



Tecné, Episteme y Didaxis: TED

ISSN: 2665-3184

revistated.fct@gmail.com

Universidad Pedagógica Nacional
Colombia

Sarmiento Vela, Luis Carlos; Páez, John Jairo; Sarmiento, Jhon Freddy
Prótesis mecatrónica para personas amputadas entre codo y muñeca
Tecné, Episteme y Didaxis: TED, núm. 25, enero-junio, 2009, pp. 22-40

Universidad Pedagógica Nacional
Bogotá, Colombia

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=614265305004>

- ▶ Cómo citar el artículo
- ▶ Número completo
- ▶ Más información del artículo
- ▶ Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Prótesis mecatrónica para personas amputadas entre codo y muñeca

Luis Carlos Sarmiento Vela*

John Jairo Páez**

Jhon Freddy Sarmiento***

Artículo recibido: 12-12-2008 y aprobado: 29-10-2008

Mechatronics prosthesis for people who were amputated between hand and elbow

Resumen: La Organización Mundial de la Salud estima que 500 millones de personas en el mundo, es decir el 10% de la población, tiene algún tipo de discapacidad¹. Además, en la mayoría de países en conflicto se calcula que esta cifra podría alcanzar el 18% de la población total. De acuerdo con los datos arrojados por el Censo General 2005, realizado por el DANE, aproximadamente 2.640.000 presentan alguna limitación permanente, lo cual equivale al 6,4% del total de la población colombiana y la fracción de personas en condición de discapacidad con limitaciones permanentes para usar brazos y manos es de 14,9%.²

Para enfrentar este problema se han desarrollado tres tipos de prótesis: prótesis estéticas (donde solo interesa la apariencia física), prótesis funcionales pasivas (que se ajustan en movimientos de prensión específicos) y prótesis funcionales activas (que utilizan energía externa, son mecatrónicas y están controladas por señales bioeléctricas). Sin embargo, hay dos aspectos decisivos para que el paciente use o no la prótesis; el primero, es la facilidad de control para generar los diferentes procesos de aprendizaje motor en el desarrollo de tareas de manipulación, de forma que no se convierta en un problema para el paciente; y el segundo, es la semejanza estética y funcional (biométrica) de la mano.

Por este motivo el presente trabajo, que sigue la línea de investigación en ayudas aumentativas para discapacitados, realiza un aporte en la búsqueda continua de alternativas tecnológicas que mejoren la autonomía de los sujetos a través del desarrollo de prótesis, con su respectiva metodología en la adaptación del nuevo miembro por medio del aprendizaje de rutinas motoras.

Abstract: The World Health Organization estimates that 500 million people worldwide, in the 10% of the population has some form of disability. Moreover, in most countries in conflict are estimated that this figure could reach 18% of the total population. According to data produced by the 2005 General Census, conducted by DANE, about 2,640,000 have any permanent restrictions, which amounts to 6.4% of the Colombian population and the fraction of people with a disability constraints they face to use arms and hands is 14.9%.

To address this problem in the world have developed three types of prostheses: prosthetic aesthetic (where only interested in physical appearance), passive functional prostheses (which are in accordance with movements in picking specific) and functional prostheses active (external power controlled by mechatronic bioelectrical signals). However, there are two crucial aspects for the patient or not use the prosthesis, the first is the control easiness to generate the different processes of motor learning in the development of manipulation tasks, so it does not become a problem for the patient and the second is the aesthetic and functional similarity (biomechanics) from the hand. For this reason the present work in the area of research in augmented assistance for the disabled, made a contribution in the continued search for alternative technologies that enhance the autonomy of the subject through the development of prostheses with their methodology in the adaptation of new member by learning routines motor.

* Profesor Universidad Pedagógica Nacional. Correo electrónico: Lcsv100@yahoo.com,

** Profesor Universidad Pedagógica Nacional. Correo electrónico: jjpaez@pedagogica.edu.co,

*** Profesor Universidad Pedagógica Nacional. Correo electrónico: jfsarmi@gmail.com.

■ Resumen (cont.): El proyecto tiene como objetivo evaluar la interacción de una prótesis mecatrónica, controlada por señales mioeléctricas o por señales de voz emitidas por una persona con amputación traumática a nivel del tercio distal del codo, que le permita aprender a realizar de forma más eficiente y eficaz la actividad motora de procesos prenseiles de precisión. Esto es de gran importancia a nivel cognitivo, ya que la mano permite crear un sistema de auto representación y es un punto de convergencia en el sistema de retroalimentación visual y propioceptiva (percepción de la propia posición), esto se debe a la relación de manipulación – identificación – transformación de objetos, que ofrece al cerebro nuevos modos de aproximarse a tareas anteriores y la posibilidad de emprender otras nuevas.

La investigación busca determinar, entre las señales de voz y las señales mioeléctricas generadas por la persona discapacitada, cual sistema es más eficiente y eficaz como señal de control. El diseño y construcción de la prótesis corresponde a una mano pentadigital con 8 GDL con movimientos de muñeca y mano. El método utilizado para el reconocimiento de voz utiliza procesos de visión artificial, y para el proceso de reconocimiento de patrones se seleccionó una red neuronal PNN. En el segundo caso, se tomó la señal mioeléctrica de un músculo, utilizando para el proceso de reconocimiento un modelo que maneja un contador. La experimentación se desarrolló con dos sujetos aplicando la metodología de estudio de caso.

Palabras clave: Prótesis de manos, biomecánica, mano pentadigital, reconocimiento de voz, señales mioeléctricas, aprendizaje motor, esfuerzo cognitivo.

■ Abstract (cont.): The project aims to assess the interaction of a mechatronic prosthesis controlled by signals or signs myoelectric voice emitted by a person with a traumatic amputation of the distal third of the elbow to allow it to learn to make them more efficient and effective motor activity Precision prehensile processes. This is of great importance to cognitive level and that the hand creates a system of self-representation is a point of convergence in the visual feedback and proprioceptive (perception of one's own position). Due to the handling - identity - the conversion of objects, the brain provides new ways of approaching tasks above and the possibility of new ones. The investigation seeks to determine the signals mioeléctric and voice signals generated by disabled person, which system is more efficient and effective as a control signal. The design and construction of the prosthesis is a hand with 8 GDL pentadigital movements of wrist and hand. The method used for speech recognition using machine vision processes, the process of pattern recognition neural network were selected PNN. In the second case was a signal mioeléctrica muscle, the recognition process is a model that uses a counter. The experiment was conducted with two subjects with the methodology of case study.

Key words: Prosthetic Hand, biomechanics, hand pentadigital, voice recognition, signal myoelectric, motor learning, cognitive effort.

Introducción

El presente artículo, describe el proyecto de investigación desarrollado en la Universidad Pedagógica Nacional durante el año 2007 por el grupo de investigación TECNICE, titulado “Aprendizaje de actividades motoras en procesos prensiles con el uso de una prótesis mecatrónica controlada por señales mioeléctricas y de voz, en personas amputadas entre codo y muñeca”.

Según el DANE¹, la discapacidad es un término genérico que incluye déficit, deficiencias o alteraciones en las funciones y/o estructuras corporales, limitaciones en la actividad y restricciones en la participación. Indica los aspectos negativos de la interrelación entre un individuo (con una condición de salud) y sus factores contextuales (definición tomada de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud, CIF , aprobada por la Organización Mundial de la Salud, en septiembre de 2001).

Según Wilson (2000), la mano ha sido la compañera fundamental del cerebro para convertir el pensamiento en acción, en ella, las ideas se traducen mecánicamente en acciones, estimulando así la construcción cerebral de nuevos programas motores, rediseñando caminos

sinápticos, procesando datos visuales para crear formas de movimiento, cambiando planos de referencia, creando representaciones jerárquicas para configurar los procesos perceptuales útiles en el control de movimientos. En este sentido, la mano cumple las siguientes funciones:

Función lingüística: la interacción en los seres humanos se ha basado en una correspondencia precisa entre una serie de signos que exige una manipulación de símbolos, generados en gran medida por la mano, esta relación es la que vincula la función manual con la del lenguaje, que a su vez implica una estrecha relación con el pensamiento.

Función dinámica: el sistema biomecánica -mano- antebrazo, permite el despliegue, en tiempo real, de un proceso cerebral que involucra el cambio de diferentes parámetros, estos cambios pueden ser de orden perceptual, espacial y cinético. Perceptual, ya que las representaciones jerárquicas reconfiguran los procesos del control de movimiento. Espacial, el entrenamiento de coordinación mano-ojo depende de la destreza motora que está bajo la tutela del control visual, ya que tiene funciones de orientación porque procesa datos (visuales) para crear formas dinámicas en relación al movimiento, lo que guía la preformación de la mano con el objeto del que se ejercerá una tarea anticipada antes de entrar en contacto. Y cinético, porque el entrenamiento de coordinación mano-ojo produce cambios en los planos de referencia continuos del cuerpo y movimientos de los planos de referencia de los objetos basados en ecuaciones fundamentales como: Distancia = Velocidad x Tiempo. En el proceso cinético, las células bimodales constituyen un

1 Según el DANE la discapacidad es un término genérico que incluye déficit, deficiencias o alteraciones en las funciones y/o estructuras corporales, limitaciones en la actividad y restricciones en la participación. Indica los aspectos negativos de la interrelación entre un individuo (con una condición de salud) y sus factores contextuales. Definición tomada de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud, CIF , aprobada por la Organización Mundial de la Salud, en septiembre de 2001 .

Desde <http://www.discapacidad.gov.co/estadisticas/index.htm>

enlace fundamental para la coordinación de los movimientos del ojo y del sistema mano-muñeca-brazo.

Función interactiva: el sistema biomecánica-mano-antebrazo, actúa en estrecha relación con el cerebro, se puede pensar que el cerebro habla a la mano como la mano habla al cerebro, esto es evidente en casos como la fabricación de herramientas, donde la mano no solo sirve para explorar, sino que es además separadora, conjuntora, enumeradora, ensambladora e instigadora del lenguaje. De hecho algunos estudios reflejan que la fabricación de herramientas es la base cognitiva del lenguaje. Wilson (2000).

Esta relación aumenta los procesos cerebrales, ya que presenta mayor cantidad de opciones para crear continuamente nuevos tipos de programas motores, que deben ser recalibrados continuamente para regular los tiempos de comutación on/off en los movimientos, éstos, exigen práctica, porque el sistema nervioso tiene que memorizar las instrucciones que da a los músculos para que el movimiento pueda responder a un sistema de activación tan complejo y, una vez perfeccionado, tan flexible. Este control de actividades produce una curva de aprendizaje que genera estrategias neurológicas (rutinas A, B, C...) para movimiento y una vez aprendidos los movimientos es muy poco el control sensorial que se necesita y simplemente llama la rutina ya aprendida.

Función mecánica: (herramienta general/herramienta específica), los movimientos de las manos poseen unos objetivos de prensión bien definidos dentro de los límites permitidos, para conseguirlos, se permite una iniciativa variada del sistema cerebral (inicialmente de carácter exploratorio), pero

guiada por las rutinas neurológicas establecidas.

La relación entre ciencia cognitiva y creación de prótesis establece un campo de estudio, en el área de ayudas aumentativas para discapacitados, en función del aprendizaje motor, porque la mano (en este caso la prótesis) es gestora de distintas funciones cognitivas como la reformulación, que permite al cerebro encontrar nuevos o diferentes caminos para enfrentar un problema que el cuerpo ya tenía solucionado, con una rutina previamente creada, durante el uso de la prótesis; otra función cognitiva que se desarrolla es la del principio de recursión, que permite generar subrutinas en el momento de interactuar con la prótesis cuando se deseé realizar una manipulación de precisión o de fuerza; también se puede contar entre las funciones cognitivas, los procesos de memoria, que se presentan cuando el sujeto genera rutinas de problemas enfrentados anteriormente para controlar la prótesis en la solución de una tarea. Wilson (2000).

En una situación normal por ejemplo, cuando el brazo se mueve para sujetar una pesa de 1 Kg, nuestros ojos ven a la mano agarrar la pesa y nuestros músculos sienten el esfuerzo (es la referencia o retroalimentación visual y propioceptiva de la acción, que también viaja hacia el homúnculo motor). Allí se comparan la copia eferente y la referencia, si coinciden, el sistema motor decide que la meta ha sido alcanzada, si no coinciden, el sistema sabe que la meta no ha sido lograda.

Sujetar objetos, es un comportamiento motor complejo que requiere la capacidad para configurar la mano de acuerdo con la forma de un número

potencialmente ilimitado de objetos conocidos y desconocidos (Craighero y col., 1998). Las características físicas del objeto, como el tamaño, la forma o la orientación, deben ser percibidas y usadas para seleccionar la forma más apropiada de la mano. Esta transformación visomotora puede hacerse a través de una ruta directa entre propiedades visuales del objeto y movimientos de coger específicos y predeterminados, de un repertorio de programas motores.

Como la actividad de la mano es constante, el esquema corporal se enriquece con el uso de la prótesis, de manera que un dato no puede considerarse inmutable una vez construido y adaptado, sino maleable dentro de su relativa permanencia. A esto se refiere Ajuriaguerra (2002), cuando afirma que el esquema corporal, con el aporte de las sensaciones táctiles, cinestésicas y visuales “realiza una construcción activa que maneja constantemente datos actuales y pasados, la síntesis dinámica que proporciona a nuestros actos y a nuestras percepciones, el marco espacial de referencia donde toma su significación” (citado de Murcia, 1990).

El esquema corporal puede considerarse como una estructura que evoluciona siguiendo el principio de jerarquización, director del desarrollo de la actividad mental, según el cual las funciones más recientes se asientan sobre las más antiguas e incluye cuatro etapas en su desarrollo: la de movimientos espontáneos, la sensorio-motora, la perceptivo motora y la de proyección simbólica y representación. Le Boulch (1973), lo definió como “una intuición global o conocimiento inmediato que nosotros tenemos de nuestro propio cuerpo, tanto en estado de reposo como

en movimiento, en relación con sus diferentes partes y, sobre todo, en relación con el espacio y con los objetos que nos rodean”.

Coste (1980) aclara la construcción y manifestación del principio de jerarquización, tratándolo como “El resultado de la experiencia del cuerpo de la que el individuo toma, poco a poco, conciencia y constituye la forma de relacionarse con el medio con sus propias posibilidades”. Por tanto, el esquema corporal no se da con el nacimiento, sino que se va construyendo por medio de múltiples experiencias motrices, a través de las informaciones sensoriales (propioceptivas, interoceptivas y exteroceptivas) de nuestro cuerpo. En este sentido, Wallon (1959) afirma que la construcción reside en hacer concordantes las percepciones visuales y cinestésicas (también posturales) de nuestro cuerpo.

El esquema corporal constituye un patrón al cual se refieren las percepciones de posición y colocación (información espacial del propio cuerpo) y las intenciones motrices (realización del movimiento de la prótesis), poniéndolas en correspondencia. En otras palabras, teniendo una adecuada representación de la situación del propio cuerpo se pueden emplear de manera apropiada sus elementos para la realización de una acción ajustada al objetivo que se pretende. La conciencia del cuerpo nos permite elaborar voluntariamente la planificación del movimiento (preformación de la prótesis) antes de su ejecución logrando controlar y corregir los movimientos.

Problema de investigación

La presente investigación busca evaluar la eficiencia y eficacia en el aprendizaje

de actividades motoras de prensión, mediante una prótesis mecatrónica como ayuda aumentativa para discapacitados con amputación entre el codo y la muñeca. Partiendo de este principio se define la investigación a partir de la siguiente pregunta:

¿Es capaz una persona con amputación traumática a nivel entre el codo y la muñeca, de aprender a realizar la actividad motora, en procesos prensiles de precisión, de forma más eficiente y eficaz, utilizando una prótesis de mano que toma señales mioeléctricas del propio cuerpo, o con la misma prótesis pero utilizando señales provenientes de su propia voz?

Objetivos

- Diseñar y construir una mano protésica que permita a una persona discapacitada con amputación traumática entre el codo y la muñeca, realizar procesos prensiles de precisión tomando señales mioeléctricas del propio cuerpo.
- Diseñar y construir una mano protésica que le permita a una persona discapacitada con amputación traumática entre el codo y la muñeca, realizar procesos prensiles de precisión tomando señales de su propia voz.
- Evaluar el proceso de aprendizaje y apropiación de la prótesis en términos del número de intentos de prensión (exitosos y no exitosos), y del tiempo requerido para resolver las tareas propuestas de actividad motora de prensión.
- Identificar las estrategias cognitivas utilizadas por la persona discapacitada, en el momento en que resuelve los problemas de prensión utilizando la prótesis propuesta.
- Construir y evaluar un modelo de entrenamiento que garantice la apropiación de la prótesis por parte de la persona discapacitada.

Antecedentes

En la Universidad de Tokio, el grupo de investigación conformado por Ito, Kondo y Shibuta, desarrolló el trabajo de investigación “Aprendizaje motor entre el cuerpo, herramientas y sistemas del entorno”. En este trabajo se presenta un nuevo método de aprendizaje basado en el refuerzo que se obtiene con el desarrollo de tareas que relacionan la herramienta a manejar con los patrones de movimiento de la mano para llegar al objetivo.

La investigación parte de la posibilidad de aprender nuevas actividades motrices y de ver la repetición de una actividad motora como elemento fundamental para el desarrollo de la práctica o de la destreza motriz. En este sentido, el individuo crea una dinámica entre las emociones, el cuerpo y la herramienta, de tal forma que el control de la herramienta se integra armónicamente al movimiento del cuerpo. Para lograr esto, se requiere de la intervención del sistema nervioso central en los respectivos mecanismos de control del movimiento espacio-temporal, para que se dé un ajuste a la dinámica de los diferentes entornos.

Según lo planteado en la investigación, el cuerpo tiene incidencia directa en el sistema de grados de libertad humana. A pesar de esto, su interacción con la herramienta produce, por una parte, una dinámica externa, para el desarrollo de tareas conjuntas en el medio ambiente, y por otra, una dinámica interna para el desarrollo del control. El objetivo que Ito et al se planteaban era evidenciar que el aprendizaje motor corresponde al ajuste de mecanismos de control, internos y externos, para que el cuerpo, la herramienta y el entorno per-

mitan el desarrollo de problemas y, en esta medida, el empleo de muchos tipos de herramientas para lograr diversas tareas de la vida cotidiana.

En el presente artículo, se ha tratado el aprendizaje motor de los sistemas del entorno cuerpo-herramienta, demostrando que el método propuesto de aprendizaje podría lograr recrear, tanto la posición de la herramienta, como el patrón de movimiento basado en el refuerzo del aprendizaje. Además, se demostró que conducir la prótesis a determinada posición tenía una incidencia significativa en los modelos del movimiento y en las tasas de aprendizaje, en virtud de la interacción con el entorno.

Estudios de imágenes de resonancia magnética funcional (fMRI), que utilizan una variedad de paradigmas con imágenes y movimientos, han permitido identificar relaciones entre ciertas regiones cerebrales y el empleo de la herramienta, por ejemplo, la región ventral premotora representa el uso de la herramienta asociado con la acción. Además, se reveló que el cerebro también contribuye a la representación de la herramienta a través del almacenamiento de información acerca de la propiedad de entrada-salida de cada herramienta.

En la Universidad de Valladolid, el grupo de investigación del Hospital Clínico desarrolló el trabajo de investigación "Entrenador mioeléctrico de Prótesis para amputados de brazo y mano". La investigación presenta un sistema que busca desarrollar un proceso de aprendizaje y de determinación de la adecuación del sujeto a los sistemas mioeléctricos. La prótesis que el paciente acciona en este caso, es una representación tridimensional de una mano. Está

justificado que este procedimiento de aprendizaje es muy apropiado para niños amputados, debido a que este sistema se asimila como un juego de ordenador, eliminando la sensación de rechazo inicial que supone la colocación de un elemento extraño (la prótesis).

En el proyecto se emplearon equipos de adquisición de señales de electromiograma de desarrollo propio, un ordenador compatible convencional y un conjunto de programas que controlan el sistema; además, se distinguieron los patrones de electromiograma y se representó una imagen en tres dimensiones de una prótesis de mano. También se definió un protocolo de ensayos sobre los pacientes y se registraron los datos sobre su evolución.

El sistema se probó con dos personas sin amputación que han realizado entrenamientos con éxito, consiguiendo controlar apertura y cierre de la mano y giro de la muñeca en ambos sentidos. Tan sólo se empleó la señal de dos canales diferenciales de electromiograma registrados en dos músculos antagonistas del brazo y se puede ampliar la funcionalidad del sistema. Estos sistemas son adecuados para valorar la utilidad de una prótesis mioeléctrica en un paciente y realizar aprendizajes previos sobre su uso. El bajo costo y la sencillez del sistema permiten la posibilidad de que pueda ser utilizado en el domicilio del paciente, facilitando y acortando el período de aprendizaje.

Se tuvieron en cuenta, para el diseño de la prótesis propuesta, diferentes diseños de manos artificiales aplicados a la robótica como, por ejemplo, el de la compañía Shadow Robot, que desarrolló una mano pentadigital con 24 GDL en el año 2003. El sistema mecánico posee

24 grados de libertad que le brindan la posibilidad de replicar con precisión varios movimientos de la mano. Posee como actuadores 24 músculos neumáticos y sensores de efecto hall. La compañía tiene como objetivo primordial la implementación de esta mano como parte de un sistema robotizado. Este modelo presenta inconvenientes para la aplicación con discapacitados de mano y muñeca debido al volumen, por una parte, de los 24 músculos de aire, y por otra, a la cantidad de electroválvulas neumáticas, a esto se suma el hecho de que se requiere un compresor que alimente el sistema.

También estudió la mano humanoide Tuah, que fue desarrollada en la Universidad de KarlsRuhe. Tenía como propósito directo su implementación en el robot ARMAR, y, respecto a los parámetros de diseño, se pretendió que pudiera tener aplicaciones en el ámbito de la discapacidad. Los tipos de actuadores que utilizó fueron motores ultrasónicos y posee 20 GDL, es pentadigital e incluye movimientos del pulgar y de la palma de la mano, pero su inconveniente es que los actuadores están fuera del espacio de la mano. Dentro de los tipos de agarre que puede realizar esta mano se encuentran la prensión palmar, esférica y lateral.

En el 2001, S. Schulz, C. Pylatiuk y G. Bretthauer del Instituto Applied Computer Science Research Center, de Karlsruhe, Alemania, desarrollaron una mano antropomórfica ultraliviana que posee cinco dedos y trece grados de libertad activados por medio de un pequeño actuador que opera por medio de un fluido. La mano es capaz de tener agarre lateral, agarre esférico, agarre cilíndrico, agarre en forma de trípode y movimiento independiente en cada

dedo. Debido a su reducido peso y a la variedad de movimientos, es ideal para ser aplicada como mano protésica.

La mano Utah fue desarrollada en los años ochenta por el Centro de Diseño en Ingeniería de la Universidad de Utah y el Laboratorio de Inteligencia Artificial del MIT. El objetivo principal de este proyecto era implementar algunas habilidades de la mano humana en un efecto final para un robot, sin embargo, los diseñadores encontraron que era posible su aplicación como brazo protésico. Este sistema ha evolucionado hasta la prótesis Utah 3, que está diseñada para personas que tengan amputación por encima del codo, contiene cinco microprocesadores motorola, 40 conversores D/A y 320 conversores A/D que permiten el movimiento simultaneo del codo, la muñeca y la mano. Las informaciones de entrada para esta prótesis se toman de varios mioelectrodos.

Marco teórico

El aprendizaje motor

El aprendizaje, en general, supone un proceso de modificación de la conducta, más exactamente, un cambio estable de la conducta como consecuencia de la práctica. En el caso del *aprendizaje motor* las conductas modificadas son motoras (Magill, 1988). Dentro de los cambios del aprendizaje motor se encuentran:

- 1. Cambio o Modificación motora.** La Psicología, o Ciencia del Comportamiento, no sólo se limita a registrar los datos del comportamiento humano, también pretende modificarlo en la dirección deseable buscando su eficacia, es en este sentido como el estudio de los procesos de aprendizaje tiene un lugar relevante en la psicología actual, a nivel teórico y

práctico. Las aplicaciones prácticas de los principios del aprendizaje han dado lugar al desarrollo reciente y exitoso de tecnologías psicológicas, como la modificación de la conducta motora, nacida en el ámbito clínico (fisioterapia),

que han extendido su aplicación a otros ámbitos (Rimm & Masters, 1974), como el educativo, siendo aplicadas con éxito en el Deporte y la Educación Física (Oña et al., 1988).

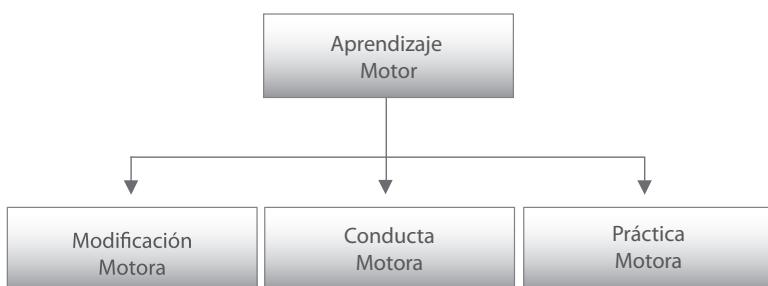


Figura 1. Aprendizaje motor.

2. Conducta motora. La exigencia de operatividad y control del proceso resalta el valor del objeto del aprendizaje; el estudio de la conducta humana obliga a hablar del aprendizaje en términos de parámetros medibles (tasa de conducta): frecuencias, duraciones e intensidades. En el caso de las conductas motoras estos términos se traducen en parámetros como: *fisiológico s* (amplitud electromiográfica), *cinemáticos* (velocidad de desplazamiento) y *cinéticos* (fuerza de agarre).

3. Práctica motora. La práctica es el medio por el cual se consigue el cambio de conducta del aprendizaje motor. Por ello, debe definirse de forma operativa y controlar su aplicación, en consecuencia, se sugiere hablar de unidades *de práctica, de ensayo, de bloque, de sesión*; además de su frecuencia y periodización respecto al descanso. Esto, unido a la importancia que tiene el modelo de procesamiento de la información para explicar los procesos en el aprendizaje motor, hace que cada vez tengan más importancia otras formas de práctica como la imaginada, la modelada, la guiada o la de instrucción verbal.

La necesidad de hacer operativas las conductas motoras implicadas en el aprendizaje, así como su práctica, hace que un elemento previo indispensable para su estudio sea la medida del aprendizaje motor, tanto en el establecimiento de parámetros y técnicas de medida de la conducta motora, como en el seguimiento de su cambio a través de la curvas de aprendizaje y de técnicas estadísticas.

La vigencia en el aprendizaje motor, de los modelos utilizados para explicar los procesos de control motor, hace que el control de la información ocupe un lugar relevante en los procesos de aprendizaje. Asumiendo la tendencia actual (Schmidt, 1988), de considerar la práctica como un proceso de control y manipulación de la información, que tiene como objeto producir la modificación de la conducta motora, es posible entender como la administración de la información, bajo un modelo de servosistema, se ha convertido en elemento central en el estudio del aprendizaje motor. De esta manera, se da un enfoque

integral capaz de sustituir al clásico y restrictivo paradigma del conocimiento de resultados (CR), anotando la importancia, no solo de la información de objetivos o información previa (*feedforward*), sino de la administración de la información acerca de los resultados (*feedback*) producto del ejercicio hecho por el sujeto que aprende.

La distribución de la práctica constituye otro tópico importante que relaciona eficacia del aprendizaje y la fatiga. La eficacia del aprendizaje se mide con relación a la intensidad del cambio de conducta y con el empleo del menor tiempo posible de la práctica para conseguir ese cambio. La práctica y su importancia en el proceso de administración de información, relacionada con la capacidad del sujeto para procesarla, ha hecho énfasis en el sujeto como protagonista de su aprendizaje (Schmidt, 1988; Schmidt & Shapiro, 1986).

La investigación también toma en cuenta otro factor importante, la variabilidad de la práctica en función del aprendizaje de conductas nuevas. (Shea & Morgan, 1979; Magill, 1988) Estas conductas son propias del contexto motor abierto, como los movimientos de prensión y manipulación de objetos. La variabilidad de la práctica, en el fondo, señala la relación entre las habilidades y sus influencias mutuas durante el aprendizaje, lo cual permite estudiar la transferencia, otro de los tópicos clásicos, (que será sutil en el proceso de evaluación y validación) situándolo en el ámbito del control y administración de la información, además de integrarlo con mayor propiedad al proceso (Ellis, 1965).

Gallahue y las fases del desarrollo

Esta sección se dedica a ver desarrollo motor desde una serie de fases que corresponden a la teoría de Gallahue, quién destaca una cronología con momentos concretos del proceso. De acuerdo al modelo teórico propuesto, se da, en un primer momento, la fase de los movimientos reflejos, que abarca desde la etapa prenatal hasta el primer año de vida y, a su vez, se divide en dos estadios; el primero es el estadio de captación de la información, y se desarrolla desde la etapa prenatal hasta los cuatro meses de vida, el segundo, es el estadio de procesamiento, que va de los cuatro meses hasta el primer año de vida.

Un segundo momento en la teoría de Gallahue, es la fase de movimientos rudimentarios, que comprende desde el nacimiento hasta los dos años. Presenta en su estructura interna dos estadios; el primero de ellos hace referencia a la inhibición refleja y contempla desde el nacimiento hasta el primer año; el segundo estadio, de pre-control motor, va del primer al segundo año de vida.

El tercer momento, es la fase de habilidades motrices básicas, y comprende desde los dos hasta los siete años, de esta fase se desprenden tres estadios, el “inicial”, que abarca de los dos a los tres años de vida, el “elemental”, que va de los cuatro a los cinco años, y por último, el estadio “maduro” que va desde los seis hasta los siete años. En este momento hay que abordar la fase de las “habilidades motrices específicas”, que corresponde al estadio transicional, de los siete a los diez años, y al estadio específico, que abarca de los once a los trece años.

Para Gallahue el desarrollo motriz del hombre va de lo simple a lo complejo y de lo general a lo específico, por lo tanto, lograr un proceso motriz complejo implica superar cada una de las fases de esta teoría. Esto supone que el sujeto comienza con unos movimientos de base

que, a medida que aumenta su edad, se tornan más complejos, ubicándose en una determinada fase que exige al sujeto un nivel más complejo en cuanto a sus movimientos. Este proceso se conoce como *transferencia*.

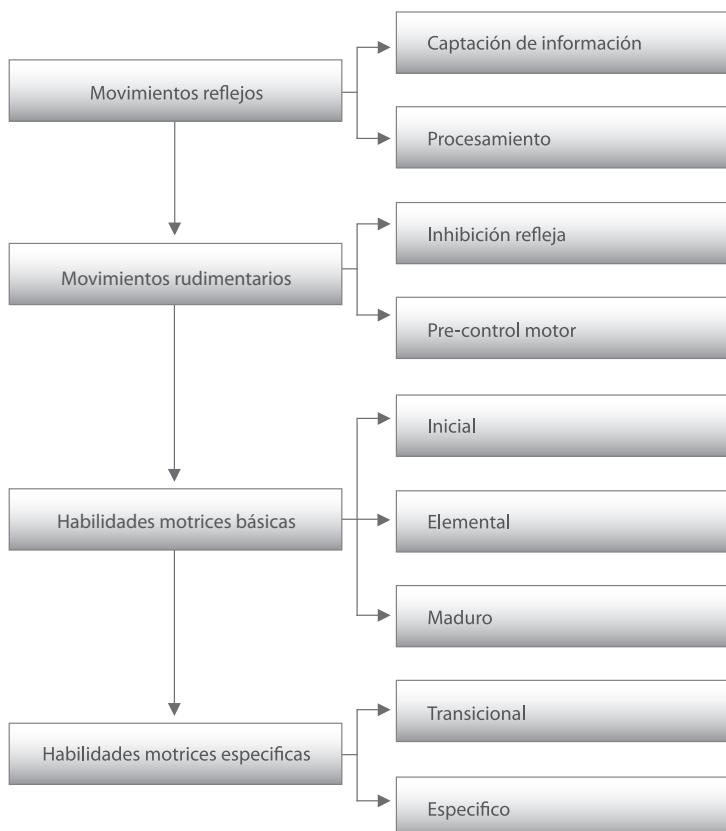


Figura 2. Fases de desarrollo motriz.

Diseño del sistema mecatrónico

El dispositivo mecatrónico está compuesto por un sistema mecánico, un sistema electrónico y un sistema de software que, integrados entre sí, conforman una ayuda aumentativa que permite a la persona discapacitada realizar procesos de prensión. El sistema mecánico está

compuesto de un conjunto de elementos (piezas) construidos en diferentes materiales que, al realizar movimientos relativos entre ellos, conforman un mecanismo de prensión que utiliza los principios de la robótica; estos elementos son activados por medio de actuadores denominados servomotores.

El sistema electrónico está constituido por el conjunto de dispositivos que adaptan y amplifican las señales mioeléctricas, los drivers que activan los servomotores y las interfaces con el computador. El sistema de software se divide en dos grandes bloques, el primer bloque de programación está implementado en Matlab y tiene como función primaria el procesamiento de las señales de voz y las señales mioeléctricas. El segundo bloque de programación está implementado en un microcontrolador con un lenguaje en C. La función de este bloque es recibir la información procesada por las señales mioeléctricas o de voz y, de acuerdo a la toma de decisiones, posicionar los diferentes servomotores para los procesos de prensión.

Sistema mecánico

Para el diseño mecánico de la prótesis se toma como referencia un estudio antropométrico de la mano; se estudia una persona con amputación de mano y muñeca para luego realizar un análisis cinemático y dinámico, de un modelo, que permite configurar los parámetros apropiados para la construcción de la prótesis de mano y muñeca. El diseño de la mano protésica se desarrolla para un hombre adulto con amputación entre codo y muñeca, García (2000).

La prótesis se modela partiendo de la necesidad de realizar los siguientes tipos de prensión con masas hasta de 100 gramos:

Nombre del tipo de Prensión
Tomar un objeto en forma de prensa pentadigital pulpejo lateral
Prótesis abierta posición inicial
Tomar un objeto en forma de prensa bidigital por oposición terminal
Tomar un objeto en forma de prensa palmar esférica pentadigital
Tomar un objeto en forma de prensa digitopalmar

Tabla 1. Tareas de prensión.

De acuerdo a modelos previos, se diseñó un sistema mecánico que inició con una descripción cinemática directa del sistema mecánico de la prótesis con el algoritmo Denavit-Hartenberg (D-H). El modelo cinético se desarrolló por medio del método de Newton Euler, y, con los datos de torque calculados, se identifica un parámetro de los servomotores a utilizar. Craig (2006).

La prótesis se construyó teniendo como puntos de referencia, que el peso fuera el mínimo, la facilidad de mecanizado y el coste mínimo, el resultado fue la elección del aluminio como material idóneo.

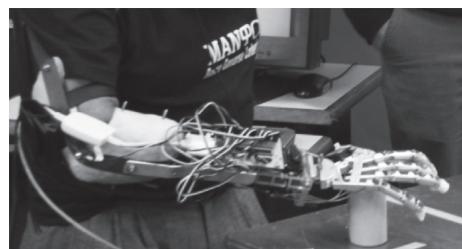


Figura 3. Vista de la prótesis.

Sistema reconocimiento de voz

Para que la persona discapacitada moviera la prótesis se plantearon dos opciones, señales de voz y señales mioeléctricas. En ambos casos se deseaba que la persona pudiera mover la prótesis con las dos opciones planteadas, previendo las ventajas y desventajas de cada sistema. El proceso de reconocimiento de voz se entrenó con cinco sonidos, cuatro para realizar las tareas respectivas y uno para abrir la mano.

La persona discapacitada utilizó un micrófono que captaba las señales

de voz y las envía a un computador utilizando como entrada la tarjeta de audio. El procesamiento parte del espectrograma de la señal de voz, previamente filtrada, que es transformada en imagen para quien requiere de un procesamiento de visión artificial. El reconocimiento de voz se hace por medio de una red neuronal PNN y su procesamiento de voz se programó utilizando el GUI de Matlab. Lee (1988). La señal reconocida por el sistema de procesamiento es enviada por medio del puerto serial a un driver que se encarga de manejar los ocho servomotores que mueven la prótesis.

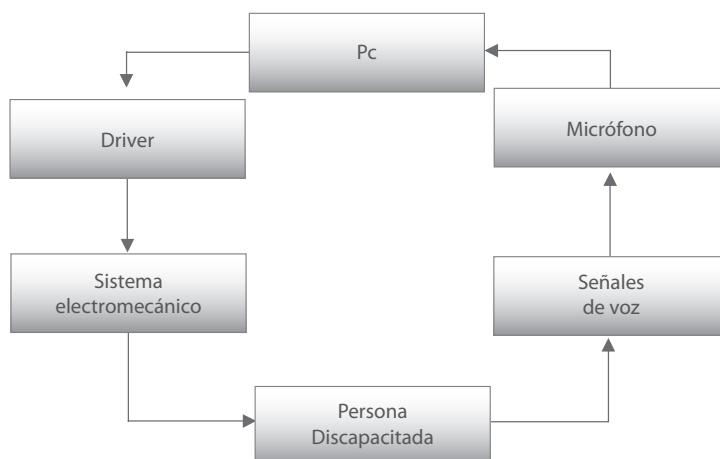


Figura 4. Sistema de reconocimiento de voz.

Sistema de reconocimiento utilizando señales mioeléctricas

El principio de este sistema es tomar una señal mioeléctrica del discapacitado por medio de un electrodo ubicado sobre el flexor común de los dedos. Esta señal es aumentada unas mil veces con un amplificador de instrumentación y capturada por medio de una tarjeta de audio. El proceso de reconocimiento comienza con la activación del músculo seleccionado con un sistema de contador de activación muscular, este

procedimiento parte de contar cinco activaciones de un músculo dentro de un determinado intervalo de tiempo, cuatro para las respectivas tareas y uno para abrir la mano.

A esta señal se le realiza un proceso de filtraje y detección por medio del método de energía, activa un contador, de acuerdo con un valor de umbral, que le permite conocer al sistema, el tiempo y número de conteos que activó el músculo. El valor es enviado por el puerto

serial. El sistema de reconocimiento se programó en Matlab. Nakamura (1997). El driver está compuesto de un microcontrolador que toma la señal serial

enviada por el proceso de reconocimiento y activa los ocho servomotores que mueven la prótesis.

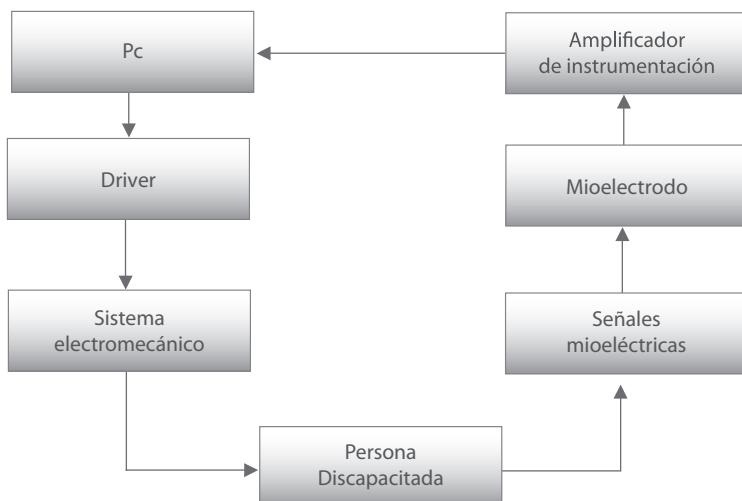


Figura 5. Sistema de reconocimiento con señales mioeléctricas.

Metodología

La metodología de la experimentación desarrollada con la prótesis, es un *estudio de caso* de corte *cuantitativo y experimental*, mediante el que se propuso comparar, en términos de eficiencia y eficacia, el desempeño de una prótesis de mano, por medio de señales de voz o por señales mioeléctricas, en personas con amputación entre el codo y la muñeca. Para esta investigación se contó con la colaboración de Efraín Soler (51 años), con quien se implementó el modelo de entrenamiento con señales mioeléctricas, sin antecedentes de haber utilizado alguna prótesis; y Luis Alfredo Rodríguez de 47 años, quien utiliza una prótesis tipo gancho, con él se desarrolló el modelo de entrenamiento con señales de voz. Hernandez (2002).

Los sujetos de la experimentación desarrollaron las siguientes etapas: etapa de adaptación de la prótesis con el muñón del discapacitado, en la cual, a partir de la impresión en yeso se construye el zócalo con su respectivo sistema de sujeción.

Etapa de captura de la señal para el caso de señales mioeléctricas, en ella, se identifica el músculo activador con los electrodos superficiales y su respectiva referencia hasta lograr un umbral que sea superado durante la contracción muscular. En el caso de las señales de voz, se realiza la grabación de varias palabras, cada una con un mínimo de 10 veces, como archivos WAV. Etapa de asociación entre los movimientos de la prótesis y las señales, para lo cual se asigna un movimiento de acuerdo con un tipo de control, tal como se presenta a continuación:

No de activaciones musculares	Movimiento de la prótesis
1	1 – presa pentadigital pulpejo lateral
2	2 – prótesis abierta, posición inicial
3	3 – presa bidigital por oposición terminal
4	4 – presa palmar esférica pentadigital
5	5 – presa digitopalmar

Tabla 2. Control con señales mioeléctricas.

Señales de voz	Movimiento de la prótesis
zapato	1 – presa pentadigital pulpejo lateral
crepe	2 – Prótesis abierta, posición inicial
titi	3 – presa bidigital por oposición terminal
chss	4 – presa palmar esférica pentadigital
si	5 – presa digitopalmar

Tabla 3. Control con señales de voz.

Etapa de entrenamiento con la prótesis inactiva, en la que cada sujeto entrena sobre las respectivas señales, tanto de voz como de mioelectricidad, un número de veces tal que el investigador identifique la interiorización de las estrategias cognitivas para el control de la prótesis en los sujetos.

Etapa de entrenamiento con la prótesis activa, mediante la cual se corrobora el control de las señales mioeléctricas y de voz, directamente con el movimiento requerido en la prótesis sin capturar objetos. Para pasar a la siguiente fase se requieren 7 eventos exitosos seguidos o el 70% de eventos exitosos por cada movimiento, con un intervalo que vuelve siempre a la posición inicial en la prótesis.

Etapa de implementación, en esta etapa se evalúa la eficiencia y eficacia en la ejecución de tareas con movimientos de precisión, entre las cuales estaba prensión de objetos como paralelepípedos, cilindros y cubos. Se lograron, por lo menos, 10 movimientos exitosos en cada tarea.

Para la evaluación de los dos modelos de entrenamiento se tuvieron en cuenta los *eventos*, que son el conjunto de operaciones desde el momento en que el sujeto inicia la activación de la prótesis, hasta cuando logra llegar a la meta ó finaliza el intento. Un *evento* es un *éxito* cuando el sujeto logra tomar el objeto con la prótesis y lo moviliza a la meta. Un *evento* es considerado *no exitoso* cuando el sujeto no logra capturar el objeto y/o no logra mover el objeto a su destino. Una *tarea* *finaliza* cuando se ha logrado cumplir máximo 10 éxitos. La *eficiencia* se entiende como la relación entre el número de éxitos de prensión para cada tarea y el tiempo total. La *eficacia* es la relación entre el número de éxitos y el número total de eventos.

Análisis de datos

Teniendo en cuenta que el índice más alto de eficacia es aquel que tiende a registrar niveles de 1, se puede afirmar que la señal de voz posee una tendencia a ser más eficaz en comparación a las señales mioeléctricas, con excepción de la tarea 1, para la cual la señal mioeléctrica registra un mayor nivel en comparación a las señales de voz. Ver Figura 6.

De la gráfica anterior se deduce que las señales de voz son más *eficientes* que las señales mioeléctricas para los procesos de prensión, a excepción de la tarea 2, que presenta un comportamiento similar a las señales mioeléctricas.

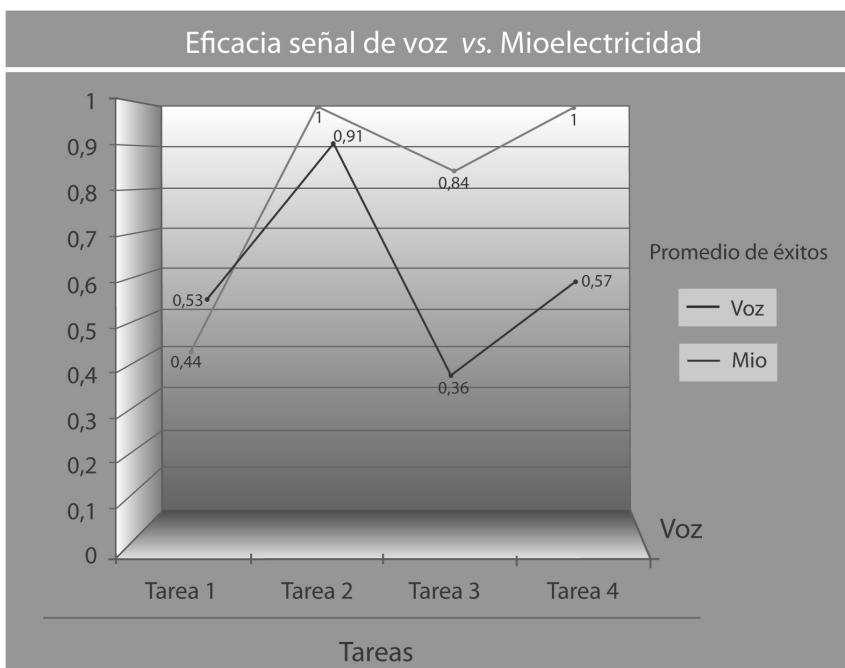


Figura 6. Gráficas de eficacia para los dos métodos.

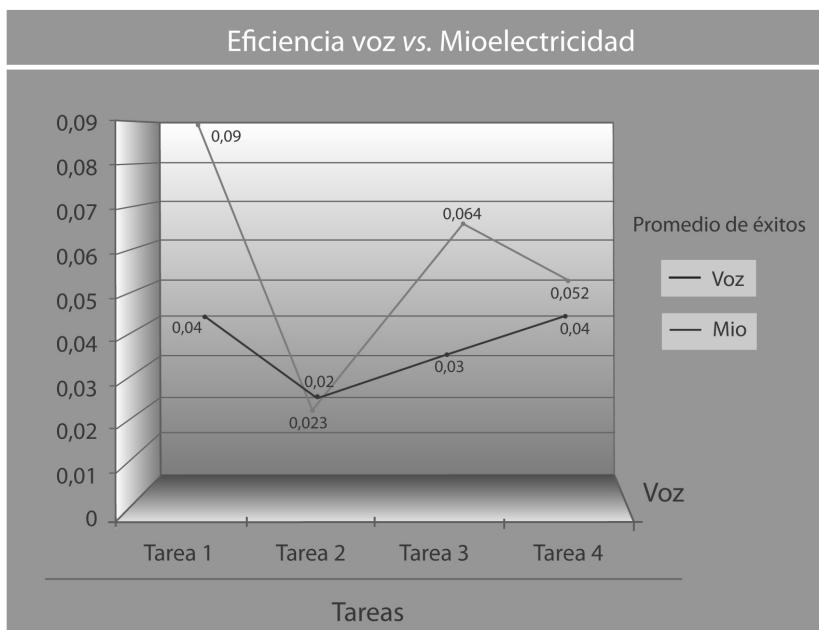


Figura 7. Gráficas de eficiencia para los dos métodos.

Conclusiones

- El diseño de la prótesis mecatrónica realiza los siguientes tipos de prensión:
- Tomar un objeto en forma de prensa pentadigital pulpejo lateral.
- Tomar un objeto en forma de prensa bidigital por oposición terminal.
- Tomar un objeto en forma de prensa palmar esférica pentadigital.
- Tomar un objeto en forma de prensa digitopalmar.
- El sistema desarrollado para la adquisición de señales mioeléctricas tiene alta flexibilidad, debido a que permite tomar señales mioeléctricas de diferentes músculos para la activación de la prótesis mecatrónica.
- El método de conteo para las señales mioeléctricas sí ofrece la posibilidad de realizar diferentes tareas de prensión con la prótesis, variando el número de activaciones de un solo músculo (biceps braquial).
- El sistema de señales mioeléctricas utilizado en la prótesis, con la característica de una sola señal de entrada, permite realizar las tareas propuestas con un mínimo de esfuerzo cognitivo, en contraposición a sistemas que utilizan más de una entrada de señal mioeléctrica (mano Utah desarrollada en el Centro de Diseño en Ingeniería de la Universidad de Utah). Para este último caso se requiere de mayor concentración para activar los músculos respectivos.
- El método de procesamiento de señales de voz, utilizando una combinación de TFCDF (transformada de Fourier dependiente del tiempo) y visión artificial, resultó adecuado para el manejo de la prótesis.
- La red neuronal artificial PNN (Probabilistic Neural Network) permite reconocer los patrones de voz escogidos para que la prótesis cumpla con las tareas planteadas.
- Se encontró que el número de veces que una persona tiene que repetir un patrón de voz para que el sistema lo reconozca es mínimo de 10.
- Para el caso de la presente investigación, se evidencia en la gráfica 6. (eficiencia señales de voz vs. mioeléctricas) de las tareas 1, 3 y 4, que las señales de voz para la prensión de los respectivos objetos por parte de personas con amputación al nivel del tercio proximal del codo, son más eficientes en comparación a las señales mioeléctricas. La eficiencia para la tarea 2, es similar para los dos tipos de señales. Se infiere que el proceso cognitivo del habla permite una mayor consolidación de la acción motriz de prensión que un impulso mioeléctrico. Fonseca (2004).
- Para el caso de la presente investigación, se hace evidente en la gráfica (eficacia señales de voz vs. mioeléctricas) de las tareas 2, 3 y 4, que las señales de voz para la prensión de los respectivos objetos, por parte de personas con amputación al nivel del tercio proximal del codo, son más eficaces en comparación a las señales mioeléctricas. Para el caso de la tarea 2 se encontró que las señales mioeléctricas son más eficaces que las señales de voz. Se infiere que el proceso cognitivo del habla permite una mayor consolidación de la acción motriz de prensión que un impulso motor. Fonseca (2004).
- Los dos modelos planteados para el entrenamiento con señales de voz y con señales mioeléctricas, permitieron que los sujetos resolvieran todos los problemas trazados en la experimentación. Esta conclusión concuerda con Famose (1992) quien afirma que la realización de una o varias acciones motrices, siguiendo unos criterios precisos, de éxito da mejores resultados.
- El tiempo empleado en el entrenamiento de la prótesis con señales mioeléctricas y con señales de voz (menor a dos horas) permite inferir que el sujeto aprende las tareas motoras de prensión en un

- intervalo de tiempo corto en contraste con los entrenamientos de las prótesis pasivas (de 3 a 6 meses), deduciéndose que los sujetos amputados si pueden aprender nuevas conductas de actividades motoras, Magill (1988).
- El sujeto con amputación del tercio proximal del codo generó nuevas estrategias cognitivas con la prótesis mecatrónica. Esto le permitió solucionar problemas en los que intervinieron las habilidades motrices básicas y específicas para procesos prensiles, donde las secuencias de movimiento son desconocidas. Esto es acorde a la postura de Knapp, 1963 y Gallahue.
 - El sujeto, durante el desarrollo de las actividades con la prótesis, desarrolló procesos de transferencia al utilizar los pasos previos del entrenamiento para diseñar las nuevas rutinas de movimiento en la solución de problemas. Durante este proceso de solución dividió la tarea en tres niveles que le permitieron, en primera instancia, entender el problema, además, planificar los diferentes movimientos con la prótesis y por último, solucionar el problema planteado. Esto se adapta a la postura de Fonseca (2004) y Feurestein respecto a la Modificabilidad Cognitiva.

Referencias bibliográficas

- Ausubel, D. (1998). *El desarrollo infantil: aspectos lingüísticos, cognitivos y físicos*. Barcelona: Paidós.
- Chao, E. (1989). *Biomechanics of the hand*. Singapore: Editorial World Scientific.
- Craig, J. (2006). *Robótica*. México: Prentice Hall.
- Da Fonseca, V. (1996). *Estudio y génesis de la psicomotricidad*. Barcelona: Inde Publicaciones.
- Díaz, J. (1999). *La enseñanza y aprendizaje de las habilidades y destrezas motrices básicas*. Barcelona: Inde Publicaciones.
- Famose, J. (1992). *Aprendizaje motor y dificultad de la tarea*. Barcelona: Paidotribo y Rudik.
- Fonseca V. (2004). *Psicomotricidad: paradigmas del estudio del cuerpo y de la motricidad humana*. México: Trillas.
- Frank, R. (2002). *La mano: de cómo su uso configura el cerebro, el lenguaje y la cultura humana*. Tusquets Editores.
- García, J. (2000). *Anatomía humana*. Madrid: McGraw-Hill.
- Granda, J. (2001). *Manual del aprendizaje y del desarrollo motor*. Buenos Aires: Paidós.
- Hernández, S. (2002). *Metodología de la investigación*. México: McGraw-Hill.
- Ito, K.; Kondo, T. y Shibuta, M. *Aprendizaje motor entre el cuerpo herramientas y sistemas del entorno*. Extraido de ito@dis.titech.ac.jp.
- Kapandji, A. (1998). *Fisiología articular*. París: Editorial Médica Panamericana.
- Kurt, M. (1998). *Didáctica del movimiento*. Berlín: Editorial Volk und Wissen.
- Le Boulch, J. (1978). *Hacia una ciencia del movimiento humano*. Buenos Aires: Paidós.
- Lee, S. (1998). *Adaptive network control of robotic manipulators*. USA: World Scientific.
- Monserrat, A. (1979). *La psicomotricidad en el parvulario*. Barcelona: Laia.
- Nakamura, S. (1997). *Ánalisis numérico y visualización gráfica con MATLAB*, México: Prentice Hall.

- Nordin, M. (1998). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Madrid: McGraw-Hill.
- Oña, A.; Martínez Marín, M. y Ellis, H. (1965). *Comportamiento motor. Modelos actuales, su aplicación al aprendizaje de habilidades en el aula de educación física*. Extraido desde <http://www.edufi.ucr.ac.cr/pdf/ing/art1.pdf>
- Ruiz y Pérez, L. (1995). Competencia motriz. *Elementos para comprender el aprendizaje motor en Educación Física Escolar*. Madrid: Gymnos.
- Ruiz y Pérez, L. (1982). *Desarrollo Motor y Actividad física*. Madrid: Gymnos.
- Sánchez, A.; Hurtado, E. y Liptak L. (2002). Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. *Mapfre Medicina*, 13(1), 11-19.
- Wallon, H. (1977). *Los estadios en la psicología del niño*. Buenos Aires: Ediciones Nueva Visión.