecánica es similar y, si bien el rendimiento del Modelo-T es inferior, la sensibilidad del mismo a la posición del punto B permite alcanzar rendimientos cercanos a los del modelo-B con pequeños desplazamientos de dicho punto. Por otra parte, las tecnologías de prototipado rápido y la perspectiva DIY sí parecen abogar por el Modelo-T como lo indica la proliferación de esta solución en diseños de bajo coste ([15][16][17][18]). Esto pudiera deberse a varias razones:

- Las fuerzas de prehensión más grandes suelen ir asociadas a objetos de mayor tamaño, lo que implica posiciones más extendidas, en los cuales el Modelo-T muestra mayor VM.
- Se reduce el número de elementos mecánicos a imprimir, ensamblar y reparar, que son sustituidos por un único tendón, presumiblemente de más fácil montaje para un usuario no experto.
- Se reduce el juego entre componentes asociado a las tolerancias dimensionales: la pretensión del tendón y los resortes es capaz de mantener activamente la posición relativa fija entre las falanges. En el caso del Modelo-B, para cualquier postura intermedia del punto O (véase Figura 4(a)), el resto de

articulaciones (A-F) pueden mostrar un juego apreciable si no se montan resortes, como suele ser habitual. La mano Victoria (Victoriahandproject [11]) parece reducir este problema aumentando en ancho del sistema de barras (Figura 7(a)), mejorando así la función de guiado [29].

- La subactuación propia del sistema de accionamiento por tendón del Modelo-T permite un agarre envolvente más natural en objetos de diferentes tamaños. En contraposición, en el Modelo-B la flexión se bloquea cuando cualquiera de las falanges contacta con un objeto, como ya apuntaron los promotores del diseño TBM [22] (véase Figura 7(b)).
- Por la incapacidad de los tendones de trabajar a compresión, el Modelo-T amortigua los impactos fortuitos contra el dorso de las falanges.

El Modelo-B, para el que el valor medio de VM y el R han mostrado ser mayores, no puede ser descartado a expensas de requerir una mayor dedicación en su montaje.

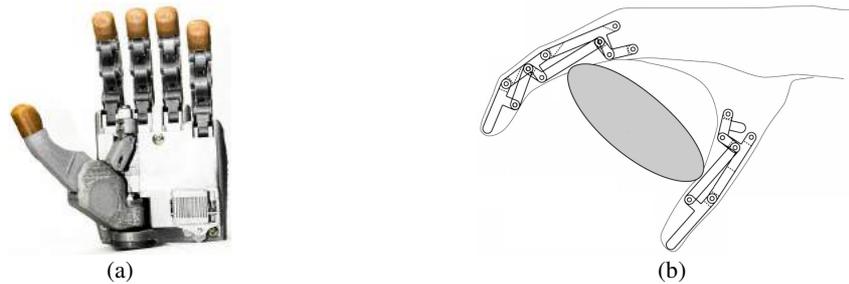


Figura 7: Sistema de guiado por barras de la mano victoria [11] (a). Dedo TBM bloqueado ante el contacto con un objeto de la falange proximal [22] (b).

4. Conclusiones

En este trabajo se han comparado los parámetros de ventaja mecánica y rendimiento en dos modelos de dedo para mano protésica con tres falanges articuladas entre sí. En el Modelo-B la transmisión del movimiento entre las falanges se realiza con barras articuladas, resultando el dedo una cadena cinemática abierta con un sólo grado de libertad. En el Modelo-T se mantienen los tres grados de libertad realizándose la transmisión del movimiento mediante el uso de un tendón que pasa por puntos o vainas situadas en cada falange. Los resultados indican que, para las dimensiones de las falanges empleadas, el Modelo-B presenta una ventaja mecánica media ligeramente superior a la del Modelo-T y un rendimiento también superior. No obstante el Modelo-T presenta mejores resultados de ventaja mecánica para posiciones más extendidas del dedo y, con cambios ligeros en la posición de los puntos de paso del tendón, permite alcanzar rendimientos similares a los del Modelo-B. Considerando estos resultados y otros aspectos de fabricación y montaje, el Modelo-T puede ser una buena solución para diseños de manos protésicas de bajo coste, si bien el Modelo-B puede ser una alternativa también factible.

5. Agradecimientos

Agradecemos al MINECO y FEDER por el apoyo financiero (proyecto DPI2014-60635-R).

6. Referencias

- [1] J. Xu. Towards better Grasping and Manipulation by multifingered robotic hand. Tesis Doctoral. (Hong Kong University of Science and Technology), (People's Republic of China) ((2007)). ISBN: 978-0-549-28365-2
- [2] A. Aleotti, S. Caselli. Grasp recognition in virtual reality for robot pregrasp planning by demonstration. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, USA, (2006).
- [3] S. Ekvall, D. Kragic. Interactive Grasp Learning Based on Human Demonstration. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, New Orleans, USA. (2004)
- [4] K. Harada, K. Kaneko, F. Kanehiro. Fast grasp planning for hand/arm systems based on convex model. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, Pasadena, California. (2008).
- [5] J. Romero, H. Kjellström, D. Kragic. Human-to-Robot Mapping of Grasps. Invited paper in Grasp and Task Learning by Imitation workshop - IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Nice, France. (2008)

- [6] R. Balasubramanian, V. Santos. *The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development*. Springer International Publishing, 2014. ISBN 978-3-319-03017-3
- [7] J. E. Parada, N. Nava, M. Cecarelli. A methodology for the design of robotichands with multiple fingers. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 5(2), (2008), 177–184.
- [8] C. W. Martin. *Upper Limb Prostheses: A Review of the Literature With a Focus on Myoelectric Hands*. Ed. Richmond, B.C. 2011.
- [9] S. Micera, J. Carpaneto, S. Raspopovic. Control of hand prostheses using peripheral information. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 3, (2010), 48–68.
- [10] R. F. Weir. *Design of Artificial Arms and Hands for Prosthetic Applications*. Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design, (32), 32.1. Ed. McGraw-Hill, 2003. ISBN: 9780071356374
- [11] Victoria Hand Project (<http://www.victoriahandproject.com/>) (Junio 2016)
- [12] B. Peerdeman, D. Boere, H. Witteveen, R. H. in 't Veld, H. Hermens, S. Stramigioli, H. Rietman, P. Veltink, S. Misra. Myoelectric forearm prostheses: state of the art from a user-centered perspective. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(6), (2011), 719–37.
- [13] A. Sharma, M. M. Noel. Design of a low-cost five-finger anthropomorphic robotic arm with nine degrees of freedom. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 28, (2012), 551–558.
- [14] J. Yang, E.P. Pitarch, K. Abdel-Malek, A. Patrick, L. Lindkvist. A multi-fingered hand prosthesis. *Mechanism and Machine Theory*, 39, (2004), 555–581.
- [15] BionicoHand (<https://bionico.org/>) (Junio 2016)
- [16] Enabling the future (<http://enablingthefuture.org/>) (Junio 2016)
- [17] Gibbard, J. Open Hand Project (<http://www.openhandproject.org/>) (Junio 2016)
- [18] EXando una mano (<http://exandounamano.com/>) (Junio 2016)
- [19] M. Santello, M. Flanders, J. F. Soechting. Postural Hand Synergies for Tool Use. *The Journal of Neuroscience*, 18 (1998), 10105-15.
- [20] M. C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B. B. Edin, L. Beccai, C. Cipriani. Design of a cybernetic hand for perception and action. *Biological Cybernetics*, 95, (2006), 629–644.
- [21] M. Baril, T. Laliberté, C. Gosselin, F. Routhier. On the design of a mechanically programmable underactuated anthropomorphic prosthetic gripper. *Journal of Mechanical Design*, 135, (2013), 121008-1/9.
- [22] N. Dechev, W.L. Cleghorn, S. Naumann. Multi finger, passive adaptive grasp prosthetic hand. *Mechanism Machine Theory*, 36 (2001), 1157-73
- [23] R. Itzel, A. M. Juárez. *Diseño de prótesis mecatrónica de mano*, TFG, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., (2007).
- [24] C. Cipriani, M. Controzzi, M. C. Carrozza. The SmartHand transradial prosthesis. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8(1), (2011), 29.
- [25] Proyecto Devalhand. (<https://sites.google.com/a/uji.es/devahand/>) (Junio 2016)
- [26] M. Vergara, M. J. Agost, V. Gracia-Ibáñez. Comparison of dorsal and palmar aspect dimensions of hand anthropometry. *International Journal of Industrial Ergonomics* (Junio 2016, en revisión)
- [27] O. Binvignat, A. Almagià, P. Lizana, E. Olave. Biometric Aspects of the Hand in Chilean Individuals. *International Journal of Morphology*, 30(2), (2012), 599-606.
- [28] B. Sospedra. *Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada*. TFG. Universidad Jaime I, Castellón, España. (2015)
- [29] C. Riba. *Disseny de màquines I. Mecanismes*. Ed. UPC S.L. (1996).