

Desarrollo de un dispositivo de interacción Humano-Computadora para personas con amputación de miembro superior

Angel Gallegos Ledezma^{1, *}, Erik Bojorges-Valdez²

¹ Ingeniería Biomédica, Universidad Iberoamericana, Ciudad de México, México

² Ingeniería Biomédica, Universidad Iberoamericana, Ciudad de México, México

*angel1906_15@hotmail.com

Resumen— Se desarrolló un dispositivo de interacción con la computadora para facilitar a personas con amputación de miembro superior la realización de tareas de posicionamiento, selección, escritura y ejecución de comandos predefinidos emulando un puntero. El dispositivo se puede colocar en el antebrazo o en el tercio distal del húmero y se controla mediante rotación radiocubital o humeral residual y movimientos sobre el plano sagital. El desempeño del sistema se midió con 5 sujetos realizando tres tareas: escribir una palabra en un procesador de texto, copiar la palabra y buscarla en internet e iniciar *Scroll*. Los resultados sugieren un mejor desempeño del dispositivo dado que los tiempos de ejecución son menores comparados con otros dispositivos que incluso no pudieron terminar las tareas.

Palabras clave—Ayuda técnica, Discapacidad, Interfaz hombre-máquina

I. INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud señala que la discapacidad afecta de forma desproporcionada a las poblaciones, pues con base en los resultados de la Encuesta Mundial de Salud existe mayor discapacidad en los países con bajos ingresos. Las personas de escasos recursos, sin empleo o con poca formación académica presentan mayor riesgo de enfrentarse a una discapacidad. Un estudio reciente de la OCDE comprobó que, en 27 países las personas con discapacidad en edad laboral presentan desventajas y menores oportunidades de empleo en comparación con sus homólogos sin discapacidad reportando una tasa de empleo del 44% y el 75% respectivamente [1].

En 2005 cerca de 541,000 personas en EUA tuvieron una amputación de miembro superior en diferentes niveles, mientras que en Italia y Reino Unido se reportan aproximadamente 3500 y 5200 casos cada año respectivamente. De estos últimos dos países la incidencia de los diferentes niveles de amputación de miembro superior es: 16% transhumeral, 12% transradial, 3% desarticulación de hombro, 2% cuarto delantero, 1% desarticulación de codo, 61% transcarpal, 2% desarticulación de muñeca y 3% sufre pérdida bilateral [2]. Desafortunadamente este tipo de estadísticas no se han realizado en México.

Las personas con este tipo de amputaciones pueden realizar movimientos rotacionales y traslacionales ya que los músculos aún se encuentran anclados al hueso a pesar de no estar sujetos naturalmente por un tendón. Sin embargo, la falta del tendón impide la contracción muscular sostenida, por lo que las señales de electromiografía (EMG) requieren de un mayor procesamiento para controlar voluntariamente dispositivos que involucren múltiples grados de libertad. Además, estas señales pueden ser afectadas por interferencia eléctrica externa, el sudor del usuario debido al esfuerzo y el calor que se genera con el uso del dispositivo [3-7].

La década pasada los dispositivos de interacción Humano-Computadora controlados por movimiento ocular tenían un precio aproximado de \$30,000 USD, algo fuera del alcance de un usuario real. Actualmente, el desarrollo de mejores componentes y más económicos ha reducido el costo de dichos equipos [8]. Las interfaces de usuario hoy día permiten procesar información con mayor rapidez [9] y las compañías como Tobii y EyeTech se han acoplado desarrollando productos eficientes y de bajo costo. Tobii Eye tracker 4C es un dispositivo con valor de \$174 USD¹, mientras que el EyeTech TM5 mini está presente en el mercado con un precio de \$177 USD².

II. METODOLOGÍA

En este trabajo se propuso la construcción de una ayuda técnica controlada por movimientos residuales de las personas con amputación de miembro superior y que utilice componentes de fácil adquisición en el mercado pensando en ser una tecnología de código abierto (Open Source).

A. Desarrollo del dispositivo.

El proyecto se desarrolló usando la tarjeta de evaluación KL25Z para interpretar las acciones del usuario y traducirlas en un comando de computadora. La KL25Z tiene un acelerómetro integrado que se utiliza como señal de entrada para el control del sistema.

La KL25Z interpreta la información del acelerómetro gracias a la librería USBMouseKeyboard que se encuentra

¹ Precio en 2018 consultado en: <https://tobiigaming.com/product/tobii-eye-tracker-4c/>

² Precio en 2018 consultado en: http://www.zyteq.com.au/products/eye_gaze/eyetech-tm5-mini

disponible de forma abierta en la página web del desarrollador (<https://os.mbed.com/handbook/USBMouseKeyboard#api>).

El sistema fue diseñado para ser controlado por movimientos rotacionales radiocubital o humeral y traslacional sobre el plano sagital en lugar de electromiografía, pues de acuerdo con la literatura este último método está expuesto a perturbaciones del ambiente como ya se ha descrito, mismas que son intrínsecas a la colocación de los electrodos y a las características no estacionarias de las señales de EMG [3].

Los movimientos descritos en el párrafo anterior ayudan a desplazar el *mouse*. La rotación del antebrazo o humeral para mover el cursor en el eje “x” y traslación sobre el plano sagital para mover el cursor en el eje “y”. Adicionalmente el menú de interacción se activa haciendo un movimiento brusco sobre el plano sagital (impulso). El diagrama de los mandos se muestra en la Fig. 1.

B. Método experimental para medir el desempeño.

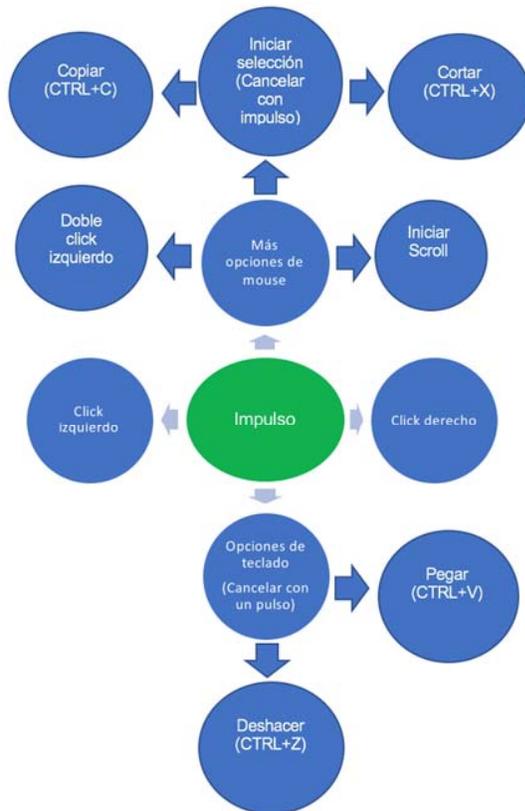


Fig. 1. Acciones definidas en el dispositivo a partir del impulso. Las flechas indican la dirección en la que hay que inclinar el dispositivo usando rotación radiocubital y desplazamientos sobre el plano sagital.

Para evaluar el desempeño del sistema se propusieron 3 pruebas con 5 sujetos sanos estudiantes de Ingeniería Biomédica de la Universidad Iberoamericana de entre 19 y 21 años. Estas se basan en las pruebas de navegación web que realizaron para evaluar el dispositivo de control por movimiento ocular desarrollado por Zhang *et al.* [8]. Se midió el tiempo que toma al usuario realizar las siguientes acciones.

1) *Primer tarea:* abrir un procesador de texto y escribir la palabra “Facebook”.

2) *Segunda tarea:* copiar la palabra, abrir el navegador *Microsoft Edge* y pegar la palabra en el buscador predefinido (*Google*) para finalmente abrir una sesión de Facebook preestablecida.

3) *Tercer tarea:* iniciar la función de *Scroll*.

El dispositivo se comparó en tiempo de ejecución de las tareas anteriores con otros sistemas reportados en la literatura [3] (dispositivo por movimiento ocular y *MastaLomaster*) y con el reconocimiento de voz de una computadora *MacBook Pro Retina 13* pulgadas de principios de 2015 con sistema operativo *MacOS High Sierra* versión 10.13.

III. RESULTADOS

A. Desarrollo del dispositivo.

El dispositivo, como se muestra en la Fig. 2, está montado en el tercio medio del antebrazo de un sujeto sano. La sujeción permite al instrumento detectar los movimientos del usuario para transformarlos en un comando para la computadora. Las flechas azules muestran los movimientos que el usuario debe realizar para mover el mouse y ejecutar comandos.

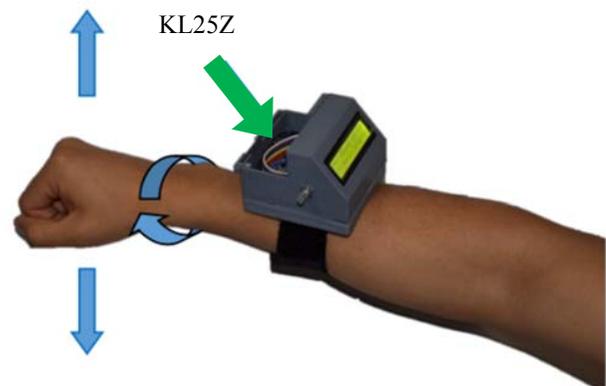


Fig. 2. Dispositivo colocado en el tercio medio del antebrazo.

B. Desempeño experimental.

Se estimó el tiempo promedio intersujeto en realizar cada una de las tareas en función del número de intentos. No

hubo un número máximo de intentos para la realización de las tareas, sin embargo, el número mayor fue de 8. En la Fig. 3 se muestran el tiempo promedio y la desviación estándar al ejecutar la tarea 1. Las Fig. 4 y Fig. 5 muestran el desempeño para las tareas 2 y 3 respectivamente. Estas últimas gráficas muestran únicamente los últimos 6 intentos, pues los sujetos no pudieron completar la actividad en los dos primeros.

La Tabla 1 exhibe el tiempo que le toma a cada dispositivo iniciar la función *Scroll*.

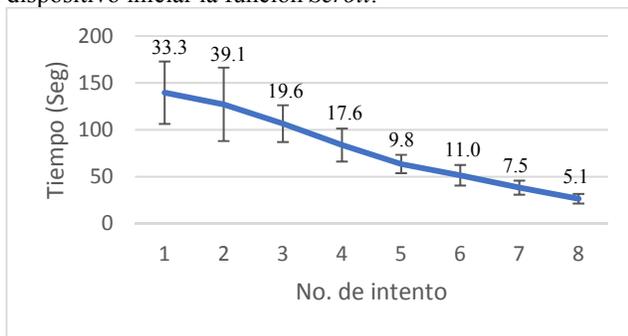


Fig. 1. Tiempo promedio en cada intento al abrir un procesador de texto y escribir la palabra “Facebook”. Las barras de dispersión muestran la desviación estándar intersujetos para cada intento.

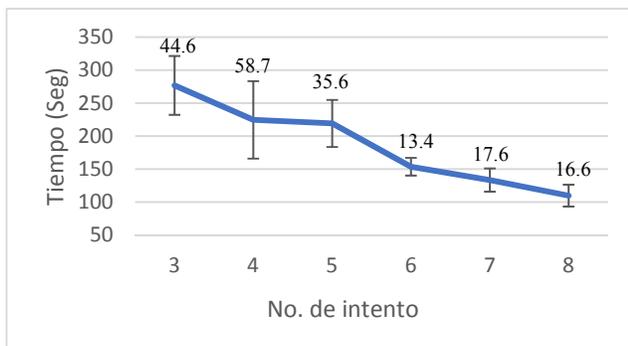


Fig. 2. Tiempo promedio en cada intento al copiar la palabra “Facebook”, abrir el navegador Microsoft Edge y pegar la palabra en el buscador predefinido (Google) para finalmente abrir una sesión de Facebook preestablecida. Las barras de dispersión muestran la desviación estándar intersujetos para cada intento.

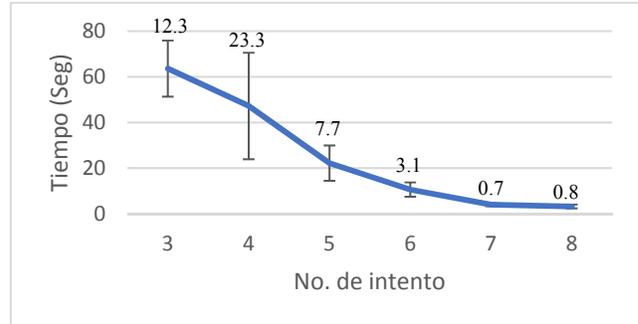


Fig. 3. Iniciar la función de *Scroll*. Las barras de dispersión muestran la desviación estándar intersujetos para cada intento.

Tabla I
TIEMPOS DE EJECUCIÓN DE LA FUNCIÓN *SCROLL*

Sujeto	Tiempo (Seg)			
	Datos de Zhang		Propuesta	
	Control ocular	ML	Intento 3	Intento 8
1	3	5	64	4
2	6	16	67	4
3	2	5	65	2
4	3	5	78	3
5	3	8	44	3
Tiempo medio	3.4±1.5	7.8±4.8	63.6±12.3	3.2±0.8

Por último, el sistema propuesto se comparó con el reconocimiento de voz de una computadora MacBook Pro Retina 13 pulgadas de principios de 2015 con sistema operativo MacOS High Sierra versión 10.13. Se realizaron 3 intentos por cada actividad. El sistema de la computadora no fue capaz de completar las tareas. En la primera actividad únicamente se pudo abrir el procesador de texto Microsoft Word 2016 para el cual el mejor tiempo promedio tuvo lugar al primer intento con $35.4 \pm 4.4s$. En la segunda actividad se llegó hasta el punto donde el usuario abre el navegador con mejor tiempo promedio en el segundo intento de $67.7 \pm 2.4s$. No fue posible realizar la última tarea puesto que los comandos de voz no incluyen la función *Scroll*, únicamente se puede ir al principio o al final de un documento.

IV. DISCUSIÓN

En las 3 actividades durante los primeros intentos, los sujetos hicieron tiempos muy altos para completar las tareas. Lo anterior es el reflejo del tiempo de adaptación del usuario al dispositivo. En la Fig. 3 se observa que la dispersión aumenta de $\pm 33.3s$ a $\pm 39.1s$ del primero al segundo intento, esto es consecuencia de que los sujetos intentaran hacer un poco más lenta la actividad para lograr un mejor control. Este incremento en la dispersión también se observó del tercer al cuarto intento en las otras dos tareas.

Los tiempos de cada actividad disminuyeron significativamente del primero al octavo intento ($p < 0.005$). Hubo también una reducción en la magnitud de la dispersión, la cual puede estar asociada con un efecto de adaptación por parte de los usuarios, por ejemplo, en la Fig. 3 se observa que la dispersión bajo de $\pm 33.3s$ en el primer intento a $\pm 5.1s$ en el octavo intento. En la segunda tarea, la Fig. 4 revela que la dispersión bajo de $\pm 44.6s$ en el tercer intento a $\pm 16.6s$ en el octavo intento. Por su parte, en la última tarea la dispersión descendió de $\pm 12.3s$ en el tercer intento a $\pm 0.8s$ en el octavo intento.

Al comparar el tiempo de ejecución de la función de *Scroll* con los dispositivos mencionados en la literatura, se puede observar en la Tabla 1 que la propuesta presenta mejor tiempo con respecto al control ocular. Sin embargo, la diferencia es de apenas una fracción de segundo, por lo que a nivel práctico la disparidad no es distinguible.

Es importante resaltar que el reconocimiento de voz de MacOS no es de ayuda cuando se requiere posicionar el puntero en pantalla o ejecutar alguna acción de este. Dicho sistema realiza funciones muy básicas como abrir ventanas, escritura por dictado y comandos rápidos de teclado (Ej. CTRL+C).

En cuanto al precio, el control ocular se cotiza en \$174 USD, mientras que el dispositivo propuesto en aproximadamente \$35 USD. Dicho precio se puede disminuir al fabricar las tarjetas de circuito impreso sustituyendo la tarjeta de evaluación de *Free Scale*.

V. CONCLUSIÓN

En este trabajo se presenta el desarrollo de una ayuda técnica para personas con amputación de miembro superior. Los resultados mostrados apuntan a que el desempeño del sistema desarrollado es mejor en comparación con otros dispositivos en la ejecución de tres tareas que implican apertura de aplicaciones, escritura, ejecución de comandos del teclado (ej. CTRL+C), posicionamiento del cursor e implementación de funciones del *mouse*, por lo que el sistema puede concebirse como un sustituto de este último, pero con funcionalidad amplia. Sin embargo, aún falta realizar las pruebas en una población de sujetos más amplia.

Con base en las tasas de desempeño medidas, el sistema desarrollado puede ser útil a personas con discapacidad, por lo que se continuara haciendo pruebas a sujetos con amputación de miembro superior en diferentes niveles, desde transcarpal hasta transhumeral.

RECONOCIMIENTOS

El primer autor agradece a la Universidad Iberoamericana Ciudad de México por haber prestado equipo para realizar el proyecto, así como los recursos para asistir al congreso como parte del Fondo Capital Semilla.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Organización Mundial de la Salud. Resumen Informe mundial Sobre la Discapacidad; 2011. Disponible en: http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/summary_es.pdf?ua=1.
- [2] Cordella F, Ciancio AL, Sacchetti R, Davalli A, Cutti AG, Guglielmelli E, Zollo L. Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users. *Frontiers in Neuroscience*, 209(10):2016. DOI: 10.3389/FNINS.2016.00209.
- [3] Phillips S, Craelius W. Residual kinetic imaging: A versatile interface for prosthetic control. *Robotica*. 23(3): 277-282, 2005. DOI:10.1017/S0263574704001298.
- [4] Dyson M, Barnes J, Nazarpour K. Myoelectric Control with Abstract Decoders. *Journal of Neural Engineering*. 15(5):33-34, 2018. DOI: 10.1088/1741-2552/AACBFE.
- [5] Kruger L, Fishman S. Myoelectric and Body-Powered Prostheses. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 13(1):68-75. 1993. DOI: 10.1097/01241398-199301000-00014.
- [6] Uellendahl J. Myoelectric versus Body-Powered Upper-Limb Prostheses: A Clinical Perspective. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 29: 25-29. 2017. DOI: 10.1097/JPO.0000000000000151.
- [7] Carey S, Lura D.J, Highsmith M.J. Differences in Myoelectric and Body-Powered Upper-Limb Prostheses: Systematic Literature Review. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 29: 4-16, 2017. DOI: 10.1097/JPO.0000000000000159.
- [8] Ferhat O, Vilarino F. Low cost eye tracking: the current panorama. *Computational Intelligence and Neuroscience*. 2016: 1-14, 2016. DOI: 10.1155/2016/8680541.
- [9] Zhang X, Liu X, Yuan S, Lin S. Eye Tracking Based Control System for Natural Human-Computer Interaction. *Computational Intelligence & Neuroscience*, 1-9, 2017. DOI:10.1155/2017/5739301.