

M. A. Schweisfurth, M. Markovic, T. Bentz, D. Wüstefeld,
D. Farina, S. Dosen

Respuesta sensorial en la prótesis de la mano

Sensory Feedback in Hand Prosthetics

Por lo general, tras la pérdida traumática de una mano las funciones motoras sencillas se restablecen por medio de una mano protésica. De este modo, el usuario de la prótesis puede realizar tareas funcionales (p. ej., sujetar un objeto), pero carece de tacto o propiocepción para la prótesis. En el presente artículo se describe en qué medida afecta la falta de esta respuesta al usuario de la prótesis. Se presentan las vías de investigación que reemplazan parte de la respuesta mediante sustitución sensorial no invasiva, y se analizan los estudios sobre los posibles usos funcionales de la respuesta sensorial en las prótesis. Por último se presenta un estudio piloto que prueba un prometedor sistema de respuesta nuevo y que muestra que la respuesta tan solo aporta un uso funcional en tareas lo suficientemente complejas.

Palabras clave: sensores, respuesta, mano protésica, amputación

After the traumatic loss of a hand, some basic motor functions can be restored using a hand prosthesis. With the prosthesis, users can accomplish functional tasks (e.g., grasp an object), but do not receive any tactile or proprioceptive sensation from the hand. This article describes how the absence of feedback affects the prosthesis user. The research approaches providing feedback through non-invasive sensory substitution are introduced and the studies exploring the potential benefit of feedback are described. Finally, a pilot study that tests a promising novel feedback system is presented, demonstrating that feedback yields a functional benefit only in sufficiently complex tasks.

Key words: Sensation, feedback, hand prosthesis, amputation

Introducción

Nuestras manos son las mejores y más precisas herramientas que se nos pueden dar a las personas. Con ellas no solo podemos sujetar y manipular objetos, sino también palpar y sentir y, así, comprender mejor. Cuando una persona pierde una mano, es una pérdida inmensa que puede conducir a grandes limitaciones para la persona afectada.

Por lo general, tras una amputación se intenta sustituir con una prótesis la mano perdida. Normalmente se utilizan para ello prótesis mioeléctricas que funcionan de modo eléctrico y que se controlan mediante señales electromiográficas (EMG) del propio usuario [1]. Todas estas manos protésicas pueden abrirse y cerrarse por completo lo que permite sujetar objetos. Algunas prótesis disponen de más grados de libertad controlables, por ejemplo, otros tipos de agarre, dedos con control individual o una rotación de la muñeca. A la vez que se investiga intensamente en el control EMG simultáneo e intuitivo de varios grados de libertad mediante algoritmos de reconocimiento de patrones y regresión [2, 3], prácticamente todas las manos protésicas disponibles en la actualidad en el mercado utilizan el siguiente control sencillo de dos canales: un electrodo se fija en los flexores de la muñeca, y otro en los extensores. Mientras que la activación de uno de los electrodos provoca el cierre de la prótesis, esta puede abrirse de nuevo activando el otro electrodo. Aquí el control es proporcional, esto es, una señal débil/intensa de los flexores se transforma, p. ej., en un movimiento de cierre lento/rápido lo que produce una fuerza de agarre menor/mayor. El grado de libertad puede modificarse, por ejemplo, mediante una cocontracción con la cual los dos grupos de músculos se activan simultáneamente de forma breve e intensa. En el nuevo grado de liber-

tad es posible, una vez más, controlar ambas direcciones por medio de los dos electrodos. A pesar de que el control de la prótesis funciona de este modo con fiabilidad, la mayoría de los usuarios de prótesis solo utilizan su prótesis como apoyo a la mano sana.

Además de los escasos grados de libertad y del control no muy intuitivo, la falta de una respuesta somatosensorial es uno de los motivos de ello: la prótesis no transmite sensación alguna al usuario. Si agarramos un objeto con nuestra mano sana, podemos percibir cuándo tocamos el objeto y cómo se siente. En el caso de objetos frágiles podemos incluso percibir cuánta fuerza debemos ejercer para sujetar el objeto con seguridad, pero sin romperlo. Además de esta respuesta táctil, nuestra mano también nos facilita información propioceptiva: podemos sentir en qué posición se encuentran la mano y cada dedo, es decir, si está abierta o cerrada. Ambos tipos de respuesta son muy importantes puesto que existen estudios que demuestran que un aturdimiento de los nervios sensoriales de la mano provoca un control más impreciso de la fuerza [4]. Igualmente, la ausencia de una respuesta somatosensorial conduce a un desfase sensomotor y, con ello, a un posible dolor fantasma al no recibir la respuesta esperada de una orden de movimiento ejecutada [5]. El usuario de una prótesis se encuentra en una situación similar de “aturdimiento” al agarrar un objeto: contrae los músculos del muñón para que la prótesis se mueva. Para controlar la velocidad de la prótesis, puede confiar de modo aproximado en la propiocepción de sus músculos. Sin embargo, la señal EMG puede variar considerablemente, en especial en el caso de una contracción intensa, por lo que no puede controlarse con demasiada precisión [6]. Después, el usuario de la prótesis solo puede seguir a través de sus otros sentidos si la prótesis

ha agarrado el objeto pretendido. Esta denominada respuesta implícita puede resultar útil cuando debe estimarse visualmente de modo aproximado en qué ángulo de apertura y rotación se encuentra la prótesis y con qué rapidez se cierra. En algunas prótesis es posible estimar esto último acústicamente a través del ruido del motor.

Desde hace algunos años se intenta restablecer la respuesta somatosensorial perdida de la mano mediante una respuesta táctil artificial no invasiva [7, 8]. Para ello se incorporan a la prótesis sensores que miden la fuerza con la que agarra, en qué grado de libertad se encuentra, lo abierta que se encuentra, etc. Teóricamente es posible devolver los parámetros medidos de la prótesis a través del mismo canal sensorial ligeramente más proximal, esto es, representar una presión de nuevo mediante una presión táctil mecánica. Estos planteamientos se han investigado en algunos estudios tanto para la respuesta del contacto y de la fuerza de agarre [9, 10] como también para la información sobre la posición del brazo [11]. Más extendida está la denominada sustitución sensorial [8] con la cual un “impulso sensorial” de la prótesis se transforma de una “modalidad sensorial” concreta a otra. Las modalidades de sustitución más empleadas son la estimulación electrotáctil [12] y la estimulación vibrotáctil [13] del muñón. Ambas presentan ventajas e inconvenientes. Mientras que la electroestimulación cautiva con su ausencia de ruido, su tamaño reducido y su bajo consumo energético, exige ajustarse con precisión a cada usuario y puede resultar desagradable para algunos pacientes o si se posiciona incorrectamente. Por el contrario, la estimulación vibrotáctil, conocida por la mayoría de las personas de los teléfonos móviles, puede utilizarse sin problema en prácticamente todos los usuarios, pero es relativamente ruidosa y no puede integrarse fácilmente en el encaje protésico. Ambos tipos de estimulación pueden codificarse de varias formas. Esto puede explicarse de la siguiente forma tomando como ejemplo la respuesta de la fuerza: si se mide una fuerza de entre un 0 y un 100 %, esta puede devolverse proporcionalmente a un único elemento táctil mediante la codificación de la amplitud. Por consiguiente, a una frecuencia constante, una fuerza de agarre del 30 % se codificaría con una am-

plitud de estimulación del 30 %. En su lugar, en la codificación de la frecuencia la amplitud de estimulación se mantiene constante, y la frecuencia de estimulación es proporcional a la variable transmitida por la prótesis. Tanto la codificación de la amplitud como la de la frecuencia tienen la ventaja de que se devuelve una señal de la prótesis más intensa mediante una sensación mayor, lo que debe entenderse como algo intuitivo. El inconveniente reside en que la piel humana del brazo o del antebrazo tan solo puede distinguir con dificultad las diferentes intensidades de las señales vibrotáctiles o electrotáctiles de modo que, por lo general, el usuario solo puede reconocer con claridad unos pocos niveles por elemento táctil [14]. Es posible lograr una diferenciación más clara mediante una codificación local con la cual se activarían otros elementos táctiles en función de la intensidad de la señal de la prótesis [15]. La codificación local puede combinarse con la codificación de la frecuencia o de la amplitud creando una codificación mixta [16, 17]. Hace pocos años que se lanzó al mercado la primera prótesis comercial con respuesta táctil del contacto con el nombre de “Vincent Evolution 2” (Vincent Systems GmbH, Karlsruhe) [18]. Durante los últimos años, algunos estudios han investigado el efecto de la respuesta somatosensorial artificial en el control de la prótesis. En varios estudios se ha demostrado, mediante ensayos sencillos en laboratorio, que la respuesta artificial resulta de utilidad cuando no es posible ver la prótesis [19, 20]. Con ello se ignora, sin embargo, el papel de la respuesta implícita explicada previamente. No se tiene en cuenta, por tanto, que es posible estimar la propia fuerza muscular y ver y oír la prótesis. Solo muy pocos estudios han investigado el aumento del rendimiento con y sin respuesta artificial en situaciones reales. Uno de estos estudios pudo demostrar un aumento de la precisión de agarre mediante una respuesta de la fuerza de agarre en dos de seis situaciones [21], mientras que otro pudo probar un mejor rendimiento en un ensayo de prueba de agarre muy preciso (el denominado Virtual-Egg-Test) cuando se daba una determinada respuesta en la fase de agarre [22].

En el estudio piloto descrito a continuación se presenta un nuevo sistema de respuesta que no solo comunica la

fuerza de agarre, sino también la función activada. El sistema de respuesta se probó en un usuario con amputación transhumeral. Se determinaron sus capacidades con y sin respuesta artificial con dos pruebas reales de las cuales una era muy sencilla (un grado de libertad que no exigía control de la fuerza) y la otra muy compleja (dos grados de libertad con un buen control de la fuerza necesario). Tomando como base los estudios precedentes, se puso a prueba la siguiente hipótesis: mientras que la prueba sencilla es tan fácil que bastan la propia propiocepción y la respuesta implícita, el usuario puede beneficiarse enormemente de la respuesta artificial durante la prueba compleja.

Métodos del estudio piloto

Presentación del sistema de respuesta

Prótesis y sistema de control

Al comienzo del estudio se facilitó al usuario en el Competence Center Headquarters de Otto Bock Healthcare GmbH (Duderstadt) un brazo protésico con articulación del codo con fijación mioeléctrica y una mano con control mioeléctrico (mano Michelangelo, Otto Bock Healthcare GmbH, Duderstadt) que se controlaba de la siguiente manera: dos sensores EMG superficiales incorporados (Otto Bock Healthcare Products GmbH) registraban la señal envolvente mioeléctrica previamente procesada del bíceps y del tríceps. Por medio de una cocontracción de los dos músculos podía bloquearse y desbloquearse el codo. La mano Michelangelo estaba dotada de tres funciones: rotación activa y modo de oposición y lateral. El usuario podía cambiar entre la rotación y el agarre con un impulso breve y rápido del bíceps, mientras que el impulso correspondiente del tríceps iniciaba un cambio entre los diferentes tipos de agarre. Dentro de una función, una contracción ligeramente más lenta del bíceps provocaba el cierre o la rotación interior de la mano protésica con un control proporcional. De igual forma, con la contracción correspondiente del tríceps se lograba la apertura o la rotación exterior de la mano protésica.

Sistema de respuesta

El sistema de respuesta probado esta-

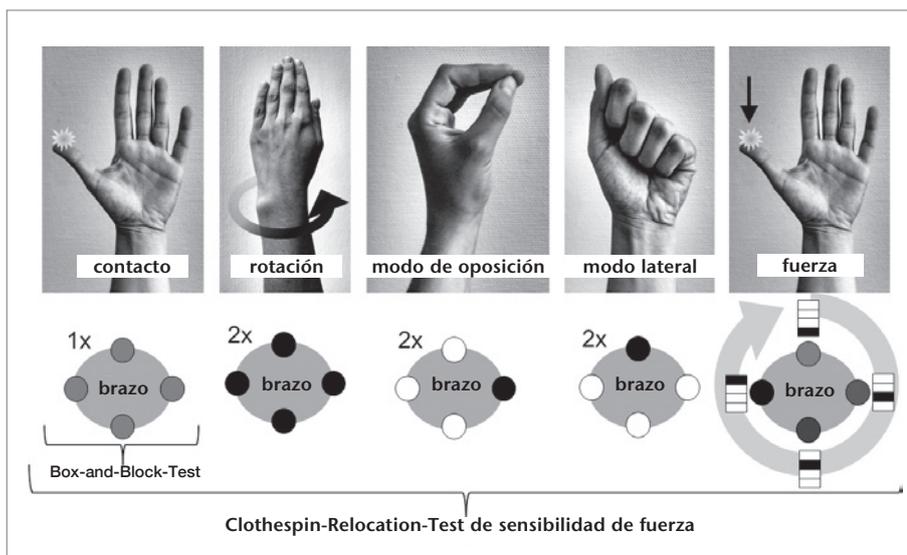


Fig. 1 Sistema de función y respuesta. Para cada una de las funciones de la prótesis (representadas por las posiciones de la mano) y para la respuesta de la fuerza está trazado qué elementos táctiles vibran al cambiar a dicha función. Las diferentes escalas de grises describen las distintas intensidades de la vibración (blanco = sin estimulación, negro = intensidad máxima). Además se especifica qué respuesta se ha utilizado en cada prueba.

ba compuesto por ocho elementos vibrotáctiles (elementos táctiles C3; Engineering Acoustics, Inc., Casselbary, EE. UU.). Estos elementos estaban fijados a una pulsera de modo estando así distribuidos homogéneamente en torno al antebrazo izquierdo del usuario. La frecuencia de vibración se ajustó a 130 Hz. Puesto que cada par de elementos táctiles colindantes se activaba siempre conjuntamente para generar una sensación más intensa, a continuación se hablará solo de cuatro puntos de estimulación. El cambio de función y el contacto y la fuerza de cierre se comunicaban a través de los siguientes pulsos (fig. 1). Al cambiar a la rotación, los cuatro puntos de estimulación se acti-

vaban dos veces brevemente con plena intensidad (cada vez 100 ms con 100 ms de pausa entre medio). Mediante la activación total del punto de estimulación interior o superior se mostraba de igual forma un cambio al modo de oposición o lateral. Gracias a esta respuesta de la función, el usuario estaba informado con fiabilidad sobre cualquier cambio de función voluntario o involuntario. Un primer contacto de la prótesis, detectado a través del sensor de fuerza de la mano Michelangelo instalado entre el pulgar y el índice, se comunicaba mediante una activación ligeramente más larga (250 ms) y más débil (la mitad de la intensidad) de todos los puntos de estimulación. Además de estas sensaciones

moderadas, también se comunicaba la fuerza de agarre en cuanto rebasaba el 10 %. La fuerza se comunicaba de forma continua a través de cuatro niveles codificados localmente y de la intensidad en aumento hasta que la señal muscular descendía de nuevo a cero. Según muestra la ilustración 1, de este modo una fuerza reducida/muy elevada se comunicaba a través del punto de estimulación superior/exterior con una intensidad media/máxima. Esto permitía al usuario diferenciar con seguridad cinco niveles de fuerza (solo contacto más los cuatro niveles propiamente dichos).

Evaluación experimental del sistema de respuesta

Usuario

El sistema de respuesta desarrollado se probó en un usuario de 25 años con amputación transhumeral en el lado derecho originalmente dominante (fig. 2a). El usuario fue informado por escrito y oralmente sobre el estudio autorizado por el Comité ético local y aceptó participar en él.

Diseño experimental

Los experimentos aquí descritos tuvieron lugar de forma paralela al clásico entrenamiento con una prótesis en el Competence Center Headquarters de Otto Bock Healthcare GmbH. Los autores probaron en un total de siete sesiones experimentales el éxito de las dos pruebas descritas a continuación. El interés se centraba en averiguar si el usuario obtenía un mejor resultado cuando recibía de modo vibrotáctil información a través de la respuesta descrita anteriormente.

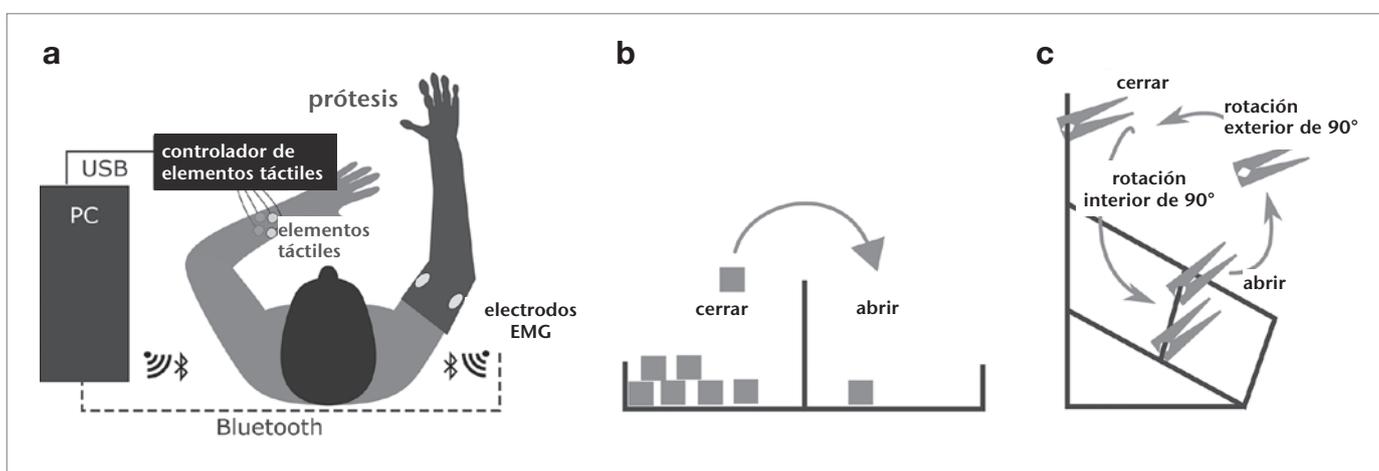


Fig. 2a-c Representación esquemática de la configuración (a), de la prueba Box-and-Block-Test (b) y de la prueba Clothespin-Relocation-Test (c).

Realizando la prueba Box-and-Block-Test (BBT) [23], el usuario debía mover en un minuto el mayor número posible de bloques de madera individuales de la zona izquierda de una caja, sorteando por una división, hasta el lado derecho de la caja (fig. 2b). Esta prueba es adecuada por tanto para probar el control aproximado dentro del modo de oposición. No son necesarios otros estados de la prótesis ni determinados rangos de fuerza. Por ese motivo, el usuario solo obtuvo la respuesta del contacto y no información adicional sobre un cambio de función (involuntario) o sobre la fuerza de agarre generada.

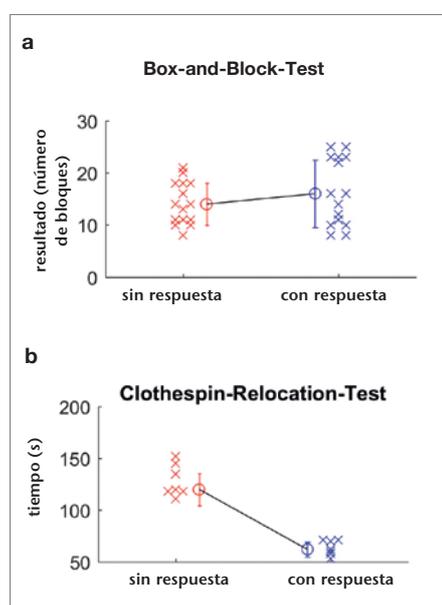


Fig. 3a y b Rendimiento en la prueba BBT (a) y en la prueba CPRT (b). Se presentan el rendimiento en todas las fases (cruces pequeñas) sin (rojo) y con (azul) respuesta, así como las medias (\pm desviación estándar) para las dos situaciones con respuesta.

En la prueba de sensibilidad de fuerza Clothespin-Relocation-Test (CPRT, modificada de [24], fig. 2c), el usuario debía agarrar primero en el modo de oposición una pinza enganchada en una barra horizontal, a continuación girar la mano hacia fuera aprox. 90° y, por último, enganchar la pinza en una barra vertical abriendo la mano protésica. Tras la consiguiente rotación interior de aprox. 90°, el proceso podía repetirse con la siguiente pinza. Se midió el tiempo total necesario para cambiar de posición cuatro pinzas con una resistencia en aumento (de ligera a intensa). Para que el usuario no pudiera agarrar

cada pinza con una fuerza máxima, las pinzas estaban dotadas de sensores luminosos que se activaban en caso de una apertura excesiva de las pinzas. De este modo las cuatro pinzas simulaban cuatro objetos frágiles que debían asirse con el grado de fuerza adecuado. Si se caía o se “rompía” una pinza, el tiempo se detenía, y se volvía a enganchar la pinza. El usuario podía así continuar con la misma pinza. En esta prueba CPRT compleja, el usuario obtuvo la respuesta completa posible con el sistema de respuesta descrito anteriormente. De este modo podía percibir si cambiaba a la función correcta de la prótesis o si se encontraba en el margen de fuerza adecuado.

A lo largo de las sesiones se realizaron un total de 15 pruebas BBT y 8 pruebas CPRT con y sin respuesta. El orden de las situaciones con respuesta fue aleatorio en cada sesión.

Como medición del rendimiento, en la prueba BBT se analizó el número de bloques movidos, y en la prueba CPRT el tiempo necesario y el número de errores cometidos. Además se comparó la media de las fuerzas de agarre generadas entre las dos situaciones con respuesta (más del 5 % de la fuerza de agarre durante al menos 500 ms en la BBT, y 1000 ms en la CPRT; un valor medio de la máxima por cada prueba).

Resultados del estudio piloto

En la figura 3 se muestran los resultados del usuario en la prueba Box-and-Block (fig. 3a) y en la prueba Clothespin-Relocation-Test (fig. 3b). En la BBT, el usuario pudo mover sin respuesta 14 ± 4 (media \pm desviación estándar) bloques, y con respuesta 16 ± 6 bloques. En las dos situaciones agarraba con una fuerza media del 70 % (sin respuesta) y del 76 % (con respuesta) a pesar de darse un agarre seguro ya a partir del 5 %. Como se desprende de este apartado y de la imagen, el usuario no tuvo en general un mejor rendimiento con respuesta ya que no pudo beneficiarse de ella.

En la prueba CPRT, por el contrario, necesitó 120 ± 16 s cuando no obtuvo respuesta. Con el sistema de respuesta descrito anteriormente pudo reducir prácticamente a la mitad este tiempo (62 ± 7 s). Además cometió claramente menos errores (9 ± 7 en la situación sin respuesta frente a los 0 ± 1

en la situación con respuesta). Las fuerzas de agarre fueron de media un 8 % menores cuando se obtenía respuesta (35 %/27 % sin/con respuesta).

Debate del estudio piloto

Según muestra la figura 3, con la respuesta táctil el usuario sometido a prueba pudo mejorar claramente su rendimiento en la prueba compleja, mientras que en la prueba sencilla Box-and-Block-Test no se detectó diferencia alguna. En la prueba sencilla BBT, la respuesta del contacto facilitada no condujo a un aumento del rendimiento puesto que no aportó al usuario ningún valor añadido funcional. Para ser lo más rápido posible, presumiblemente generó una contracción relativamente intensa, siendo así los bloques con mayor fuerza de modo que podía saber, incluso sin la respuesta vibrotáctil, que había agarrado el bloque. Además, no debería infravalorarse la respuesta implícita mediante la cual el usuario podía ver siempre cuándo había agarrado un bloque y ver y oír si había perdido un bloque.

En la prueba CPRT modificada claramente más compleja, el usuario no solo tenía que cambiar entre el modo de oposición y la rotación interior y exterior, sino también generar fuerzas en cuatro rangos de fuerza diferenciados por pocos Newton. El tiempo claramente menor puede deberse presumiblemente por una parte al hecho de que el usuario podía estar seguro con mayor rapidez de que su cocontracción tenía éxito y de que estaba utilizando la función correcta de la prótesis. Por otro lado, gracias a la respuesta táctil de la fuerza, debía poder ser capaz de estimar mejor la fuerza de la prótesis controlada por él mismo a través de la contracción muscular y lograr así los rangos de fuerza adecuados para cada pinza. Esto resulta evidente no solo debido al mayor tiempo empleado, sino también al número mayor de errores cometidos y a las fuerzas ligeramente superiores en la situación sin respuesta.

Según se ha descrito anteriormente, la complejidad de la respuesta facilitada se adaptó a la complejidad de la prueba, de modo que las dos pruebas no solo se diferenciaban en la tarea a realizar, sino también en la respuesta recibida. Desde la perspectiva de los autores, para la prueba BBT no es de interés un conocimiento exacto de las fuerzas de agarre

puesto que el usuario debe optimizar la velocidad y no la eficiencia de agarre, generando así fuerzas claramente superiores a las necesarias. Esta suposición se ha visto confirmada por los datos obtenidos (véase la parte de los resultados). La respuesta de la fuerza o de la función no necesaria en la prueba BBT no ha ayudado ni ha perjudicado al usuario ya que no contenía ninguna otra información relevante para la ejecución de la tarea [25]. Por el contrario, en la prueba CPRT se utilizó el sistema de respuesta completo puesto que tanto el conocimiento de la fuerza de agarre como también del cambio de función resultaban relevantes para la prueba.

Conclusión

En resumen, los datos pilotos presentados respaldan la hipótesis de que una respuesta vibrotáctil adicional puede conducir a una mejora funcional en un escenario de uso cuando dicho escenario es lo suficientemente complejo y la respuesta permite percibir información importante del escenario no disponible de lo contrario. Además, tras el estudio el usuario señaló que podía imaginarse perfectamente beneficiarse también en casa de la respuesta facilitada. Mientras que el usuario otorgó la máxima puntuación a la utilidad de la respuesta de la función (10/10) y la respuesta de la

fuerza (10/10), consideró la respuesta del contacto (5,5/10) no tan necesaria. Se deduce por tanto que también se benefició subjetivamente de la respuesta recibida. Obviamente es preciso realizar un estudio con otros usuarios para poder extraer conclusiones válidas de los datos también para otros usuarios.

Para los autores:

Dr. Meike A. Schweisfurth
Institute for Neurorehabilitation Systems
Hospital Universitätsmedizin de Gotinga
Von-Siebold-Str. 3, 37075 Gotinga
meike.schweisfurth@bccn.uni-goettingen.de

Aportación revisada / reviewed paper

Bibliografía:

- [1] Vujaklija I, Farina D, Aszmann O. New developments in prosthetic arm systems. *Orthop Res Rev*, 2016; 8: 31–39
- [2] Amsuess S, Vujaklija I, Gobel P, Roche A, Graitmann B, Aszmann O, Farina D. Context-Dependent Upper Limb Prosthesis Control for Natural and Robust Use. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2015; 4320 (c): 1
- [3] Hahne JM, Biessmann F, Jiang N, Rehbaum H, Meinecke FC, Müller KR, Farina D, Parra LC. Linear and non-linear regression techniques for simultaneous and proportional myoelectric control. *Neural Syst Rehabil Eng (IEEE) Trans*, 2014; 22 (2): 269–279
- [4] Brochier T, Boudreau M-J, Paré M, Smith AM. The effects of muscimol inactivation of small regions of motor and somatosensory cortex on independent finger movements and force control in the precision grip. *Exp Brain Res*, 1999; 128 (1): 31–40
- [5] Harris AJ. Cortical origin of pathological pain. *Lancet*, 1999; 354 (9188): 1464–1466
- [6] Parker P, Englehart K, Hudgins B. Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. *Spec Sect (pp. 541–610) 2006 ISEK Congr*, 2006; 16 (6): 541–548
- [7] Antfolk C, D'Alonzo M, Rosén B, Lundborg G, Sebelius F, Cipriani C. Sensory feedback in upper limb prosthetics. *Expert Rev Med Devices*, 2013; 10 (1): 45–54
- [8] Childress DS. Closed-loop control in prosthetic systems: Historical perspective. *Ann Biomed Eng*, 1980; 8 (4): 293–303
- [9] Antfolk C, D'Alonzo M, Controzzi M, Lundborg G, Rosen B, Sebelius F, Cipriani C. Artificial redirection of sensation from prosthetic fingers to the phantom hand map on transradial amputees: Vibrotactile versus mechanotactile sensory feedback. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2013; 21 (1): 112–120
- [10] Antfolk C, Björkman A, Frank S, Sebelius F, Lundborg G, Rosen B. Sensory feedback from a prosthetic hand based on air-mediated pressure from the hand to the forearm skin. *J Rehabil Med*, 2012; 44 (8): 702–707
- [11] Proske U, Gandevia SC. The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. *Physiol Rev*, 2012; 92 (4): 1651–1697
- [12] Szeto AY, Saunders FA. Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1982; 29 (4): 300–308
- [13] Conzelman Jr JE, Ellis HB, O'Brien CW. Prosthetic device sensory attachment. US-Patent US2656545 A, 1953. <https://www.google.com/patents/US2656545> (Zugriff am 06.06.2017)
- [14] Kaczmarek KA, Webster JG, Bach-y-Rita P, Tompkins WJ. Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *Biomed Eng IEEE Trans*, 1991; 38 (1): 1–16
- [15] Witteveen HJB, Droog EA, Rietman JS, Veltink PH. Vibro- and Electrotactile User Feedback on Hand Opening for Myoelectric Forearm Prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2012; 59 (8): 2219–2226
- [16] Dosen S, Markovic M, Strbac M, Perovic M, Kojic V, Bijelic G, Keller T, Farina D. Multichannel Electrotactile Feedback with Spatial and Mixed Coding for Closed-Loop Control of Grasping Force in Hand Prostheses. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2017; 25 (3): 1–12
- [17] Schweisfurth MA, Markovic M, Dosen S, Teich F, Graitmann B, Farina D. Electrotactile EMG feedback improves the control of prosthesis grasping force. *J Neural Eng*, 2016; 13 (5): 1–16
- [18] Vincent Systems GmbH. Vincent Evolution 2. <http://vincentsystems.de/prothetik/vincent-evolution-2/> (Zugriff am 06.06.2017)
- [19] Ninu A, Dosen S, Muceli S, Rattay F, Dietl H, Farina D. Closed-loop control of grasping with a myoelectric hand prosthesis: Which are the relevant feedback variables for force control? *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2014; 22 (5): 1041–1052
- [20] Witteveen HJB, de Rond L, Rietman JS, Veltink PH. Hand-opening feedback for myoelectric forearm prostheses: performance in virtual grasping tasks influenced by different levels of distraction. *J Rehabil Res Dev*, 2012; 49 (10): 1517–1526
- [21] Rosenbaum-Chou T, Daly W, Austin R, Chaubey P, Boone DA. Development and Real World Use of a Vibratory Haptic Feedback System for Upper-Limb Prosthetic Users. *J Prosthet Orthot*, 2016; 28 (4): 136–144
- [22] Clemente F, D'Alonzo M, Controzzi M, Edin B, Cipriani C. Non-invasive, temporally discrete feedback of object contact and release improves grasp control of closed-loop myoelectric transradial prostheses. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2016; 24 (12): 1314–1322
- [23] Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. Adult Norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity. *Am J Occup Ther*, 1985; 39 (6): 386–391
- [24] Lipschutz RD, Kuiken TA, Miller LA, Dumanian GA, Stubblefield KA. Shoulder disarticulation externally powered prosthetic fitting following targeted muscle reinnervation for improved myoelectric control. *J Prosthet Orthot*, 2006; 18 (2): 28–34
- [25] Koerding KP, Wolpert DM. Bayesian integration in sensorimotor learning. *Nature*, 2004; 427 (6971): 244–247