

EVALUACION DE UN SISTEMA VIBROTACTIL PARA SUSTITUCION SENSORIAL EN PROTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

Juan M. Fontana y Leonardo Molisani

*Grupo de Acústica y Vibraciones, Universidad Nacional de Río Cuarto, Ruta Nac. 36 Km 601, 5800
Río Cuarto, Córdoba, Argentina, gav@ing.unrc.edu.ar, <http://www.ing.unrc.edu.ar/>*

Palabras clave: Prótesis, Micromotores vibratorios, Estimulación vibrotáctil.

Resumen. En la actualidad, las prótesis comerciales de un miembro superior carecen de un sistema que proporcione información sensorial de manera efectiva al usuario. La fuerza y la posición son algunas de las variables sensoriales medidas por la prótesis, las cuales no son transmitidas al usuario, o bien, son transmitidas pero de una manera inapropiada haciendo dificultosa su percepción e interpretación. Por lo tanto se dificulta el desarrollo del sentido de pertenencia del usuario hacia la prótesis, lo que provoca dificultades en el comando y por ende el posterior abandono del dispositivo. Es por ello que la implementación de un sistema de realimentación sensorial reviste gran importancia para mejorar el comando de la prótesis y, por lo tanto, mejorar su aceptación.

En este trabajo se presenta el diseño de un sistema de realimentación sensorial a través de un sistema vibrotáctil compuesto por micromotores vibratorios de corriente continua. La amplitud de vibración fue la variable manipulada para proporcionar diferentes tipos de estímulos en el antebrazo y en el bíceps de personas sanas. Para ello, determinados experimentos fueron llevados a cabo a fin de determinar la capacidad de las personas para discriminar entre diferentes tipos y diferentes ubicaciones de estímulos. Los resultados obtenidos demostraron que los sujetos fueron capaces de discriminar entre diferentes amplitudes de vibración tanto en el antebrazo como en el bíceps. Por lo tanto, los resultados obtenidos le otorgan flexibilidad al sistema vibrotáctil para poder proporcionar información sensorial a sujetos con diferentes niveles de amputación.

1 INTRODUCCION

La pérdida de una extremidad superior causa un severo impedimento en la habilidad de las personas para desarrollar actividades diarias. Durante los últimos años, diversos tipos de prótesis de miembro superior han sido desarrolladas para mejorar la calidad de vida de las personas. Los últimos adelantos en este área presentan prótesis acompañadas con avanzadas estrategias de control que brindan la posibilidad de llevar a cabo tareas que, de otra manera, serían imposibles de realizar (Micera et al. 2010). Una de las principales características que se debe tener en cuenta a la hora de diseñar una prótesis es la de lograr control intuitivo. Es decir, que el flujo de información entre el usuario y la prótesis sea análogo al control natural de la mano (Peerdeman et al. 2011). Para que esto sea posible es necesario que la prótesis cumpla con tres funciones principales: determinar la intención del usuario, controlar el movimiento del dispositivo y proporcionar realimentación sensorial. La Figura 1 muestra la estructura de un sistema de control de prótesis que comprende cada una de dichas funciones. La mayoría de las prótesis modernas determinan la intención del usuario mediante la detección de actividad muscular por medio de señales mioeléctricas, las cuales son adquiridas a través de electrodos colocados en la superficie de la piel (Zecca et al. 2002; Parker et al. 2006; Fontana & Chiu 2009; Scheme & Englehart 2011). El control del movimiento de la prótesis (por ejemplo el control de agarre de objetos) es llevado a cabo automáticamente a través de sistemas de control que son iniciados por la señal mioeléctrica (Cipriani et al. 2008; Pasluosta & Chiu 2012). Finalmente, información relacionada con alguna variable sensorial (fuerza, posición y/o deslizamiento) es proporcionada al usuario mediante un sistema de realimentación (Stepp & Matsuoka 2012).



Figura 1. Estructura requerida para obtener un control intuitivo en las prótesis de miembro superior.

A pesar de que estos dispositivos alcanzan altos niveles de destreza (múltiples grados de libertad) (Van Der Niet Otr et al. 2010; RSLSteeper 2013; Adey 2009), hay varias limitaciones que afectan de manera significativa su aceptación por parte del usuario (Peerdeman et al. 2011). Una de las principales razones por las cuales las prótesis son rechazadas por el usuario es la falta de una realimentación sensorial apropiada que provea de información útil para lograr un mejor control y manipulación de objetos. Por lo tanto, la revisión y el perfeccionamiento de los sistemas de realimentación sensorial existentes en dispositivos protésicos para extremidades superiores revisten de gran importancia para optimizar el control y, por lo tanto, mejorar su aceptación (Pylatiuk et al. 2007).

Diferentes tipos de realimentación pueden ser utilizados para proveer al usuario de información relacionada con alguna variable sensorial medida en la prótesis. En forma no invasiva, la realimentación se produce indirectamente por medio de la estimulación de sistemas sensoriales que no han sido dañados durante la amputación. Particularmente, la estimulación de la piel mediante vibraciones mecánicas (estimulación vibrotáctil) ha sido estudiada por la comunidad científica como una posible alternativa para proporcionar realimentación sensorial (Lundborg & Rosén 2001; Antfolk et al. 2010). En general, un

sistema de realimentación vibrotáctil consta de pequeños motores que vibran a una frecuencia que varía en un rango de entre 10 – 500Hz. Dichas vibraciones pueden ser moduladas en diferentes sitios de la extremidad residual para proveer información sobre una o múltiples variables sensoriales a fin de incrementar la habilidad del usuario para controlar la prótesis. Sin embargo, la implementación de estos sistemas ha mostrado que los usuarios presentan inconsistencias en el desempeño debido, mayormente, a la dificultad para integrar diferentes tipos de estimulación (Stepp & Matsuoka 2012). En la actualidad, aun no es clara la manera en que se debe proporcionar la realimentación al usuario para lograr una óptima integración de la información sensorial (Peerdeman et al. 2011).

El presente trabajo constituye el primer paso hacia la construcción de un sistema de realimentación sensorial flexible y de fácil interpretación para el usuario mediante estimulación vibrotáctil. El objetivo aquí es el de presentar el principio de funcionamiento del sistema de realimentación vibrotáctil y el de evaluar la capacidad de las personas para discriminar estímulos con diferentes niveles de amplitud de vibración. Los resultados de la experimentación con personas sanas no amputadas son presentados y analizados en este trabajo.

2 METODOS

2.1 Estimulación vibrotáctil

Estimulación vibrotáctil fue proporcionada mediante micromotores vibratorios de corriente continua encapsulados en forma de moneda con un diámetro de 10 mm y un espesor de 3.4 mm (Figura 2, a). Estos micromotores funcionan con muy baja tensión de alimentación ($< 5V$) que puede ser proporcionada por una batería independiente a fin de garantizar la seguridad eléctrica de la persona. Para este trabajo, el sistema de realimentación consistió en tres micromotores de corriente continua conectados axialmente (Figura 2, b). La vibración de cada micromotor es producida por la rotación de una masa desbalanceada alrededor del eje. La fuerza centrípeta de esta masa es asimétrica lo que resulta en una fuerza centrífuga neta que causa un desplazamiento del motor. Cuando el número de revoluciones por minuto es elevado, el motor es desplazado constantemente y ese desplazamiento repetido es percibido como una vibración. La frecuencia de vibración es proporcional a la velocidad de rotación del eje mientras que la amplitud de la fuerza generada por la vibración es proporcional al peso de la masa, a la excentricidad y al cuadrado de la velocidad angular.



(a)



(b)

Figura 2. (a) Micromotor vibratorio utilizado en el sistema de realimentación vibrotáctil. (b) Tres micromotores conectados axialmente.

El movimiento vibratorio del motor puede ser modelado como una onda sinusoidal cuya frecuencia representa la frecuencia a la cual el motor está vibrando:

$$A = A_i \sin(\omega_i t + \phi_i) \quad (1)$$

En la ecuación (1) se considera que la vibración se manifiesta sólo en una dirección (1 grado de libertad), la cual es tangencial a la superficie de la piel. Esta asunción es válida para micromotores vibratorios ya que el desplazamiento del motor en los restantes grados de libertad es muy pequeño y puede ser despreciado. Para el caso del sistema de realimentación propuesto que se compone de 3 motores, la amplitud de vibración A resultante será la suma:

$$A = \sum_{i=1}^3 A_i \sin(\omega_i t + \phi_i) \quad (2)$$

Donde A_i es la amplitud de vibración generada por cada motor i , ω_i es la frecuencia angular y ϕ_i es el desfase. La frecuencia angular es proporcional a la velocidad de giro del motor, la cual es controlada por la tensión de alimentación. En este trabajo, cada micromotor fue controlado por un circuito electrónico independiente compuesto por dos partes: un circuito que genera una señal de tensión modulada por ancho de pulsos (PWM por sus siglas en inglés) y un circuito amplificador que utiliza transistores BJT para proporcionar la corriente necesaria para accionar el micromotor y que es controlado por el circuito PWM. La ventaja de utilizar la técnica PWM es que permite controlar el nivel de tensión de alimentación suministrado a los micromotores y, por lo tanto, su frecuencia de vibración. Esto se realiza modificando el ciclo de trabajo de una señal periódica, que en este caso consistió en una onda cuadrada de frecuencia 3 kHz. El ciclo de trabajo del circuito PWM fue seleccionado para proporcionar una tensión de alimentación promedio de 2 V. Esta tensión produjo que los motores vibraran a una frecuencia promedio de $126 \text{ Hz} \pm 4 \text{ Hz}$, medida para un motor activo.

Finalmente, una aplicación fue desarrollada utilizando para comandar los micromotores a través de una computadora personal. Esta aplicación permitió activar cada uno de los micromotores de manera independiente y también 2 o 3 motores en forma simultánea a fin de proporcionar estímulos con diferentes niveles de amplitud de vibración.

2.2 Experimentos

La capacidad de discriminación entre diferentes estímulos fue evaluada en 8 personas sanas no amputadas (7 masculinos y 1 femenino, rango de edad 28-60 años) quienes participaron de sesiones experimentales. El principal objetivo de este experimento consistió en evaluar la capacidad de las personas para discriminar entre 3 niveles diferentes de intensidad del estímulo. Esta evaluación se llevó a cabo en dos ubicaciones diferentes: el antebrazo y el bíceps. En primera instancia, tres micromotores vibratorios (Figura 2, b) fueron colocados en la región anterior del antebrazo de la persona a una distancia fija del codo y sujeta al mismo mediante vendas elásticas. Cada experimento estuvo conformado por 30 ensayos. En cada ensayo, una secuencia de dos estímulos fue proporcionada a la persona. Cada estímulo tuvo una duración de 2 segundos (1 s pausa entre cada estímulo) y consistieron en vibraciones mecánicas con una frecuencia fija pero con diferente amplitud (1, 2, o 3 motores activos al mismo tiempo). Una vez finalizada esta secuencia, la persona indicó cuál de los dos estímulos fue percibido con mayor intensidad (el primero o el segundo). En cada experimento todas las combinaciones posibles de estímulos (1-vs-2 motores, 1-vs-3 motores y 2-vs-3 motores) fueron evaluadas 10 veces haciendo un total de 30 ensayos por experimento, los cuales fueron

presentados en forma aleatoria a la persona. El orden de presentación de los estímulos también fue evaluado de manera que en la mitad de los ensayos el estímulo de mayor amplitud fue proporcionado antes que el de menor amplitud y viceversa. Luego de finalizado el experimento en el antebrazo, los micromotores fueron colocados en el bíceps de la persona a una distancia fija del codo y un nuevo experimento con 30 ensayos se realizó para evaluar la capacidad de discriminación en esta parte del brazo. Durante los experimentos, las personas escucharon música por medio de auriculares para evitar cualquier estimulación auditiva asociada con el sonido mecánico de los motores. A fin de determinar cuando una persona fue capaz de discriminar dos estímulos, se consideró un porcentaje de respuestas correctas igual a 75% como valor umbral.

3 RESULTADOS

La Figura 3 muestra los porcentajes de discriminación promedio obtenidos para todas las personas, tanto en el antebrazo como en el bíceps. Los resultados alcanzados muestran que en la mayoría de los casos los porcentajes de discriminación estuvieron por encima del 75% (valor umbral). Sólo en el caso en el que se combinaron 2-vs-3 motores activos en el bíceps se observó un porcentaje de discriminación por debajo del valor umbral.

Análisis estadísticos fueron realizados a fin de comparar los porcentajes obtenidos. Resultados de una prueba t de Student indicaron que el porcentaje de discriminación promedio fue más alto cuando los estímulos se proporcionaron en el antebrazo ($p < 0.05$, rechazando la hipótesis nula que los porcentajes de discriminación en el antebrazo y en el bíceps eran iguales). Un análisis más detallado indicó que, en el antebrazo, el porcentaje de respuestas correctas para 2-vs-3 motores activos fue significativamente menor que para 1-vs-2 motores activos (prueba t de Student, $p < 0.05$) y que para 1-vs-3 motores activos (prueba t de Student, $p < 0.05$). Este mismo resultado fue obtenido para estímulos proporcionados en el bíceps.

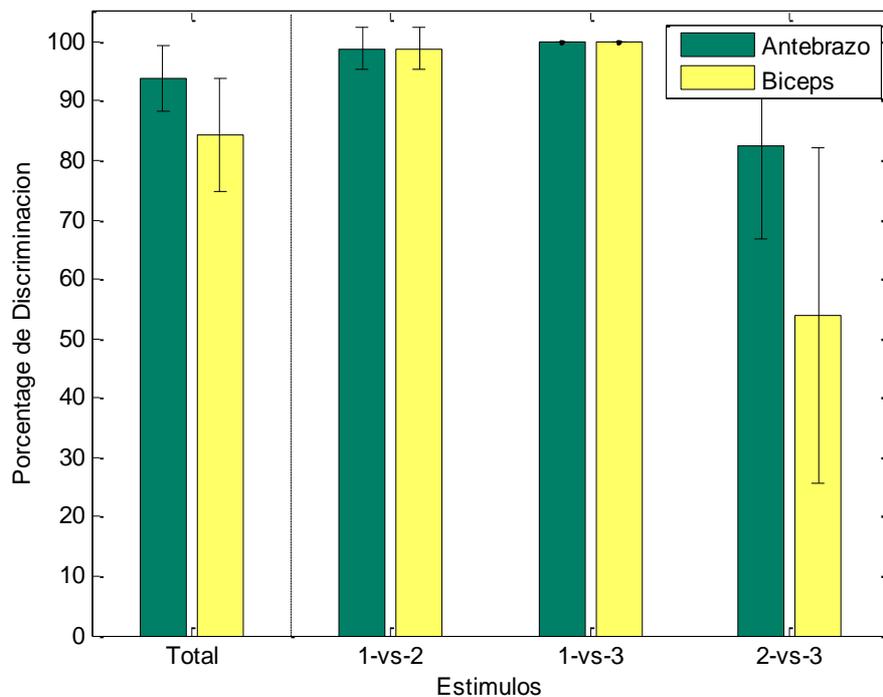


Figura 3. Porcentaje de discriminación promedio (\pm desviación estándar) para todas las personas.

4 DISCUSIONES Y CONCLUSIONES

En este trabajo se presenta el primer paso hacia el diseño e implementación de un sistema de realimentación vibrotáctil destinado a la sustitución sensorial en prótesis de miembro superior. En primera instancia se presentó el uso micromotores vibratorios de corriente continua como elementos vibratorios capaces de proporcionar una estimulación mecánica de la piel a las personas. Estos motores son simples de operar, de bajo costo y reducido tamaño, lo que garantiza su aptitud para el sistema vibrotáctil que se intenta desarrollar.

En segunda instancia se evaluó la capacidad de las personas para discriminar diferentes amplitudes de vibración proporcionadas por los micromotores. Los resultados de la experimentación con personas sanas (no amputadas) indicaron que las mismas no tuvieron mayor dificultad a la hora de discriminar estímulos ya sea en el antebrazo o en el bíceps cuando 1-vs-2 y 1-vs-3 motores fueron activados. Sin embargo, cuando los estímulos involucraron 2-vs-3 motores activos, el porcentaje de discriminación disminuyó de forma significativa. Una posible explicación para este comportamiento puede estar relacionada con la ecuación 2 presentada anteriormente. Cuando un solo motor es activado produce una vibración con un tono puro de frecuencia determinada (ecuación 1). En cambio, si dos motores son activados simultáneamente con la misma amplitud A y la misma frecuencia ω se genera una vibración a la misma frecuencia pero cuya amplitud es atenuada por la diferencia de fase entre los motores. Si a esto se le agrega que es prácticamente imposible obtener idéntica amplitud y frecuencia de vibración en todos los motores (debido principalmente a las características constructivas de los motores y del circuito electrónico que los alimenta), el resultado es una vibración cuya forma de onda es modulada por las combinaciones de frecuencia y amplitud de cada motor. Por lo tanto, el estímulo vibrotáctil con amplitud modulada (generado cuando dos o tres motores son activados al mismo tiempo) es percibido como un golpeteo por las personas. Entonces, este estímulo es fácil de discriminar frente a un estímulo vibrotáctil de tono puro como el generado cuando un solo motor es activado. En el caso de discriminación de estímulos con 2-vs-3 motores activos, es posible que las interferencias generadas por las vibraciones de cada motor resultaran en amplitudes de vibración similares lo que dificultó la tarea de discriminación por parte de las personas.

El trabajo futuro consistirá en la realización de nuevos experimentos con personas amputadas o con ausencia y/o malformaciones en el miembro superior causados por enfermedades congénitas. Para dichos experimentos se estudiará la capacidad de las personas para discriminar estímulos vibrotáctiles con diferentes niveles amplitud y frecuencia. Los resultados que se obtengan serán utilizados para determinar las modalidades de estimulación que permitan una fácil interpretación por parte del usuario de la información sensorial recibida desde la prótesis.

REFERENCIAS

- Adee, S., The revolution will be prosthetized, *IEEE Spectrum*, 46(1):44–48, 2009.
- Antfolk, C. et al., SmartHand tactile display: A new concept for providing sensory feedback in hand prostheses, *Journal of Plastic Surgery & Hand Surgery*, 44(1):50–53, 2010.
- Cipriani, C. et al., On the Shared Control of an EMG-Controlled Prosthetic Hand: Analysis of User-Prosthesis Interaction, *IEEE Transactions on Robotics*, 24(1):170–184, 2008.

- Fontana, J.M. & Chiu, A.W.L., Control of prosthetic device using Support Vector Machine signal classification technique, *American Journal of Biomedical Sciences*, 1(4):336–343, 2009.
- Lundborg, G. & Rosén, B., Sensory substitution in prosthetics, *Hand clinics*, 17(3):481–488, ix–x, 2001.
- Micera, S., Carpaneto, J. & Raspopovic, S., Control of Hand Prostheses Using Peripheral Information, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 3:48–68, 2010.
- Parker, P., Englehart, K. & Hudgins, B., Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(6):541–548, 2006.
- Pasluosta, C.F. & Chiu, A.W.L., Evaluation of a Neural Network-Based Control Strategy for a Cost-Effective Externally-Powered Prosthesis, *Assistive Technology*, 24(3):196–208, 2012.
- Peerdeman, B. et al., Myoelectric forearm prostheses: state of the art from a user-centered perspective, *Journal of rehabilitation research and development*, 48(6):719–737, 2011.
- Pylatiuk, C., Schulz, S. & Döderlein, L., Results of an internet survey of myoelectric prosthetic hand users, *Prosthetics and Orthotics International*, 31(4):362–370, 2007.
- RSLSteeper, Bebionic - Hand prosthetics, Available at: <http://bebionic.com/> [Accessed July 8, 2012]. 2013.
- Scheme, E. & Englehart, K., Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State of the art and challenges for clinical use, *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(6):643, 2011.
- Stepp, C.E. & Matsuoka, Y., Vibrotactile Sensory Substitution for Object Manipulation: Amplitude Versus Pulse Train Frequency Modulation, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 20(1):31–37, 2012.
- Van Der Niet Otr, O. et al., The i-LIMB hand and the DMC plus hand compared: A case report, *Prosthetics and Orthotics International*, 34(2):216–220, 2010.
- Zecca, M. et al., Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal, *Critical reviews in biomedical engineering*, 30(4-6):459–485, 2002.