

Desarrollo de un lápiz óptico inalámbrico para aplicaciones de rehabilitación motriz fina

Roberto A. Montaño-Murillo, Rubén Posada-Gómez, Albino Martínez-Sibaja,
Patricia I. Cornelio-Martínez, Blanca E. González-Sánchez
y Alberto A. Aguilar-Lasserre

División de Estudios de Posgrado e Investigación,
Instituto Tecnológico de Orizaba,
Orizaba, Veracruz, México

{ingeniero_montano, paty_corneli, blancags67, albertoal}
@hotmail.com, rposada@itorizaba.edu.mx,
albino3_mx@yahoo.com

Resumen La discapacidad motriz es una de las afecciones de movimiento más comunes, debido a que cualquier persona en cualquier etapa de su vida puede ser afectada de forma parcial o total, temporal o permanente, cambiando no sólo su movilidad o coordinación, sino su forma de vida. Por esto, es que se hacen necesarios equipos que ayuden a mejorar el índice de recuperación en este tipo de pacientes sometidos a rehabilitación motriz, principalmente niños. En este trabajo se propone un equipo auxiliar a las terapias de rehabilitación motriz con base en movimiento activos, mediante ejercicios en las extremidades superiores, frente a un sistema de captura de imágenes, realidad aumentada y retroalimentación audio-vibro táctil, mediante lápiz óptico inalámbrico con comunicación por radiofrecuencia.

Palabras clave: rehabilitación extremidades superiores, dibujo 2D, motricidad fina, retroalimentación vibro táctil, lápiz óptico, realidad aumentada.

1. Introducción

En México el 5.1% de la población sufre de algún tipo de discapacidad [1], siendo la discapacidad motriz, la más común, ya que el 58.3% del total de personas con discapacidad, padecen este tipo de problemas motrices. Las discapacidades de tipo motriz, son aquellas afecciones de movimiento y coordinación. Se dividen en dos grupos, la discapacidad motriz gruesa y la discapacidad motriz fina, al primer grupo pertenecen los problemas de movimiento relacionados con fuerza, velocidad y equilibrio, en actividades tales como: caminar, correr, saltar, gatear, etc. En el segundo grupo se encuentran los problemas en donde se necesita de una coordinación y precisión elevadas, dificultando la realización de acciones como la escritura, punzar, enhebrar y movimientos en los que se necesita una buena coordinación viso-manual [2].

El proceso de rehabilitación motriz se basa en el concepto de neuroplasticidad, este concepto ofrece la posibilidad de mejorar el rendimiento y las capacidades neuronales del paciente, y también es considerado como la base biológica que apoya la rehabilitación de las funciones cognitivas que se pierden debido a un daño cerebral, se define como la ciencia que estudia el conjunto neuronas, la estructura de sus redes y su función mediante las nuevas experiencias. Ésta se obtiene a través de rutinas de rehabilitación que están fundamentados en la repetición de una actividad motora, con el objetivo de transmitir un estímulo a los pacientes y realizar una reasociación de neuronas a los movimientos de las extremidades afectadas [3].

La rehabilitación para la discapacidad motriz, conjunta ejercicios pasivos (ejercicios en los que el paciente no realiza movimientos voluntarios del músculo afectado) como activos (el paciente realiza movimientos para ejercitarse el músculo o la extremidad afectada de forma voluntaria) [4], con la finalidad de mejorar la condición o el estado del paciente, así como tratar de integrarlo a las actividades sociales cotidianas.

Cabe señalar que tanto el procesamiento de imágenes como el uso de retroalimentación vibracional convencionalmente se emplean en sistemas de realidad virtual para mejorar la calidad de interacción del usuario con el sistema [5], tanto en ambientes bidimensionales, como la tele manipulación en 3D [6], sin embargo, el procesamiento de imágenes es una de las herramientas que recientemente ha sido utilizada con el fin de ayudar a la rehabilitación de los pacientes. Ya sea analizando las imágenes médicas de diferentes lesiones [7], o empleando marcadores pasivos y activos para supervisar la recuperación y mejorar la movilidad en el entorno familiar de pacientes con accidentes cerebrovasculares y sistemas de mayor complejidad que incluyen rehabilitación mediante sistemas robóticos [4].

Por otra parte, se han publicado diversos estudios que sostienen que los estímulos vibratorios durante el proceso de rehabilitación generan excelentes resultados, y no solo como terapia muscular u ósea mediante el principio de contracción muscular refleja [8], o para proporcionar un incremento sensorial [9], sino también como retroalimentación hacia el usuario, indicando acierto o error en los ejercicios realizados durante las terapias que conforman el proceso de rehabilitación [10], a ésta se le llama retroalimentación vibro táctil.

Hablando del procesamiento de imágenes enfocado a la rehabilitación, se pueden encontrar la implementación de mesas para la rehabilitación de las extremidades superiores, mediante el procesamiento de imágenes adquiridas desde una cámara, posicionada sobre un eje perpendicular la mesa, en la superficie de la mesa se desplegaban un conjunto de trayectorias, y utilizando un marcador pasivo se definen los movimientos del usuario [11].

Existen diversas publicaciones acerca de la retroalimentación vibracional, enfocada a los pacientes con problemas de vestibulopatía, mediante sensores de inclinación y retroalimentación para la corrección de la postura [12]. En un trabajo similar, se emplean acelerómetros triaxiales de un celular para evaluar la inclinación del paciente, accionando los impulsos vibro táctiles desde el conector de auriculares del teléfono celular [13], experimentos propuestos para este tipo de equipos se realizaban mediante una plataforma de movimientos aleatorios [14].

Los equipos de rehabilitación han cambiado mucho en los últimos años, cada vez son más numerosos los sistemas que integran impulsos vibratorios, luminosos o auditivos, procesamiento de imágenes, ambientes virtuales, realidad aumentada,

implementación de movimientos como medio de retroalimentación entre el sistema y el usuario. Las aplicaciones para este conjunto de técnicas (procesamiento de imágenes, realidad virtual, realidad aumentada y retroalimentación vibro táctil) se han hecho muy diversas y aplicables.

Existen diversos equipos que integran el procesamiento de imágenes mediante marcadores activos para evaluar el rango de movimiento en pacientes sometidos a rehabilitación de brazo, e interactuando con actividades enfocadas a mejorar el rango de movimiento de la parte afectada[15], pero los marcadores luminosos, no son la única manera de interactuar con ambientes virtuales de rehabilitación, también es posible encontrar sensores y actuadores magnéticos para corregir el factor de error mediante estímulos vibratorios [16].

Otra de las aplicaciones de los impulsos como medio de retroalimentación es desarrollo de un robot planar, este se enfoca en la rehabilitación de los miembros superiores del cuerpo, mediante el uso de brazos robóticos y en función de los estímulos vibro táctiles, corrige errores en las trayectorias seguidas por los usuarios del equipo [10]. La realidad virtual permite al usuario interactuar con elementos dentro de un escenario simulado. Recientemente, están realizando proyectos, equipos y dispositivos basados en realidad virtual aumentada, como una de las novedades más relevantes en la neurorrehabilitación [17].

En la actualidad esta técnica está causando un fuerte impacto en el área de rehabilitación con proyectos enfocados al tratamiento de problemas de discapacidad motriz de los miembros superiores [18] e inferiores del cuerpo.

Este sistema se basa en la rehabilitación por movimientos activos, y por esto, para este trabajo, se desarrolló un equipo que opera de manera remota, y mediante el uso de un lápiz óptico inalámbrico como marcador activo e instrumento de sensado de fuerza y en conjunto con un procesamiento de imágenes, se logra interactuar con el usuario mediante dos modalidades de uso, la primera contiene ejercicios de seguimiento de trayectorias o figuras patrón visualizadas en la interfaz, el segundo modo de uso, es la función de dibujo libre, en la cual el paciente tendrá un área efectiva de dibujo de un metro veinte centímetros para realizar trazos y dibujos que permitan al paciente un periodo extra en el uso del equipo.

La forma de interacción usuario-interfaz es como ya se mencionó, mediante la función de dibujo, realizando los trazos al aire frente al sistema de captura de imágenes y utilizando retroalimentación audio-vibro táctil, basado en comunicación por radiofrecuencia para reducir el error en los trazos del usuario, y utilizando el sensado de fuerza como medio para establecer un umbral de activación y desactivación de la función de dibujo así como seleccionar el color de los trazos a realizar.

El sistema evalúa no solo las incidencias del trazo realizado por el usuario con la imagen propuesta en el ejercicio, sino también la velocidad y precisión en que se realizan las trayectorias en la sesión de rehabilitación de los miembros superiores.

En este trabajo se muestra el diseño del lápiz óptico, sus características y las tareas que de las que se encarga, también se muestra el diseño de la interfaz gráfica y el procesamiento que realiza para la identificación del marcador activo que se encuentra en el lápiz óptico, así como también, se presentan los resultados de un periodo de pruebas con pacientes en proceso de rehabilitación motriz por lesión y el análisis de los datos obtenidos en las pruebas.

2. Lápiz óptico

La primera contiene el hardware de proyecto (lápiz óptico), en la cual, el elemento principal es un microcontrolador PIC16F628A encargado de recibir las lecturas de los sensores de fuerza, como de regular tanto la activación como la desactivación de las señales luminosas, auditivas y vibratorias, mediante las palabras de control recibidas por la interfaz del proyecto, la comunicación se establece por radio frecuencia, mediante módulos XBee serie 2, estos módulos trabajan con una frecuencia de operación de 2,4 GHz, con un consumo de corriente de 40mA tanto en recepción como en transmisión y una distancia de 40-120m, además de su bajo consumo, estos módulos son de bajo costo, versátiles y sencillos de usar en sus diversas topologías. El protocolo utilizado para la comunicación de los módulos, es el protocolo “Zigbee”, en una red punto a punto, con topología estrella. En la figura 1 se muestra el diagrama electrónico del circuito de esta etapa así como el prototipo de lápiz óptico.

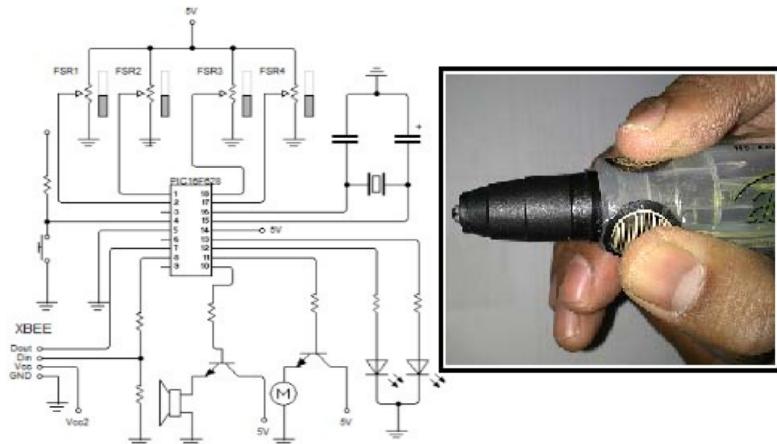


Fig. 1. Diagrama eléctrico del lápiz óptico e imagen del prototipo de lápiz óptico.

En la figura 2 se muestra el diagrama de flujo de la operación del microcontrolador que rige el hardware del proyecto, comenzando con la inicialización del sistema y comprobando si la comunicación con la interfaz está en funcionamiento, establecida la comunicación, se comienza con la lectura de los sensores FSR (Force Sensor Resistor), una vez realizadas estas acciones el sistema realiza la primera condición IF, si el dato recibido por la comunicación es “Encender” entonces el equipo encenderá el marcador activo posicionado en la punta del lápiz óptico, permitiendo con esto que la interfaz determine una posición para el marcador, el lápiz óptico, envía las lecturas de los sensores de fuerza posicionados en los puntos clave para la manipulación del lápiz, ahora el sistema queda en espera a una nueva palabra de control para manipular las señales sensoriales con las que cuenta el lápiz, para establecer error o acierto en el trazado de las trayectorias del usuario con respecto de patrón desplegado por la interfaz.

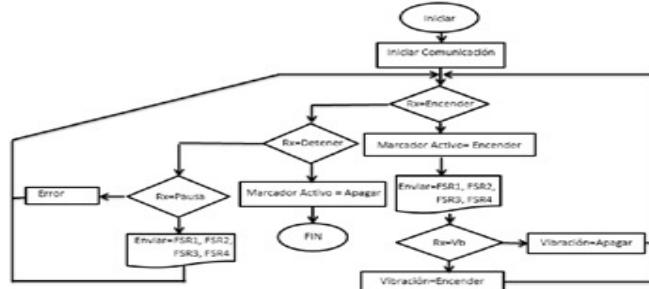


Fig. 2. Diagrama del prototipo.

3. Interfaz gráfica

La segunda etapa de proyecto es la interfaz gráfica (figura 5), ésta se encarga de la captura y procesamiento de las imágenes para la ubicación del marcador activo y la lectura de los valores de los sensores FSR recibidos por la etapa anterior, ya que es en función de estos, que se evaluará el momento en que inicia la función dibujo y los cambios de color en las líneas a trazar, el sistema cuenta con 4 umbrales, si el valor promedio de los sensores no supera el valor de ninguno de los umbrales, la interfaz permanecerá solo monitoreando los movimientos del lápiz óptico inalámbrico. El primero es el umbral mínimo, el cual cuando es superado, se activa el modo dibujo, y el sistema sale del reposo y plotea la trayectoria por la que se desplaza el marcador activo, el color de la línea ploteada es amarillo, el segundo es el umbral de color1, cuando este umbral es superado el color de la trayectoria a partir del punto en el que se encuentre cambia a rojo, el tercer umbral es de color2, y de la misma manera que el umbral anterior, cuando es superado, la línea ploteada cambia de color pero ahora el color asignado es azul, y finalmente el ultimo umbral torna a la línea ploteada a un color negro.

Esta interfaz está diseñada en la plataforma de Matlab, empleando el toolbox de adquisición de imágenes.



Fig. 3. Interfaz gráfica en ejercicio con realidad aumentada y modo libre.

Una vez inicializada la interfaz, se espera a que se introduzca el nombre de usuario o paciente para poder guardar los datos de la sesión en el registro del paciente, y poder consultarlos posteriormente en la base de datos, una vez introducido el nombre del paciente, se oprime el botón de inicio, para comenzar con la sesión, en este momento es cuando se manda la activación a la etapa del lápiz óptico, para el encendido del marcador activo, y es cuando se inicia la recepción de los datos de los sensores de fuerza, evaluando el promedio de estos con los valores de los umbrales ya mencionados, y graficando según se superen los umbrales, al mismo tiempo se inicia la captura de imágenes y el procesamiento para la ubicación del marcador activo (lápiz óptico inalámbrico).

El sistema cuenta con dos modos de operación, el primero es el modo de dibujo guiado, en el cual se muestran trayectorias o figuras predefinidas en la interfaz para que el usuario las siga y en función de la comparativa del trazo del usuario y la figura patrón, se activaran las señales vibratorias indicando error o no coincidencia en la comparación o un sonido intermitente indicando acierto, es en este modo en el que se utiliza realidad aumentada durante la sesión de rehabilitación. El segundo modo de operación es el dibujo libre, donde el usuario cuenta con un espacio de 1.20m x 1.20m para realizar dibujos de forma autónoma.

La adquisición de las imágenes se efectúa con una cámara web con una resolución máxima de 1.3 Megapíxeles y una velocidad de captura de 30 fps. Para aumentar la velocidad de captura y procesamiento de las imágenes y que el sistema pueda operar en tiempo real, la captura de imágenes se hace con una resolución 320 x 240.

Una vez que se ha adquirido la imagen actual, se efectúa el procesamiento de la imagen. Para ello, se aprovechan las características del marcador activo, es decir su geometría y color. De esta manera, puesto que se emplea un led azul ultra brillante, se hace una identificación del color en la matriz Azul de la imagen RGB adquirida originalmente. Adicionalmente se convierte con ayuda de la ecuación (1) la imagen RGB al formato HSV para identificar los niveles de brillo dados en la matriz V [19].

$$H = \begin{cases} \frac{g-b}{\max(r,g,b)-\min(r,g,b)}, & \text{si } r = \max(r,g,b) \\ \frac{b-r}{\max(r,g,b)-\min(r,g,b)} + 2, & \text{si } g = \max(r,g,b) \\ \frac{r-g}{\max(r,g,b)-\min(r,g,b)} + 4, & \text{si } b = \max(r,g,b) \end{cases} \quad (1)$$

$$S = \frac{\max(r,g,b) - \min(r,g,b)}{\max(r,g,b)}$$

$$V = \max(r,g,b)$$

De esta manera se efectúa una binarización de las matrices B y V previamente suavizadas con la ecuación (2), para evitar discontinuidades.

$$i'_{x,y} = \frac{1}{k} \sum_{(x,y) \in S(x,y)} i(x,y) \quad (2)$$

Donde k define el tamaño de la ventana empleada para el suavizado de la imagen, i' es el valor del pixel suavizado mediante el filtro promediador y S el conjunto de pixeles en la vecindad del pixel tratado i . Finalmente se aplica la binarización mediante el método automático de Otsu, el cual considera un umbral óptimo cuando la varianza entre clases (3) entrega un valor mínimo.

$$\sigma_w^2(t) = P_1(T)\sigma_1^2(t) + P_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (3)$$

Donde P_1 y P_2 son los promedios de clase. Matlab ofrece la función graythresh() para efectuar la binarización mediante el método de Otsu a las matrices B y V . Las matrices binarias resultantes son combinadas con una función `and` para detectar los puntos luminosos azules de la imagen. Finalmente es necesario encontrar los objetos circulares que representan el marcador activo. Para efectuar este paso, Matlab permite el etiquetado y la identificación de los objetos encontrados en la imagen mediante las funciones `label()` y `regionprops()` respectivamente. En trabajos posteriores se empleara la segmentación empleando el algoritmo de canny [20] y la transformada de hough [21] para su implementación en otra plataforma computacional.

Una vez que se identifica el círculo correspondiente al marcador, se calcula la coordenada x , y del centroide mediante la ecuación (4).

$$x_m = \frac{\max(x) - \min(x)}{2} \quad y_m = \frac{\max(y) - \min(y)}{2} \quad (4)$$

Finalmente se calcula la distancia euclídea d entre el centroide del marcador localizado en las coordenadas x_m , y_m y el punto deseado x_i , y_i (5)

$$d = \sqrt{(x_i - x_m)^2 + (y_i - y_m)^2} \quad (5)$$

En el modo guiado, si la distancia d es mayor que la tolerancia Δ , significa que el paciente aún no ha alcanzado la posición solicitada para satisfacer los puntos que forman la figura patrón, dando paso a la acción correspondiente, es decir el estímulo vibratorio en el marcador. Cuando d es menor o igual a Δ se manda un estímulo auditivo al paciente para indicar que se ha llegado al punto deseado, a partir de que se ubica la posición del marcador activo del lápiz óptico, el sistema plotea las coordenadas (x_i, y_i) por las que se desplaza.

El procedimiento se repite hasta terminar la sesión desde la interfaz gráfica. El procedimiento para el método de dibujo libre es muy parecido, salvo que no cuenta con la comparación de los trazos del usuario con un patrón, haciendo una parte de la sesión libre del cálculo del error, y permitiendo al usuario realizar dibujos e iluminarlos.

4. Resultados

Para efectuar las pruebas preliminares se contó con la colaboración de 4 pacientes del sexo masculino entre 12 y 22 años. Se evaluó con este sistema la rehabilitación a los 4 pacientes con problemas de motricidad fina, y 3 voluntarios sanos, permitiendo valorar el incremento en la destreza, velocidad y precisión de las trayectorias patrón

propuestas para este sistema, y comparar los resultados de las pruebas de los pacientes con los voluntarios sanos. Las trayectorias patrón utilizadas en este sistema fueron valoradas por especialistas rehabilitación motriz.

La duración de las sesiones fue de 50 minutos aproximadamente y en función de la disposición de los pacientes se programaron 15 sesiones durante un mes, cada sesión comenzaba con 5 minutos del test de fuerza máxima y mínima, 15 min de dibujo libre y posteriormente 30 min de actividades de seguimiento de patrones, los datos recolectados se encuentran en la tabla 1.

Table 1. Tabla de resultados de las sesiones.

Usuarios	PTF(Sesión 1)	Error %	PTF(Sesión 15)	Error %
Paciente 1	29.5 s	76 %	24.9 s	59 %
Paciente 2	27.8 s	64 %	23.1 s	53 %
Paciente 3	34.5 s	53 %	27.4 s	48 %
Paciente 4	24.3 s	72 %	20.2 s	63 %
Usuario sano 1	14.2 s	45 %	10.9 s	35 %
Usuario sano 2	12.5 s	47 %	9.9 s	33 %
Usuario sano 3	13.6 s	39 %	10.1 s	30 %

Los datos recolectados de los pacientes sometidos a las sesiones de rehabilitación con este equipo demostraron una mejora en el tiempo promedio en que se terminó cada figura (PTF) y una disminución en el porcentaje de error de cada usuario del equipo, tanto de los pacientes como de los usuarios sanos, demostrando un incremento en la coordinación viso-manual de las personas sometidas a las sesiones, que fue el objetivo principal de este equipo.

5. Discusión

El trabajo presentado en este artículo es un equipo auxiliar para la rehabilitación motriz, tanto gruesa (modo libre) como fina (modo guiado), enfocado principalmente a niños entre 6 y 14 años, pero también puede ser utilizado por pacientes adultos, como las pruebas presentadas lo demuestran, con el objetivo ayudar en la recuperación de los usuarios sometidos a este tipo de rehabilitación motriz y a su integración a la sociedad.

Según los resultados de las pruebas realizadas a los pacientes, se detectó un problema para estandarizar el valor de los umbrales de fuerza mínimo y máximo, ya que la variación entre cada paciente era notable, dependiendo tanto del rango de edad como del tipo de lesión, solucionando este problema al incluir un test inicial para determinar el mejor valor de los umbrales mínimo y máximo necesarios para cada paciente, solucionando los problemas de calibración, generalizando su uso a casi cualquier tipo de persona que necesite una rehabilitación de este tipo.

Según la información arrojada por los resultados del sistema, se pudo apreciar que los pacientes sometidos al proceso de rehabilitación con este equipo, presentaron una mejora al cabo de 15 sesiones, como se muestra en la tabla 1, mejorando tanto la velocidad con la que se realizaban las pruebas, así como disminuyendo el porcentaje de error en los ejercicios realizados con el equipo.

Aun no se realizan pruebas con plazos mayores a un mes, es por eso que no es posible aún, medir con certeza el índice de recuperación de los pacientes que auxilian

sus sesiones de rehabilitación motriz con este equipo, sin embargo se esperan hacer más pruebas con pacientes, para recopilar la información necesaria para concluir esta primera etapa del proyecto.

El trabajo futuro, incluirá distintas ergonomías como fundas para el lápiz óptico inalámbrico, acoplándose a las características de los pacientes que utilicen el equipo, así como más actividades de realidad aumentada con algunos elementos interactivos, se pretende poder variar no solo el color, sino también el ancho de las líneas ploteadas, para mejorar la velocidad de iluminación de los dibujos realizados en el modo libre y aumentar la base de datos de figuras patrón.

Agradecimientos. Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) y la Dirección General de Educación Superior Tecnológica (DGEST).

Referencias

1. <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>. Enero 10 2013, 14:00hrs.
2. Andrea, Fernández, et al.: Valoración de discapacidad en parálisis cerebral infantil posterior a tratamiento fisiátrico integral. *MedULA*, vol. 20, pp. 51-60 (2011)
3. B., Johansson: Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity. *Acta Neurol Scand*, vol 123, pp. 147-59 (2011)
4. F.J., Badesa; R., Morales; J. M., Sabater-Navarro; N., Garcia-Aracil; J.M., Azorin; C., Perez: Experiencias en el Desarrollo de un Sistema Robótico para Rehabilitación de Miembro Superior para Pacientes con Daño Cerebral Sobrevenido. *Revista Universitaria en Telecommunicaciones, Informática y Control*. Vol. 1, No. 1 (2012)
5. Uri, Feintuch; Liat, Raz; Jane, Hwan;; Naomi, Josman; Noomi, Katz; Rachel, Kizony; et al.: Integrating Haptic-Tactile Feedback into a Video-Capture-Based Virtual Environment for Rehabilitation. *CYBERPSYCHOLOGY & BEHAVIOR*, Vol. 9, No.2 (2006)
6. Péter, Galambos: Vibrotactile Feedback for Haptics and Telemanipulation: Survey, Concept and Experiment. *Acta Polytechnica Hungarica*, Vol. 9 No. 1 (2012)
7. Juan, Caicedo; Fabio, González; Eduardo, Romero: Prototipo de sistema para almacenamiento y recuperación por contenido en imágenes médicas de histopatología. In Encuentro de Investigación en Posgrados. Universidad Nacional de Colombia (2007)
8. T., Broekmans; M., Roelants; G., Alders; P., Feys; H., Thijs; B., Eijnde: Exploring the effects of a 20week whole-body vibration training programme on leg muscle performance and function in persons with multiple sclerosis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 42, No. 9, pp. 866-872 (2010)
9. Li, Jiang; Juhani, Ruutainen: Improving finger force control with vibrational haptic feedback for multiple sclerosis. *Proceedings of the IASTED International Conference on Telehealth/Assistive Technologies*, pp. 110-115 (2008)
10. Guadalupe, Salas-López; Oscar, Sandoval-González; Ignacio, Herrera-Aguilar; Albino, Martínez-Sibaja; Otniel, Portillo-Rodríguez; Adriana, Vilchis-González: Design and development of a planar robot for upper extremities rehabilitation with visuo-vibrotactile feedback. Published by Elsevier Ltd, *Procedia Technology* vol. 3, pp. 147-156 (2012)

11. Nick, Mumford; Jonathan, Duckworth; Patrick, Thomas; David, Shum; Gavin, Williams; Peter, Wilson: Upper limb virtual rehabilitation for traumatic brain injury: Initial evaluation of the elements system. *Brain Injury*, vol. 24(5), pp. 780–791 (2010)
12. C., Wall; E., Kentala: Effect of displacement, velocity, and combined vibrotactile tilt feedback on postural control of vestibulopathic subjects. *Journal of Vestibular Research*. vol. 20, pp.61-69 (2010)
13. Beom-Chan, Lee1; Jeonghee, Kim; Shu, Chen; Kathleen, Sienko: Cell phone based balance trainer. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, pp. 9-10, (2012)
14. Conrad, Wall III: Application of Vibrotactile Feedback of Body Motion to Improve Rehabilitation in Individuals With Imbalance. *Neurology Section, APTA, JNPT* Vol. 34, pp. 98-104 (2010)
15. Rubén, Posada-Gómez; Oscar, Osvaldo, Sandoval-Gonzalez; Erika, Sánchez-Muñiz: Development of a Motion Analysis System and Human-Machine Interaction through Digital Image Processing and Virtual Reality. *Electrical Communications and Computers (CONIELECOMP)* (2011)
16. Karlin, Bark; Preety, Khanna; Rikki, Irwin; Pukit, Kapur; Steven, A.; Jax, Laurel; et al.: Lessons in Using Vibrotactile Feedback to Guide Fast Arm Motions. *World Haptics Conference (WHC)*, IEEE, pp. 355 – 360 (2011)
17. Benito, Peñasco-Martín; Ana, de los Reyes-Guzmán; Ángel, Gil-Agudo; et al.: Aplicación de la realidad virtual en los aspectos motores de la neurorrehabilitación. *Rev Neurol*, vol. 51 (8), pp. 481-488 (2010)
18. J., W., Burke: Augmented Reality Games for Upper-Limb Stroke Rehabilitation. *Games and Virtual Worlds for Serious Applications (VS-GAMES)*, Second International Conference on, pp. 775-78 (2010)
19. P., gil; F., torres; Detección de objetos por segmentación multinivel combinada de espacios de color. *XXV jornadas de automática*, Ciudad Real (2004)
20. X., Wang; Z., Gongshang; Hangzhou; An Edge Detection Algorithm Based on Improved CANNY Operator; *Intelligent Systems Design and Applications, ISDA*, Seventh International Conference on, pp. 623- 628 (2007)
21. Maji, S.: Object detection using a max-margin Hough transform. *Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR. IEEE Conference on*, pp. 1038- 1045 (2009)