



Desarrollo de un entorno virtual para terapia de rehabilitación de miembro superior mediante el uso de un dispositivo háptico

R. Delgado Aranda, I. Bonilla Gutiérrez, M. O. Mendoza Gutiérrez.

Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Av. Salvador Nava s/n, Zona Universitaria, San Luis Potosí, S.L.P. México

Resumen— En este trabajo se presenta el desarrollo de un entorno virtual enfocado a la rehabilitación de miembro superior en terapia ocupacional, haciendo uso de un dispositivo háptico que permite garantizar una estimulación visual y táctil del usuario. Para evaluar su funcionalidad se utilizaron registros de la señal de electromiografía, realizando maniobras de contracción/relajación antes y después del uso del sistema desarrollado. Las señales adquiridas fueron analizadas mediante índices en el dominio del tiempo y de la frecuencia, con la finalidad de evaluar la condición muscular del usuario al utilizar el sistema. Adicionalmente, se presenta un análisis estadístico de las señales de electromiografía obtenidas. Los resultados de la etapa de evaluación del sistema desarrollado demostraron que éste no causa fatiga muscular al usuario.

Palabras claves— Dispositivo háptico, electromiografía, entorno virtual, rehabilitación.

I. INTRODUCCIÓN

La rehabilitación se define como el conjunto de métodos que tienen como finalidad la recuperación de una funcionalidad perdida o disminuida por un traumatismo o enfermedad [1]. La rehabilitación física ayuda al reentrenamiento de músculos con lesiones o enfermedades, que provoquen un mal funcionamiento del control motor voluntario [2]. La rehabilitación abarca varias actividades, una de ellas es la terapia ocupacional, la cual tiene como finalidad intervenir en casos de déficit en el desarrollo del individuo, aplicando la actividad como medio preventivo o terapéutico, con el objetivo de lograr la armonización del sujeto en relación con su ocupación, trabajo y ocio, buscando la integración social [3].

El uso de herramientas tecnológicas en procesos de terapia de rehabilitación se ha convertido en una práctica muy común en la actualidad, siendo los videojuegos de realidad virtual (RV) uno de los medios de estimulación más recurrente. La RV consiste en la creación de escenarios interactivos para que los usuarios puedan participar en entornos donde los objetos o eventos parecen ser similares a los reales, logrando que los usuarios se adentren al entorno simulado, creando una sensación de inmersión en el mundo virtual [4]. Por otra parte, un dispositivo háptico es el que permite al usuario manipular objetos de los entornos virtuales de una manera natural y efectiva, además de proporcionar información que no puede ser completamente descrita con retroalimentación visual o de audio, como rigidez, textura o peso de objetos. En otras palabras, establece una comunicación bidireccional en tiempo real entre el usuario y el medio virtual [5]. Entonces, la rehabilitación virtual es el entrenamiento donde los pacientes son inmersos en un ambiente virtual en el que desarrollan ejercicios que ayudan a recuperar una función que se ha perdido por una enfermedad o traumatismo [6].

Los pacientes afectados por alguna alteración neurológica (por ejemplo un accidente vascular encefálico, enfermedades degenerativas o lesiones traumatológicas), pueden hacer uso de esta tecnología en su proceso de rehabilitación y control de los movimientos. Para el proceso de terapia se desarrollan videojuegos y, dependiendo de los requerimientos de cada paciente, los ejercicios pueden ser personalizados ajustando movimientos deseados, nivel de dificultad, estímulos, etc. [1]. Existe evidencia que indica que la práctica intensiva de los ejercicios de terapia es necesaria para la modificación de la organización neuronal y la recuperación de las habilidades motoras de los pacientes de un accidente cerebrovascular [7]. Sin embargo, en muchas ocasiones puede ser costosa y requerir de mayor personal médico para cubrir la demanda existente. No obstante, uno de los beneficios de las terapias de rehabilitación virtual es que pueden ser administradas en el hogar o en un entorno terapéutico a bajo costo [8].

Rose *et al.* en [9], examinaron la respuesta de un sistema en su forma real y virtual. El sistema consistió en mover un anillo metálico alrededor de un alambre, y observaron que el porcentaje de errores cometidos en cada situación fue similar a pesar de que la prueba final se desarrolló sobre el sistema real. Con estos resultados afirmaron que las habilidades adquiridas en un entorno virtual pueden ser transferidas al mundo real. Por su parte en [10] y [11], se presentan sistemas de rehabilitación que combinan la realidad virtual y un robot háptico, demostrando que es posible lograr una mejora en la extremidad afectada. Los resultados sugieren que estos sistemas pueden ser estrategias prometedoras para aumentar la intensidad del tratamiento, mejorar las variables cinemáticas de los pacientes y promover la recuperación motora. En este contexto, este trabajo presenta una plataforma para realizar ejercicios de terapia ocupacional en extremidades superiores, mediante el uso de un robot háptico y juegos de realidad virtual. Con la finalidad de evaluar el efecto que tiene el sistema sobre la actividad muscular, se hace un registro de la señal de electromiografía (EMG) del usuario y se evalúa el nivel de fatiga muscular después de realizar la rutina, debido a que los ejercicios de rehabilitación no deben producir efectos adversos.

II. METODOLOGÍA

A. Desarrollo del ambiente virtual háptico

El ejercicio propuesto en este trabajo está basado en una prueba clásica de rehabilitación motriz, denominada steadiness tester, cuyo objetivo es mejorar la función psicomotriz firmeza mano-hombro [12]. El sistema consiste en un ambiente virtual con el que el usuario interactúa a través de

un dispositivo háptico, con el cual moverá un objeto virtual y percibirá las fuerzas de colisión correspondientes al contacto con el resto de los objetos virtuales. El dispositivo háptico utilizado fue el Touch 3D Stylus, del fabricante 3D-Sytems®. Mientras que para el desarrollo del ambiente virtual se utilizó el entorno de Visual Studio 2010®, con lenguaje de programación C++ y la librería OpenGL.

Se desarrollaron dos entornos virtuales los cuales presentan diferentes trayectorias a seguir. La Fig. 1a muestra un entorno con una trayectoria recta; mientras que la Fig. 1b presenta una trayectoria curvilínea, la cual tiene un mayor grado de dificultad. En ambos entornos virtuales, el usuario debe de guiar un anillo, mediante el dispositivo háptico, a lo largo de la trayectoria sin hacer contacto con ella. Cuando el anillo hace contacto con la trayectoria, el usuario percibe la fuerza de colisión correspondiente, a través del dispositivo háptico, y el anillo cambia de color mientras esto sucede.

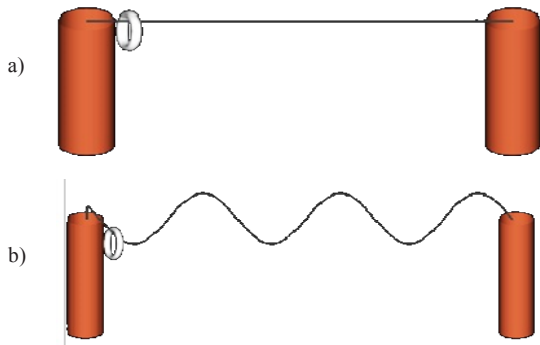


Fig. 1. Entorno virtual: (a) trayectoria recta, (b) trayectoria curvilínea.

B. Registro de la señal de EMG

Para observar los cambios en la actividad muscular antes y después de usar el sistema, se registró la señal de EMG y con base en ésta se evaluó el estado de los músculos del miembro superior, debido a que es importante que la rutina que se realiza en la terapia no cause fatiga o daño muscular. La señal de EMG fue adquirida del antebrazo del brazo dominante del usuario (para estandarizar el protocolo y considerando que el rango de movimiento del dispositivo háptico es muy limitado), mediante un sistema Biopac® [13], a una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

El protocolo utilizado se describe a continuación: En la primera etapa se adquirió la señal de EMG de una maniobra de relajación-contracción, se inició con 10 segundos en relajación seguidos de una contracción máxima durante 5 segundos. Esta maniobra se realizó cinco veces, terminando con una recuperación de 10 segundos. Para facilitar la maniobra se utilizó un objeto sólido (pelota). En la segunda etapa, el sujeto de prueba realizó una rutina de ejercicios utilizando el sistema diseñado, llevando el anillo a través de la trayectoria de izquierda a derecha y viceversa, haciendo un total de 15 repeticiones. Finalmente, la tercera y última etapa consiste en adquirir nuevamente la señal de EMG, repitiendo los pasos de la etapa uno. El protocolo se llevó a cabo dos veces, primero usando la trayectoria recta en la

etapa dos y después la trayectoria curvilínea en la misma etapa. Con el fin de que la segunda repetición del protocolo no se viera afectada por la posible fatiga provocada por la primera repetición, se consideró entre ellas un tiempo de 15 minutos para la recuperación de los músculos.

C. Análisis de las señales adquiridas

Antes de analizar las señales adquiridas, fue necesario realizar un proceso de acondicionamiento. El pre-procesamiento consistió en aplicar un filtro pasa-bandas con frecuencias de corte en 20 y 500 Hz, con el fin de eliminar el ruido a bajas frecuencias. Además, se realizó la rectificación de onda completa de la señal y se normalizó con respecto a la contracción máxima de cada sujeto. Posteriormente, los segmentos de contracción de las señales de EMG se analizaron en el dominio del tiempo y el de la frecuencia. Para el análisis en el dominio del tiempo, los índices seleccionados fueron la media y la desviación estándar de la señal. También, se calculó la raíz cuadrada media (RMS, por sus siglas en Inglés) que es el reflejo de la potencia media de la señal y está dada por:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{m=1}^M x_m^2} \quad (1)$$

donde, x_m es la muestra m del vector de la señal de EMG y M es el total de muestras. Así mismo, se obtuvo la longitud de onda (wL, por sus siglas en Inglés) que es la suma de la longitud de la señal sobre un segmento de tiempo y que brinda información de la energía y complejidad de la señal [14]. Ésta se define como:

$$wL = \sum_m^{M-1} x_{m+1} - x_m \quad (2)$$

donde, x_{m+1} es una muestra subsecuente de x_m .

Para llevar a cabo el análisis en el dominio de la frecuencia, se calculó la potencia total (PT) que es el área bajo la curva del espectro de la señal, y que es dada por:

$$PT = \sum_{i=1}^N P_i \quad (3)$$

donde P_i son los componentes del espectro de la señal y N la longitud total de frecuencias. Por último, se obtuvo la frecuencia mediana (MDF, por sus siglas en Inglés) que es la frecuencia en la que el espectro es dividido en dos regiones con igual potencia, y está definida por:

$$MDF = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N P_i \quad (4)$$

Estos índices brindan información sobre la fuerza y la fatiga muscular [15].

D. Análisis estadístico

Se realizó la prueba de Lillieforts para verificar si los datos presentaban una distribución normal y con base en ésta seleccionar las pruebas estadísticas a usar. Así mismo, se usó la prueba de Kruskalwallis, para determinar si existían diferencias significativas en el estado del músculo antes y después de hacer uso del sistema. Además, para comparar los efectos de las trayectorias recta y curvilínea sobre el músculo, se aplicó la prueba estadística de

Ranksum. Se consideraron diferencias significativas para un valor de $p < 0.05$ (valor establecido para el ámbito clínico [16]) en todas las pruebas estadísticas.

III. RESULTADOS

En el proceso de evaluación experimental del sistema participaron 10 voluntarios sanos de entre 22 y 24 años de edad, los cuales firmaron un consentimiento informado antes de realizar el protocolo descrito anteriormente. En la Fig. 2a se muestra la señal de EMG del primer registro del protocolo y en la Fig. 2b se muestra la señal registrada después de hacer uso del sistema. Mientras que la Fig. 3 muestra los resultados obtenidos a través del análisis de las señales de EMG en el dominio del tiempo (RMS y wL); la línea azul corresponde al análisis de las contracciones antes de usar el sistema y la línea roja después de usarlo. La Fig. 3a corresponde al entorno virtual con la trayectoria recta y la Fig. 3b con la trayectoria curvilínea. La comparación de la media y la desviación estándar de las contracciones realizadas después de utilizar el dispositivo háptico, para los dos tipos de trayectorias, se muestran en la Fig. 4.

Por otra parte, los resultados obtenidos del análisis en el dominio de la frecuencia se muestran en las Tablas I y II para las trayectorias recta y curvilínea, respectivamente.

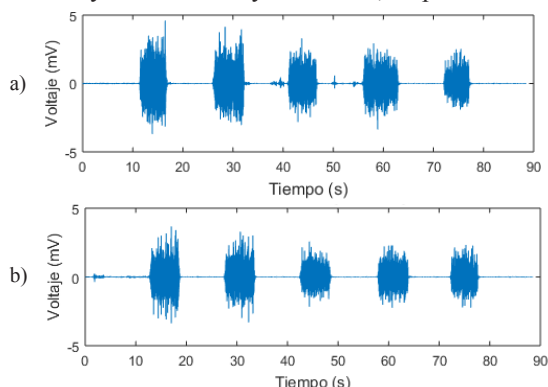


Fig. 2. Señales de EMG: (a) primera etapa, (b) tercera etapa.

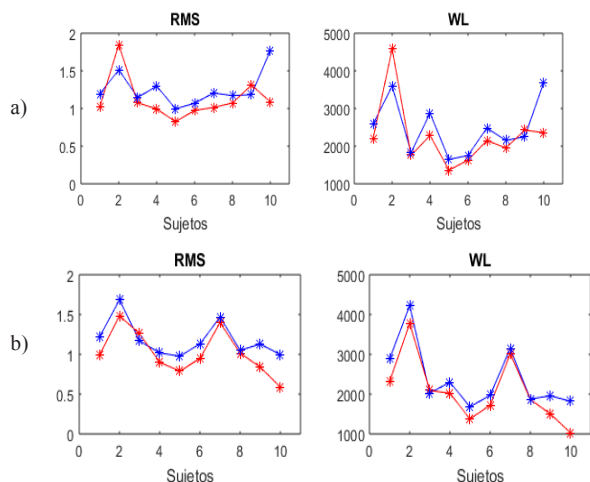


Fig. 3. Análisis en el dominio del tiempo, usando el entorno virtual con: (a) trayectoria recta, (b) trayectoria curvilínea.

Finalmente, para saber si estas diferencias encontradas en los índices anteriores son significativas, se realizó el análisis estadístico donde se observó con la prueba de Lillieforts que los datos no presentan una distribución normal y partir de ese resultado se eligió la prueba de Kruskalwallis y Ranksum. Al realizar la prueba de Kruskalwallis no se encontraron diferencias significativas en los resultados de las contracciones antes y después de hacer uso del sistema, debido a que se obtuvo un valor de $p = 0.0696$ para la trayectoria recta, y $p = 0.0588$ para la trayectoria curvilínea. Además, en la prueba estadística de Ranksum en las contracciones posteriores a las rutinas no se obtuvieron diferencias significativas ($p = 0.2413$).

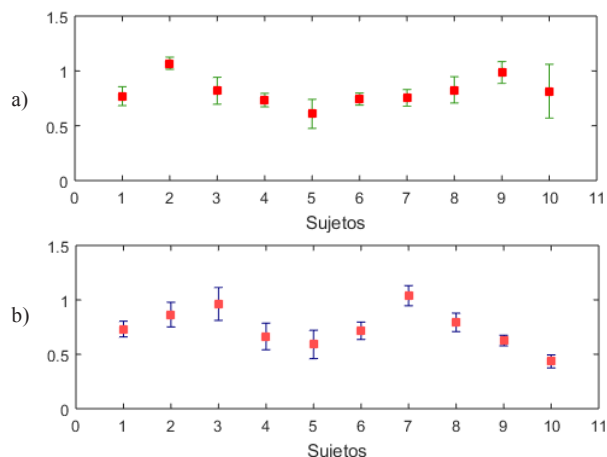


Fig. 4. Análisis de la media y desviación estándar, usando el entorno virtual con: (a) trayectoria recta, (b) trayectoria curvilínea.

TABLA I
ÍNDICES DE LA FRECUENCIA TRAYECTORIA RECTA

Sujeto	Primer Etapa		Tercera Etapa	
	PT (10^3ms^2)	MDF (Hz)	PT (10^3ms^2)	MDF (Hz)
1	3.11	97.9004	2.20	96.2298
2	4.57	115.8686	6.50	150.12
3	2.81	66.3867	2.50	68.2264
4	3.89	81.1838	2.26	92.6215
5	2.37	51.0262	1.60	49.79
6	2.49	66.7467	2.01	66.3467
7	3.37	77.3045	2.30	85.5429
8	2.82	78.7443	2.37	72.6255
9	3.08	73.7453	3.80	75.7848
10	7.61	72.0656	2.74	97.7219

TABLA II
ÍNDICES DE LA FRECUENCIA TRAYECTORIA CURVA

Sujeto	Primer Etapa		Tercera Etapa	
	PT (10^3ms^2)	MDF (Hz)	PT (10^3ms^2)	MDF (Hz)
1	3.30	103.8592	2.20	99.7401
2	5.48	142.0216	4.19	150.3699
3	2.87	78.0244	3.35	71.5057
4	2.37	85.223	1.90	86.1428
5	2.13	62.1876	1.41	59.0682
6	2.65	71.9056	1.94	72.9454
7	4.73	89.0099	4.40	86.7027
8	2.36	65.7069	2.02	84.783
9	2.88	60.108	1.57	68.7063
10	2.33	70.5859	0.77	66.9395

IV. DISCUSIÓN

Al comparar las señales de la Fig. 2 se observa que las contracciones de la Fig. 2b son de menor amplitud que las que se muestran en la Fig. 2a. Esta disminución de amplitud también se ve reflejada en las Fig. 3 y 4 donde se observa que, en las contracciones después de realizar la rutina (ambas trayectorias), la mayoría de los sujetos presentan una disminución en los índices RMS, wL y la media (aunque la diferencia es pequeña en algunos casos). Por ejemplo, en el sujeto 10 se puede apreciar de manera más clara la disminución de los valores de los índices RMS y wL posterior al uso del sistema en ambas trayectorias.

Por otra parte, en los resultados obtenidos del análisis en el dominio de la frecuencia (Tablas I y II), se observa que la PT y la MDF presentan una disminución en ambas trayectorias, esto es, la frecuencia de disparo de las unidades motoras disminuye. Por ejemplo, en el sujeto 5 se observa que los valores de PT y MDF son menores en el segundo registro de la señal para ambas trayectorias, y además al comparar los valores posteriores al uso del sistema, los de la trayectoria recta son mayores a los de la trayectoria curvilínea. Finalmente, los resultados del análisis estadístico (pruebas de Kruskalwallis y Ranksum), nos indican que el cambio en actividad muscular en los índices calculados no son significativos, ya que se obtuvieron valores de $p > 0.05$.

Estos resultados nos indican que el uso del entorno virtual y el dispositivo háptico no causan fatiga muscular al usuario, por lo tanto, se puede usar en terapia ocupacional para ayudar en el proceso de recuperación.

V. CONCLUSIÓN

Se presentó el desarrollo y validación experimental de una interfaz virtual para rehabilitación de miembro superior, que integra un robot háptico y juegos de realidad virtual para terapia ocupacional. En este trabajo se consideró importante que el sistema desarrollado no causará efectos adversos, por lo tanto, se verificó que su uso no afectará de manera significativa la condición muscular de los usuarios, al evaluar el nivel de fatiga mediante registros y análisis de la señal de EMG, antes y después de hacer uso del sistema. El análisis incluyó tanto índices en el dominio del tiempo como de la frecuencia, además de un análisis estadístico, y se concluyó que las diferencias en las condiciones musculares no son significativas, es decir, que el sistema no causa fatiga muscular al usuario. Sugiriendo que se podría usar en terapias como ejercicio repetitivo que ayude a mejorar el funcionamiento del miembro superior. Unas de las ventajas que se logra con los juegos de realidad virtual para rehabilitación es que se pueden rediseñar según la necesidad y situación particular del paciente, haciendo que la terapia pueda ser administrada a bajo costo y de manera personalizada.

Como trabajo a futuro, se pretende desarrollar distintos tipos de trayectorias con diferentes niveles de dificultad y la

adaptación de nuevos juegos, para que la rehabilitación sea adecuada según el avance del paciente durante la terapia. Además, se considera incluir compensación del efecto gravitacional, que puede contribuir a la precisión en la asistencia guiada sobre la trayectoria, con la finalidad de que el peso del dispositivo no sea soportado por el usuario. También se considera el desarrollo de entornos virtuales 3D.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] E. Guzmán, J. Londoño, "Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales", *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 37, no. 3, pp. 271-285, 2016.
- [2] C. Teixeira, F. Marx, J. Oliveira, "A haptic rehabilitation system", *XVIII Symposium on Virtual and Augmented Reality*, pp. 188-192, 2016.
- [3] B. Polonio, L. Garra, "Terapia ocupacional en discapacitados físicos: teoría y práctica", Médica Panamericana, 2003.
- [4] J. Maniya, P. Payhak, B. Kumar, "Design and development of virtual objects to be used with haptic device for motor rehabilitation", *J. Software Engineering & Applications*, vol. 3, pp. 990-997, 2010.
- [5] J. Martínez, et al. "Desarrollo de un guante de datos con retorno háptico vibro-táctil basado en Arduino", *Interacción 2009 Jornadas de Realidad Virtual*, pp. 1-10, 2009.
- [6] G. Burdea, "Keynote address: virtual rehabilitation- benefits and challenges". In *1st International Workshop on Virtual Reality Rehabilitation*, 2002.
- [7] A. Dhiman, D. Solanki, A. Bhasin, A. Bhise, A. Das, U. Lahiri, "Design of adaptive haptic-enabled virtual reality based system for upper limb movement disorders: a usability study", *Int. Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2016.
- [8] L. Mundy and J. Hiller, "Rehabilitation of stroke patients using virtual reality games," *Australia and New Zealand Horizon Scanning Network. Prioritising Summary*, vol. 27, 2010.
- [9] F. Rose, E. Attree, B. Brooks, D. Parslow, and P. Penn, "Training in virtual environments: transfer to real world tasks and equivalence to real task training," *Ergonomics*, vol. 43, no. 4, pp. 494-511, 2000.
- [10] A. Rodriguez, L. Xiaoou, W. Yu., "A 3-D hand rehabilitation system using haptic device," *Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE), 2015 12th International Conference on*, pp. (1-6).
- [11] J. Broeren, A. Bjorkdahl, L. Claesson, and D. Goude, "Virtual rehabilitation after stroke," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 139, pp. 77-82, 2008.
- [12] Y. Ordoñez, C. Luna, Carlos. Rengifo, "Herramienta de entrenamiento virtual en 2D para rehabilitación de motricidad fina en miembro superior con incorporación de un dispositivo háptico (software para rehabilitación fina en miembro superior)", *Revista de Ingeniería Biomédica*, vol. 7, no. 14, pp. 59-57, 2013.
- [13] <https://www.biopac.com/manual/bsl-tutorial-spanish/>
- [14] A. Phinyomark, G. Chujit, P. Phukpattaranont, C. Limsakul, "A preliminary study assessing time-domain EMG features of classifying exercise in preventing falls in the elderly", *9th Int. Conf. Electr. Engineering/Electronics, Computer, Telecomm. And Information Tech.*, 2012.
- [15] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonkovic, S. Ostojic, "Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics", *Clinical Biomechanics*, vol. 24, pp. 327-340, 2009.
- [16] C. Manterola, V. Pineda, "El valor de 'p' y 'la significación estadística': Aspectos generales y su valor en la práctica clínica", *Revista chilena de cirugía*, vol. 60, pp. 186-89, 2008.