

Herramienta de Entrenamiento Virtual en 2-D para Rehabilitación de Motricidad Fina en Miembro Superior con Incorporación de un Dispositivo Háptico

Yamile Zuleima Ordóñez, Carlos Andrés Luna, Carlos Felipe Rengifo^v

*Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control
Universidad del Cauca. Popayán.*

Recibido 23 de marzo de 2013. Aprobado 23 de octubre de 2013

2-D VIRTUAL TRAINING TOOL FOR FINE MOTOR REHABILITATION IN UPPER LIMB USING A HAPTIC DEVICE

VIRTUAL FERRAMENTA DE TREINAMENTO 2-D BELAS MOTOR REABILITAÇÃO EM MEMBRO SUPERIOR COM INCORPORAÇÃO DE UM DISPOSITIVO TÁTIL

Resumen— En este documento se presenta una aplicación software para la rehabilitación de motricidad fina en miembro superior. El sistema desarrollado con

sta de un ambiente virtual en dos dimensiones (2-D) donde se desarrollan diferentes ejercicios de rehabilitación, y de una base de datos que almacena información sobre el desempeño de los usuarios, registrada a lo largo de las diferentes sesiones de entrenamiento. El presente artículo se centra en los aspectos teóricos y de implementación de un ejercicio de rehabilitación motriz que consiste en guiar un anillo alrededor de una trayectoria curvilínea en un mundo virtual, utilizando una interfaz háptica. Como aspectos innovadores se destacan: (i) la implementación de un campo de fuerza con nivel de asistencia preprogramado que ayuda al usuario a centrar el anillo alrededor de la trayectoria a seguir, (ii) la generación automática de dichas trayectorias, (iii) y la cuantificación del seguimiento que hace el usuario a la trayectoria.

Palabras Claves — Dispositivos hápticos; Campo de fuerza; Rehabilitación virtual; Trayectorias curvilíneas.

Abstract — This paper presents a software application for fine upper limb motor rehabilitation. It consists of a two dimensions (2-D) virtual environment, where motor rehabilitation exercises are developed, and a database that stores information about the performance of users during the training sessions. This article focuses on the theory and implementation of a rehabilitation exercise: guiding a ring around a curved path in a virtual world using a haptic interface. The innovative aspects of the exercise are: (i) the implementation of a force field with preprogrammed level of assistance to help the user to center the ring in the path, (ii) automatic generation of curved paths, (iii) and quantification of the user's performance during the training sessions.

Keywords —Haptic devices, Force field, Virtual rehabilitation, Curvilinear trajectories.

^v Dirección para correspondencia:caferen@unicauca.edu.co

DOI: <http://dx.doi.org/10.14508/rbme.2013.7.14.60-68>

Sumário— Este trabalho apresenta a aplicação de software para a reabilitação da motricidade fina no membro superior. O sistema desenvolvido consiste de um ambiente virtual bidimensional (2-D), onde se desenvolvem diferentes exercícios de reabilitação e de um banco de dados que armazena informações sobre o desempenho dos usuários, registradas ao longo das diferentes sessões de treinamento. O presente artigo baseia-se nos aspectos teóricos e de implementação de um exercício de reabilitação motora que consiste em guiar um anel em torno de uma trajetória curvilínea no mundo virtual, utilizando uma interface háptica. Seus aspectos inovadores são: (i) a implementação de um campo de força com nível de assistência pré-programado que ajuda o usuário a centralizar o anel em torno da trajetória a ser seguida, (ii) a geração automática dessas trajetórias, (iii) e a quantificação do percurso feito pelo usuário durante a trajetória.

Palavras-chave— Dispositivos táteis, força de campo, Reabilitação Virtual; caminhos curvilíneos.

I. INTRODUCCIÓN

La rehabilitación motriz busca mejorar funciones que se han perdido o se han visto disminuidas a causa de alguna lesión o patología [1]. Dentro de estos procesos de rehabilitación, se ha demostrado que los sistemas computacionales inciden de modo significativo en al menos dos aspectos. El primero, es servir como medio para la realización de ejercicios y el segundo es el almacenamiento y administración de información sobre el paciente, su cuadro patológico y su evolución durante el proceso de rehabilitación. El éxito de los procesos de rehabilitación motriz está determinado por tres factores: la intervención temprana, la realización de ejercicios orientados a la ejecución de tareas y la frecuencia e intensidad con que estos se realicen [2].

Los ambientes virtuales han servido como medio para la realización de ejercicios de rehabilitación [3]. Dichos ambientes son escenarios gráficos en los cuales el usuario interactúa en tiempo real haciendo uso de dispositivos sensoriales para visión, audición y propiocepción [4]. De la combinación de los conceptos de realidad virtual y rehabilitación surgió el concepto de rehabilitación virtual, término acuñado inicialmente por los profesores Daniel Thalmann y Grigore Burdea [5]. La rehabilitación virtual se define como el entrenamiento basado en ejercicios de simulación mediante tecnología de realidad virtual [6].

La superioridad de los ambientes virtuales sobre los reales en el aprendizaje de tareas motoras ha sido demostrada en diferentes contextos. En [7] se comparó el desempeño de dos grupos de participantes en un ejercicio que consiste en mover un anillo metálico alrededor de un alambre. El primer grupo es entrenado en un ambiente virtual y el segundo en un sistema real. El porcentaje de errores cometidos por cada grupo fue similar a pesar de que la prueba final se desarrolló sobre el sistema real. Este resultado confirma el hecho de que las habilidades adquiridas en un entorno virtual pueden ser transferidas al mundo real. La ventaja del entrenamiento virtual se pone en evidencia cuando durante el desarrollo del ejercicio los participantes son perturbados con interferencia tanto motora como cognitiva. En tal caso, el desempeño del

primer grupo (los entrenados virtualmente) fue superior. En [8] se compararon el entrenamiento virtual y el real en el contexto del tenis de mesa. En [9] y [10] el entrenamiento se hace para evitar obstáculos, en el primer caso con una silla de ruedas y en el segundo durante la marcha humana. En [11] se utilizaron consolas de juegos para la rehabilitación de un grupo de 29 pacientes, 17 mujeres y 12 hombres con edades entre 44 y 85 años. La rehabilitación se inició entre el primer mes y 140 meses después del evento cerebro-vascular. Finalmente, en [12] se comparó un programa de rehabilitación clásico con uno basado en realidad virtual en el caso de pacientes con dificultades de movilidad en el hombro.

Adicionalmente, los ambientes virtuales permiten la adición de dispositivos hápticos [13]. Dichos dispositivos son periféricos de entrada y salida que permiten al usuario interactuar con un ambiente virtual, simulando la sensación correspondiente al tacto para lo cual retornan fuerzas que en general dependen del nivel de penetración entre los objetos en contacto [14]. Gracias a estos periféricos es posible obtener en el ambiente virtual características imposibles de obtener en un sistema convencional, como la adición de fuerzas de atracción entre un anillo y un alambre, que asistan al usuario en el desarrollo del ejercicio.

En el presente trabajo se propone un ambiente virtual para desarrollar un ejercicio motor igual al planteado en [7]. El ejercicio propuesto está basado en una prueba clásica de rehabilitación motriz, denominada *steadiness tester*, cuyo objetivo es mejorar la función psicomotriz *firmeza mano-hombro*. El lector interesado en profundizar en la relación entre el aprendizaje motor y la recuperación después de un accidente vascular-cerebral puede remitirse al trabajo de Krakauer [15].

En un ejercicio de motricidad que requiere mover un anillo por un alambre, la principal desventaja de la rehabilitación convencional es la medida del desempeño del paciente, la cual se limita a contar el número de veces que el anillo toca el alambre. En el ambiente virtual, por el contrario, se promedian los cuadrados de las distancias entre el centro del anillo y el alambre. Otro aspecto

imposible de lograr con la rehabilitación convencional es la amplia variedad de trayectorias que se pueden generar dentro de un ambiente virtual. Al igual que en [11], la herramienta de rehabilitación propuesta en este trabajo podrá ser utilizada con pacientes que hayan sufrido accidentes cerebro-vasculares, una vez estos se encuentren estabilizados.

El presente artículo se centra en los siguientes aspectos asociados a la implementación del ejercicio de motricidad descrito anteriormente: (i) la implementación de un campo de fuerza con nivel de asistencia preprogramado que ayude al usuario a centrar el anillo alrededor de la trayectoria a seguir, (ii) la generación automática de dichas trayectorias, (iii) y la cuantificación del seguimiento que hace el usuario a la trayectoria.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

La herramienta de rehabilitación propuesta consta de dos componentes. El primero es la interfaz háptica *Phantom-Omni* desarrollada por *SensAble Technologies*; el segundo es el software desarrollado por los autores. La interfaz háptica actúa como dispositivo de comunicación bidireccional entre el usuario y el componente software. Dicha interfaz permite al usuario navegar a través de un escenario virtual, y percibir fuerzas de reacción dependiendo de si hay o no contacto entre el cursor háptico y los objetos del mundo virtual. El software a

su vez consta de un ambiente virtual donde se efectúan los ejercicios de rehabilitación y de una base de datos, donde se almacena información relativa al paciente y a su desempeño a lo largo de las diferentes sesiones de entrenamiento. El ambiente virtual contiene dos tipos de entornos. En el primero, mostrado en la Fig. 1, se realizan ejercicios de familiarización con la utilización de interfaces hápticas. En estos, el usuario debe mover una esfera a través de un canal tridimensional. Cuando la esfera entra en contacto con alguna de las paredes del objeto virtual, el usuario percibe la correspondiente fuerza de colisión a través del dispositivo háptico. La magnitud de la fuerza de reacción es proporcional al nivel de penetración de la esfera dentro de la pared del objeto virtual.

En el segundo entorno se presentan cinco ejercicios de evaluación del desempeño del usuario. Uno de estos, presentado en la Fig. 2, consiste en guiar un anillo desde el punto denominado “Inicio” hasta el punto denominado “Fin”. La curva a seguir está dotada de un campo de fuerza atractor que ayuda al usuario a centrar el anillo. La fuerza del campo es proporcional a la distancia del centro del anillo a la trayectoria. La constante de proporcionalidad a su vez se multiplica por un número entre 0 y 1 que se fija al inicio del ejercicio e indica el nivel de asistencia seleccionado: 0 (sin asistencia) y 1 (asistencia máxima).

El dispositivo háptico *Phantom-Omni* está compuesto por una base giratoria, que está unida a un grupo de brazos

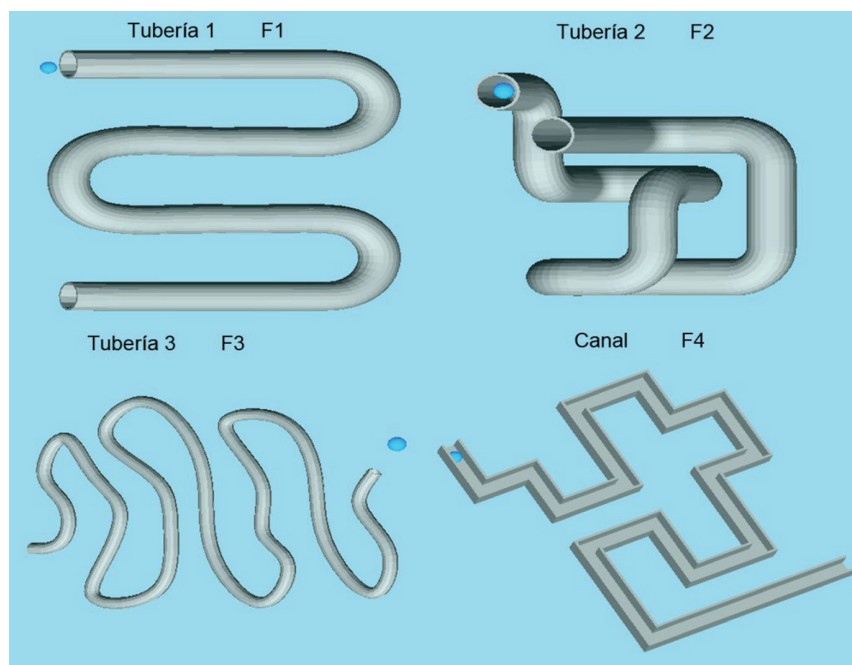


Fig. 1. Ejercicios de familiarización con el uso de interfaces háptica. El usuario debe guiar una esfera por el interior de cada uno de los cuatro sistemas. En estos ejercicios no se mide el desempeño en el seguimiento de la trayectoria ni se penalizan las colisiones de la esfera con el entorno.

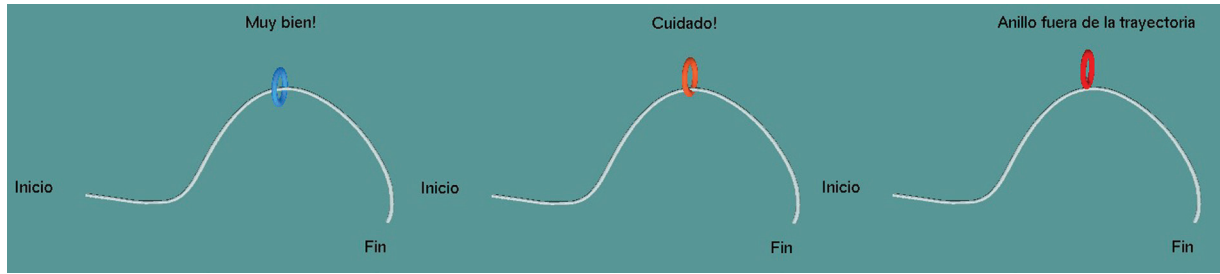


Fig. 2. Ejercicio de rehabilitación que consiste en guiar un anillo a lo largo de la trayectoria curvilínea entre “Inicio” y “Fin” utilizando la interfaz háptica *Phantom-Omni*. Cuando el centro del anillo se acerca mucho a la trayectoria o se sale de esta, este cambia de color y se presentan los mensajes: Muy bien!, Cuidado!, o Anillo fuera de la trayectoria.

mecánicos en cuya extremidad se integra el efector final que se asemeja a un lápiz. Este permite de modo natural simular diversos instrumentos reales como herramientas quirúrgicas, lápices, destornilladores, entre otros. Como se aprecia en la Fig. 3, el dispositivo cuenta con 6 grados de libertad que permiten al usuario indicar la posición y la orientación del cursor háptico dentro del mundo virtual. La retroalimentación de fuerza, sin embargo, sólo se realiza a través de 3 de las 6 articulaciones del dispositivo.



Fig. 3. Articulaciones del dispositivo háptico *Omni-Phantom*. Articulaciones motorizadas (J1, J2, J3), articulaciones no motorizadas (J4, J5, J6). [Tomado del sitio web de *Sensable Technologies*]

El desarrollo del componente software se realizó en el lenguaje de programación C++ bajo el entorno *Visual Studio 2008*. Para la implementación de la interfaz de usuario se empleó la herramienta *QtCreator*. Para el almacenamiento y administración de datos se utilizó la librería *SQLite*. En la creación del ambiente virtual fueron requeridas las librerías *OpenGL* y las *APIs* del dispositivo háptico *Phantom-Omni* (*Open HapticsToolkit, Version 3.0*). Adicionalmente, se utilizó el software *Matlab* para generar las trayectorias que el usuario debe seguir con el anillo a través de la interfaz háptica.

El ambiente virtual en el que tienen lugar los ejercicios de seguimiento de trayectorias representó varios retos de construcción. El primero fue la representación matemática de las trayectorias. El segundo la implementación de un campo de fuerza efectivo en todo el volumen de la escena háptica. Es decir, un campo que existe aunque no haya

contacto entre el cursor háptico y los objetos virtuales. Por último, se debió desarrollar un método para cuantificar el nivel de seguimiento de la trayectoria.

2.1 Modelado matemático de las trayectorias

En la mayoría de las aplicaciones para rehabilitación motriz la trayectoria de referencia está constituida a partir de tramos rectos horizontales y verticales, por lo que su modelado matemático es relativamente sencillo [16, 17]. En el presente caso, sin embargo, se requiere generar de manera automática trayectorias curvas. Para cumplir este requerimiento se desarrolló el siguiente algoritmo:

1. Generar $N+1$ números reales entre 0 y 1 con distribución probabilística uniforme. Dichos números serán denominados V_0, V_1, \dots, V_N .
2. Generar la siguiente secuencia de ángulos para valores de i entre 0 y N :

$$\theta_i = \frac{180^\circ}{N} i$$

3. Conformar un conjunto de $N+1$ puntos en el espacio cartesiano a partir de las magnitudes y ángulos obtenidas en los dos pasos precedentes:

$$P_i = \begin{bmatrix} V_i \cos \theta \\ V_i \sin \theta \\ 0 \end{bmatrix}$$

4. Generar una curva de *Bézier* con los $N+1$ puntos obtenidos en el paso anterior:

$$B(s) = \sum_{i=0}^N \frac{N!}{i!(N-i)!} (1-s)^{N-i} s^i P_i \quad s \in [0,1]$$

Cuando la coordenada curvilínea s vale cero, el vector tridimensional $B(s)$ toma el valor P_0 , y cuando s vale uno, $B(s)$ toma el valor P_N . Así, para recorrer la curva $B(s)$ basta darle valores a s que van desde 0 hasta 1. Es importante recalcar que la principal limitación de este algoritmo es que las trayectorias obtenidas son planares y no espaciales.

A diferencia de la interpolación polinómica o la interpolación basada en segmentos cúbicos [18], la curva $B(s)$ no pasa por los puntos intermedios P_1, P_2, \dots, P_{N-1} [18]. Sin embargo, la principal ventaja de las curvas de Bézier es que no requieren de la solución de un sistema N ecuaciones por N incógnitas para el cálculo de sus coeficientes. Dicho sistema de ecuaciones puede presentar problemas de condicionamiento numérico cuando hay puntos con diferentes ordenadas pero con abscisas muy próximas.

2.2. Implementación del campo de fuerza

Como ya fue mencionado, la trayectoria está dotada de un campo de fuerza atractor que ayuda a centrar el anillo. La fuerza del campo se calcula a partir de la siguiente expresión:

$$\vec{Fuerza} = -K * d * a * \vec{V} \quad (7)$$

Siendo K la constante de proporcionalidad, d la distancia del centro del anillo a la trayectoria, a el nivel de asistencia seleccionado, y \vec{V} un vector unitario que indica la normal a la curva en la dirección del centro del anillo. El cálculo de \vec{V} es de fundamental importancia porque permite guiar el cursor háptico hacia el punto adecuado dentro de la trayectoria a seguir. Para encontrar el vector \vec{V} se debe determinar primero el valor de la coordenada curvilínea s que minimiza d (definición de distancia de un punto a una curva).

$$d(s) = \|B(s) - P_{cursor}\|^2 \quad (8)$$

Con P_{cursor} representando un vector en \mathbf{R}^3 con las coordenadas actuales del cursor háptico. Dicho valor se puede obtener gracias a las APIs del dispositivo háptico *Phantom-Omni (Open HapticsToolkit, Version 3.0)* [19]. Si el $d(s)$ mínimo es mayor que cero, la fuerza de atracción aplicada al centro del anillo es no nula. En tal caso el vector \vec{V} se calcula a partir de s que minimiza la ecuación (8):

$$\vec{V} = \frac{B(s) - P_{cursor}}{\|B(s) - P_{cursor}\|}$$

Para el cálculo del campo de fuerza, otro aspecto que debe tenerse en cuenta es el efecto de la gravedad sobre el efector final del dispositivo háptico. Si esto no se corrigiera, el ambiente virtual no presentaría un comportamiento consecuente con los movimientos que el usuario realiza en el mundo real. Otro inconveniente originado por la no compensación de la gravedad es la fatiga muscular asociada a sostener el peso del brazo del dispositivo háptico. Por lo tanto, se creó un vector de magnitud constante que actúa sobre el eje y el ambiente virtual en sentido contrario a la gravedad. La fórmula definitiva del campo de fuerza (10), fue la que además

de calcular la fuerza proporcional a la distancia y tener asociada una variable para cambiar el valor de la constante de proporcionalidad, contenía la adición del vector antigraavedad.

$$\vec{Fuerza} = -K * d * a * \vec{V} + \text{Antigravedad} \quad (10)$$

Para la minimización de (8) se probaron dos algoritmos: el método de Brent y un método exhaustivo.

- *Método de Brent:*

El método de Brent [20] es un algoritmo de minimización que combina la interpolación cuadrática inversa y los métodos de bisección y de la secante; estos dos últimos para generar el siguiente intervalo de interpolación. Para la búsqueda del punto más cercano a la posición del cursor háptico, mediante este método, se debió minimizar la ecuación (8) con respecto a s .

Usando el método de bisección se proporcionaron los intervalos en los que se realiza la búsqueda del mínimo. Como la curva de Bézier se construye con los valores de la variable s entre 0 y 1, y el cursor háptico podría encontrarse cerca de cualquiera de sus puntos, el primer intervalo proporcionado es $[0,1]$ (que comprende toda la curva de Bézier). Un tercer valor es fijado en 0.5 para iniciar las iteraciones. Este valor es producto de la fórmula (9), del método de bisección, donde a_0 y b_0 son los límites del intervalo.

$$c_0 = \frac{a_0 + b_0}{2} \quad (9)$$

Los tres valores $s = 0$, $s = 0.5$ y $s = 1$ se evalúan en la curva de Bézier y se calculan sus distancias hacia la posición del cursor háptico en la fórmula (8). Con las tres parejas de valores $(0, d(0))$, $(0.5, d(0.5))$ y $(1, d(1))$, se calcula una parábola a la que se le halla el punto mínimo. La abscisa de este punto mínimo corresponde a un valor ubicado entre 0 y 1, el cual se evalúa en la curva de Bézier. Posteriormente se calcula la distancia hacia la posición del cursor háptico, distancia que se irá reduciendo a medida que suceden las iteraciones. Con el mismo valor de la abscisa del punto mínimo se calcula un nuevo intervalo de búsqueda. Estas operaciones se repiten hasta que se alcanza una tolerancia que indica la parada del algoritmo.

- *Método exhaustivo:*

Este método consiste en evaluar la ecuación (8) para un número suficientemente grande de valores de s (100

en nuestro caso) y determinar cuál de ellos corresponde al menor valor del escalar $d(s)$.

Para determinar el error introducido por el método exhaustivo en el cálculo de la distancia se realizó la siguiente prueba. Primero se deshabilitó la interfaz háptica y posteriormente se impuso al anillo mediante software una trayectoria conocida y de distancia constante a la trayectoria a seguir. Posteriormente, se calcularon la media y la varianza de la diferencia entre la distancia calculada con el método exhaustivo y la distancia teórica entre las dos trayectorias.

2.3 Medición del desempeño del paciente

La distancia mínima entre la posición del cursor háptico y los puntos de la trayectoria es utilizada también en el método que proporciona una forma de medir el desempeño del paciente en las prácticas. Este método consiste en promediar los cuadrados de las distancias entre el centro del anillo (cursor háptico) y la trayectoria que se desea seguir. El algoritmo que calcula esta desviación promedio cuida que en el cálculo realizado no se ingresen datos indeseados como la repetición de una medida de desviación cuando el paciente mantiene el cursor en un único punto, ya que si se ingresaran todos estos datos repetidos el promedio que se calcula perdería su objetividad y no representaría una confiable medición del desempeño.

Cuando el paciente termina el recorrido de la trayectoria con el cursor háptico, el campo de fuerza se reduce al vector de fuerza de antigravidad; en este punto el cálculo de la desviación promedio también se ha detenido y el valor de éste se encuentra listo para ser almacenado en la base de datos y asignarse al registro del paciente que acaba de realizar el entrenamiento.

Para contribuir al mejoramiento del desempeño del paciente en la realización de los ejercicios, se configuraron mensajes visuales que aparecen dependiendo de la desviación entre la trayectoria y el cursor háptico.

Si la desviación es menor al radio interno del toroide, el mensaje que aparece es “Muy bien” y el toroide se torna de color azul. Si la desviación se encuentra entre el radio interno y externo del toroide, el mensaje es “Cuidado” y el color del toroide cambia a naranja. Cuando la desviación es mayor al radio externo del toroide, éste se torna rojo y el mensaje que aparece es “Anillo fuera de la trayectoria”.

III. RESULTADOS

Para la generación de las trayectorias a seguir dentro del ambiente virtual, se empleó el algoritmo de 4 pasos descrito en la sección precedente. Este método fue implementado en un principio en Matlab para contar con la facilidad de generar diferentes perfiles de curvas de Bézier, mediante la distribución uniforme de puntos en el plano siguiendo un patrón semicircular. Como se tienen cinco entornos de entrenamiento, se eligieron las cinco curvas de Bézier que se presentan en la Fig. 4.

El campo de fuerza en cada uno de los cinco entornos virtuales comienza a actuar cuando el cursor háptico representado por un anillo se encuentra cerca del extremo de la trayectoria etiquetado como “Inicio”, y se desactiva cuando se ha alcanzado el extremo denotado como “Fin”. En este punto, al igual que antes de comenzar la trayectoria, la fuerza generada por el dispositivo háptico corresponde solamente al vector de compensación de la gravedad.



Fig. 4. Trayectorias generadas con el algoritmo propuesto por los autores. Estas cinco curvas se generaron en Matlab y posteriormente fueron incluidas en la aplicación desarrollada.

Tabla 1. Media y varianza del error (en milímetros) asociado al método exhaustivo en el cálculo de la distancia del centro del anillo a cada una de las 5 trayectorias presentadas en la Fig. 4.

Número puntos utilizados en evaluación de trayectoria	Trayectoria 1		Trayectoria 2		Trayectoria 3		Trayectoria 4		Trayectoria 5	
	Media (mm)	Varianza	Media (mm)	Varianza	Media (mm)	Varianza	Media (mm)	Varianza	Media (mm)	Varianza
50	2,38	2,31	1,71	2,13	1,25	0,58	2,20	1,51	2,57	1,13
100	1,11	0,62	1,06	0,66	0,92	0,27	0,67	0,66	0,92	0,55
500	0,15	0,01	0,28	0,01	0,11	0,01	0,18	0,02	0,21	0,02

La distancia mínima entre la posición del cursor háptico y la trayectoria deseada se utiliza en dos aspectos del ambiente virtual. Uno de ellos es el cálculo del campo de fuerza y el segundo en el método que proporciona una manera de medir el desempeño del paciente en el entrenamiento. Para el cálculo de esta distancia mínima se exploraron dos métodos, el de Brent y el exhaustivo.

El error introducido por el método exhaustivo en el cálculo de la distancia se puede apreciar en la Tabla 1. Aquí se incluyen los resultados para las cinco trayectorias presentadas en la Fig. 4. Cuando se intentó aumentar el número de puntos por encima de 700 se observaron bloqueos en el software. Este bloqueo, debido a la carga computacional, es dependiente de la máquina en que se ejecute el software (en este caso un PC Dell Vostro 470 con tarjeta gráfica NVIDIA GT640).

En la Fig. 5 se observa un ejemplo donde las aproximaciones parabólicas sucesivas del método de Brent convergen después de sólo 10 iteraciones hacia el mínimo global de la curva.

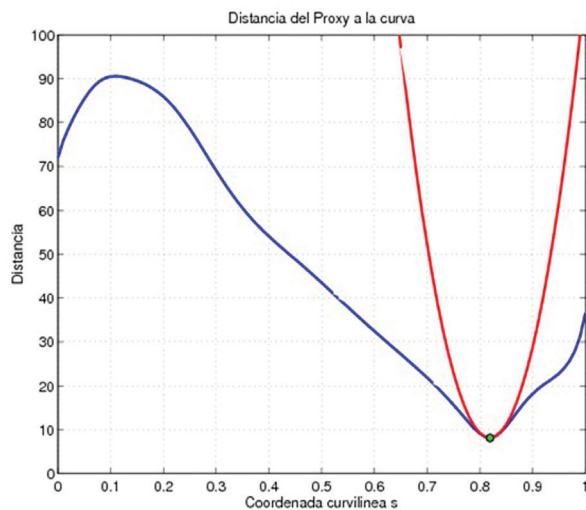


Fig. 5. Distancia mínima hallada exitosamente después de 10 iteraciones al aplicar el método de minimización de Brent.

En la Fig. 6 se muestra un caso donde el algoritmo de Brent converge al mínimo local ubicado en $s = 0.75$ y no al mínimo global de la función ($s = 0.8906$).

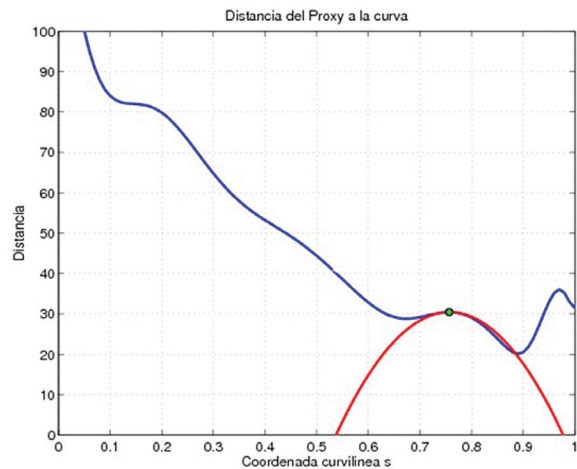


Fig. 6. Convergencia del método de minimización de Brent hacia el mínimo local ubicado en $s = 0.75$.

En el caso del método exhaustivo el algoritmo siempre encuentra el mínimo global de la función definida por la ecuación (8). En la Fig. 7 se muestra la distancia mínima hallada mediante el método exhaustivo; en la parte superior de esta figura se observa la curva de Bézier y el punto que representa la posición del cursor háptico.

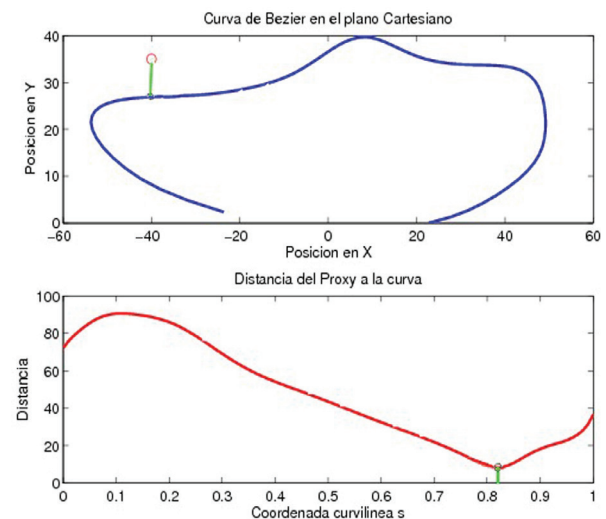


Fig. 7. Distancia mínima hallada mediante el método exhaustivo.

IV. DISCUSIÓN

Para abordar los retos que suponía la construcción del ambiente virtual de entrenamiento, se realizaron pruebas a varios métodos que atacaban un mismo problema. Este es el caso de la generación de trayectorias y de la determinación de la distancia mínima entre el cursor háptico y la curva, esencial para la implementación del campo de fuerza.

En la construcción de trayectorias se analizaron los métodos de la interpolación polinomial y el de las curvas de Bézier. Luego de estudiar ambos métodos, se decidió utilizar el de las curvas de Bézier debido a su simplicidad. Este no requiere resolver un sistema algebraico de ecuaciones sujeto a problemas de condicionamiento numérico.

Además, las trayectorias modeladas mediante el método de interpolación polinómica no pueden presentar curvas en las que el eje y tome dos valores diferentes para un mismo valor de x . Por lo tanto estas tendrán un comportamiento definido por leves cambios de dirección y sin presentar descensos en línea recta, reduciendo la variedad de perfiles de trayectorias que se puedan generar.

De los dos métodos utilizados para hallar la distancia mínima entre la posición del cursor háptico y la trayectoria, se logró un mejor resultado con el método exhaustivo. El método de Brent itera (realiza las aproximaciones parabólicas sucesivas) hasta que el error relativo se hace menor o igual a una tolerancia predeterminada. El número de iteraciones requerido para alcanzar dicha tolerancia varía entre 10 y 15 dependiendo de la trayectoria a seguir y de la ubicación del cursor háptico. En el caso del método exhaustivo, se calcula la distancia del cursor háptico hasta 101 puntos diferentes de la trayectoria a seguir y posteriormente se evalúa cuál de ellos es el más cercano al centro del anillo. Estos 101 puntos son obtenidos evaluando el polinomio de Bézier que describe la trayectoria a seguir en valores de la coordenada curvilínea s , valores que van desde 0 hasta 1 con pasos de 0.01. Así, en el método exhaustivo el número de evaluaciones de la función objetivo es siempre el mismo. Sin embargo, con este método no es posible conocer de antemano el error asociado al cálculo del mínimo. Por otro lado, el método de Brent, a pesar de requerir menos evaluaciones de la función objetivo, presenta un problema fundamental, la convergencia al mínimo global de la función no está garantizado (ver Fig. 6). En la Fig. 6 se muestra un ejemplo donde el método converge a un mínimo local. En tales casos, el cálculo de la distancia entre el centro del anillo y la trayectoria es errado. Este último aspecto, fue definitivo en la selección del método.

V. CONCLUSIONES

Se presentó una aplicación software que permite almacenar y administrar información, además de proporcionar un ambiente virtual diseñado con el propósito de servir como medio para la realización de actividades destinadas a trabajar aspectos propios de la motricidad fina, como coordinación ojo-mano, manipulación de la mano e integración oculo-motora.

El método de curvas de Bézier proporciona una forma sencilla para el modelado de trayectorias en un ambiente virtual. Para la creación de una trayectoria mediante la implementación de este método no se necesita de una gran cantidad de coordenadas para definir su curso, ni dar solución a un sistema de ecuaciones para hallar los coeficientes que definen la fórmula de una curva en particular. Estas características lo convierten en un método robusto y eficiente, incluso para aplicaciones que requieran acceder a cada punto que conforma la curva, en tiempo real.

En la determinación del punto de la trayectoria que se encuentra más cercano a la posición del cursor háptico se probaron dos métodos para minimizar la distancia del cursor háptico a la trayectoria a seguir. Estos métodos fueron el de Brent y el exhaustivo. El problema con la implementación del método de Brent es que el algoritmo no siempre converge hacia el mínimo global de la función.

El desarrollo de aplicaciones que incluyen dispositivos para ejercitación de miembros superiores e inferiores debe considerar el efecto de la gravedad para que el peso de las herramientas no cause fatiga muscular en los pacientes. En el campo de fuerza implementado en la aplicación desarrollada en este trabajo se incluyó un vector de magnitud constante destinado a contrarrestar el efecto de la gravedad; de esta manera se contribuye a la precisión en la asistencia guiada sobre la trayectoria y se evita que el peso del brazo del dispositivo sea soportado por el paciente.

A corto plazo se espera evaluar la capacidad del software para mejorar el desempeño motriz de una población de individuos sanos. Adicionalmente se espera extender el algoritmo de generación de trayectorias de 2-D a 3-D. A mediano plazo se espera realizar un estudio sobre las patologías y en qué estadio de estas se puede aplicar la herramienta desarrollada.

AGRADECIMIENTO

Los autores del presente documento manifiestan sus más sinceros agradecimientos a la Universidad

del Cauca y a la Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones por el apoyo brindado durante la realización de este proyecto. De igual manera, se resalta la valiosa colaboración de los revisores de este artículo quienes, gracias a sus observaciones, permitieron enriquecerlo y dieron al grupo de trabajo ideas para futuras investigaciones.

REFERENCIAS

- [1]. Gorgatti M.G., Böhme M.T.S. Autenticidade científica de um teste de agilidade para indivíduos em cadeira de rodas. *Revista Paulista de Educação Física*. 17 (1), 41-50, 2003.
- [2]. Malouin F., Richards C.L., McFadyen B., Doyon J. Nouvelles perspectives en réadaptation motrice après un accident vasculaire cérébral. *Médecine Sciences*. 19(10), 994-998, 2003.
- [3]. Koenig S.T., Dunser A., Bartneck C., Dalrymple-Alford J.C., Crucian G.P. Development of virtual environments for patient-centered rehabilitation. *International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*. 1-7, 2011.
- [4]. Levin M.F., Sveistrup H., Subramanian, S.K. Feedback and virtual environments for motor learning and rehabilitation/ Rétroaction et environnement virtuel pour l'apprentissage moteur et la rééducation. *Rehabilitation: The contribution of virtual reality/Rééducation: contribution de la réalité virtuelle*. F. G. Lestienne (Ed). 19-36, 2010.
- [5]. Burdea G. Key Note Address: Virtual Rehabilitation-Benefits and Challenges. *First International Workshop on Virtual Rehabilitation*, Lausanne, Suiza, 2002.
- [6]. Holden M.K. Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review. *Cyberpsychology & Behavior*. 8(3), 187-211, 2005.
- [7]. Rose F.D., Attree E.A., Brooks B.M., Parslow D.M., Penn P.R. Training in virtual environments: transfer to real world tasks and equivalence to real task training. *Ergonomics*. 43(4), 494-511, 2000.
- [8]. Todorov E., Shadmehr R., Bizzi E. Augmented Feedback Presented in a Virtual Environment Accelerates Learning of a Difficult Motor Task. *Journal of Motor Behavior*. 29(2), 147-158, 1997.
- [9]. Webster J.S., McFarland P.T., Rapport L.J., Morrill B., Roades L.A., Abadee P.S. Computer-assisted training for improving wheelchair mobility in unilateral neglect patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 82(6), 769-775, 2001.
- [10]. Jaffe D.L., Brown D.A., Pierson-Carey C.D., Buckley E.L., Lew H.L. Stepping over obstacles to improve walking in individuals with post stroke hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 41(3A), 283-292, 2004.
- [11]. Broeren J., Bjorkdahl A., Claesson L., Goude D., et al. Virtual rehabilitation after stroke. *Studies in health technology and informatics*. 139, 77-82, 2008.
- [12]. Sveistrup H., McComas J., Thornton M., Marshall S., Finestone H., McCormick A., Babulic K., Mayhew A. Experimental studies of virtual reality-delivered compared to conventional exercise programs for rehabilitation. *Cyberpsychology Behav*. 6(3), 245-249, 2003.
- [13]. Hayward V., Maclean K.E. Do it yourself haptics: part I. *IEEE Robotics and Automation Magazine*. 14(4), 88-104, 2007.
- [14]. Loureiro R., Amirabdollahian F., Coote S., Stokes E., Harwin W. Using Haptics Technology to Deliver Motivational Therapies in Stroke Patients: Concepts and Initial Pilot Studies. *Proceedings of EuroHaptics Conference*. 2001.
- [15]. Krakauer J.W. Motor learning: its relevance to stroke recovery. *Current Opinion in Neurology*. 19(1), 84-90, 2006.
- [16]. Pernalet N., Gottipati R., Mikkilineni S., Edwards S., McCann E., Yu W., Dubey R. Eye-Hand Coordination Assessment Using a Robotic Haptic Interface. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. New Orleans. 1, 305-310, 2004.
- [17]. Bardorfer A., Munih M., Zupan A., Primozic A. Upper Limb Motion Analysis Using Haptic Interface. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 6, 253-260, 2001.
- [18]. García L.M., Pérez M.J., Sánchez E.A., Figueres M. Matemática Asistida por Ordenador, MAO, 2001, Editorial Universidad Politécnica de Valencia.
- [19]. Programmer's Guide Open Haptics Toolkit Version 2.0. SensAble Technologies, Woburn, Manual de Usuario 2005.
- [20]. Zhang Z. An improvement of the Brent's Method. *International Journal of Experimental Algorithms*. 2, 21-26, 2011.