

Prótesis Transfemoral Electromecánica, Controlada a Base de Señales Mioeléctricas

Mauricio Ernesto Andrade Maquilón*, Nelson Emilio Paz Ruíz**

* Universidad Antonio Nariño- sede Popayán, cheandrade13@hotmail.com ** Universidad Antonio Nariño, nelsitopaz@hotmail.com

Resumen — Este documento muestra los pasos seguidos para el diseño y la construcción de una prótesis transfemoral electromecánica, controlada a base de señales mioeléctricas. Inicialmente, se lleva a cabo el diseño de la prótesis. Para tal efecto, fue necesario cumplir 2 procesos.

El primero de ellos, consiste en el diseño asistido por computadora. En donde se elaboran las piezas y múltiples componentes de la prótesis, según las medidas y dimensiones deseadas.

En el segundo paso, se realiza una simulación a través de ingeniería asistida por computadora. Aquí, la prótesis computacionalmente se ve sometida a pruebas de movimiento, fuerza, velocidad y posición.

Una vez efectuados dichos pasos y con la veracidad del buen funcionamiento de la prótesis, se ejecuta la construcción de la misma. Proponiendo dar un equilibrio óptimo, entre economía del producto y altos estándares de calidad del mismo

El control de la prótesis es difuso de tipo sugeno. Comienza con la captura de modo no invasivo de las señales mioeléctricas, por medio de electrodos superficiales bajo las normas SENIAM; del grupo muscular compuesto por el bíceps crural, recto anterior femoral y el tensor de la fascia lata. Como también de señales provenientes de sensores tales como galgas extensiométricas y acelerómetros.

Dicho conjunto de señales muestran el ángulo de flexión o extensión que el paciente desea mover la pierna. Estas señales después de un debido procesamiento, son las entradas de un microcontrolador, quien es el encargado de procesarlas y generar lo que refiere al control del componente actuador (motor de corriente continua) y es así como se da el movimiento a la prótesis, según el nivel de intencionalidad y/o actividad muscular del paciente.

El propósito de este proyecto tiene un énfasis social, en donde se pretende que esta prótesis sirva como solución funcional a los amputados transfemorales y que pueda proveer movilidad a través de sus señales mioeléctricas. Además, que se desarrollen procesos biomecánicos óptimos y se tenga un equilibrio entre economía y calidad.

Palabras clave — Señal Electromiográfica, diseño computacional, control difuso, prótesis.

Abstract — This paper shows the steps followed for the design and construction of a electromechanically controlled transfemoral prosthesis based on myoelectric signals. The design of the prosthesis was performed in the first place. For this purpose it was necessary to fulfill two processes. The first one consisted of computer-aided design, where the multiple parts and components of the prosthesis were elaborated, according to the desired measurements and dimensions. The second one was a simulation through computer-aided engineering. Here, the prosthesis was computationally tested for motion, strength, speed and position.

After carrying out these steps and with the veracity of the adequate functioning of the prosthesis, its construction was performed proposing to give an optimum balance between economy and high standards of product quality.

The control of the prosthesis was Sugeno-type fuzzy. It begins with the capture of the non-invasive mode of myoelectric signals by means of surface electrodes under SENIAM recommendations, from the muscle group formed by the biceps femoris, rectus femoris and tensor fascia lata, as well as signals from sensors such as strain gages and accelerometers.

This set of signals shows the angle of flexion or extension to which the patient wishes to move the leg. After being treated, these signals are the inputs of a microcontroller which is responsible for its processing and for generating what refers to the control of the actuator component (DC motor), and this is how the prosthesis is moved, according to the level of intention and / or muscle activity of the patient.

The purpose of this project has a social emphasis, where this prosthesis is intended to serve as a functional solution to transfemoral amputees and could provide mobility through their myoelectric signals. In addition, developing optimum biomechanical processes and having a balance between economy and quality.

Keywords- Electromyography signals, computer design, fuzzy control, prosthesis.

I. INTRODUCCIÓN

El último censo realizado en el año 2005 dentro del territorio nacional, arroja como uno de sus resultados que el 6.4% del total poblacional tiene por lo menos una discapacidad; y de este porcentaje, el 29.3% deben su inhabilidad a una amputación parcial o total de miembro inferior [1].

Las causas a dichas amputaciones son diversas y se enfocan en dispersos ámbitos, pero debido al contexto geográfico y socio-político en el que se encuentra Colombia, es importante nombrar en un principio a las Minas Antipersonas.

Según el informe de la Cruz Roja, previo a la "Cumbre de Nairobi por un mundo sin minas", realizado en diciembre de 2004, se sitúa a Colombia como el cuarto país con más MAP (minas antipersonas) en el mundo, después de Camboya, Afganistán y Angola.

Consecuentemente, cifras oficiales muestran que en el país existen entre 70.000 y 100.000 minas. La mayoría colocadas por grupos al margen de la ley [2]. Mientras que la vicepresidencia de la república registró 5.925 casos de víctimas de MAP entre 1990 y el último periodo de 2007; saldo que deja 4.527 personas heridas y 1.398 muertos.

Complementado lo anterior, dentro de las causas de amputación transfemoral se encuentran también las enfermedades vasculares periféricas ya sean arterioscleróticas o arteriosclerótica con Diabetes Mellitus, las obstrucciones arteriales y la debilidad venosa permanente, lesiones debidas a accidentes o eventos traumáticos, infecciones agudas o crónicas, la gangrena

gaseosa fulminante y tumores de diseminación metastásica [3], [4].

Analizando lo enunciado, queda claro que el número de personas que requiere de este tipo de prótesis es alto y que se trata de una problemática social en nuestro país. Sin embargo, desde el punto de vista tecnológico a nivel nacional, los avances se remontan a estudios o a prótesis convencionales, en las que el paciente no tiene un control sobre ellas por medio de sus señales fisiológicas y corporales [5] - [7].

Dicha limitación tecnológica queda en evidencia y se ve reflejada en fundaciones como teletón [8], quienes han debido realizar convenios con firmas alemanas para mejorar la calidad de las prótesis entregadas al público. En el mismo aspecto se puede clasificar al Centro Integral de Rehabilitación de Colombia [9]; o los acuerdos con Estados Unidos de la ONG United for Colombia [10] y en la India por parte de la Corporación Mahavir Kmina [11].

Pero cabe aclarar que avances en el campo internacional en lo que a prótesis transfemorales controladas con señales mioeléctricas refiere, desde el punto de vista tecnológico es un buen referente. Los principales desarrollos se ven reflejados en prótesis tales como C-LEG [12], RHEO KNEE [13], ENTEGRA 180 KNEE [14], GEOLITE KNEE [15] y ADAPTATIVE2 [16].

Sin embargo, los precios en los que oscilan estas prótesis son los 25000 y 75000 dólares.

La prótesis transfemoral electromecánica, controlada a base de señales mioeléctricas que se propone en este artículo, es una alternativa para suplir las falencias de desarrollo presentes en Colombia y disminuir considerablemente el aspecto económico que se propone en el extranjero. Como también, ya que una prótesis se trata de un componente de primera necesidad para un amputado, colaborar en su rehabilitación y en su AVD (actividades de vida diaria) generando una potencial mejora de los mismos. Consecuentemente esto le aporta a todo un país, el cual que se halla sumido en un conflicto interno, en donde el número de víctimas va en aumento.

II. DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL ELECTROMECAÁNICA

DISEÑO ASISTIDO POR COMPUTADORA

Para diseñar la prótesis, se recurre al Diseño Asistido por Computadora; o lo que se conoce como sistema CAD, utilizando para ello Solidworks. Con esto la prótesis puede aparecer en la pantalla como una imagen realista, en movimiento, y observable desde distintos puntos de vista.

Así pues, se crearon las piezas según dimensiones, formas, texturas y demás requerimientos, empleando para ello Solidworks. Posteriormente se realizó un ensamble de las piezas y se da forma a la prótesis; entendiendo que una prótesis transfemoral está compuesta típicamente de 4 partes: socket, rodilla, pilar (pierna) y pie [17].



Fig.1: Diseño de prótesis [18]

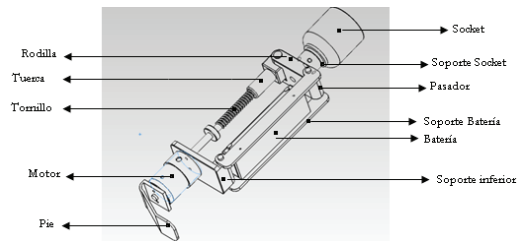


Fig.2: Prótesis y partes [18]

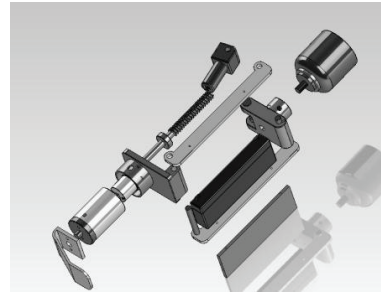


Fig.3: Prótesis y ensamble [18]

SIMULACIÓN

Posteriormente, se utiliza Ingeniería Asistida por Computador (sistema CAE) empleando Solidworks.

Donde se simula el comportamiento de la prótesis previamente establecida y con ello se analizan factores tales como la velocidad del movimiento, si la prótesis podía o no soportar cargas de 50 kg (como rango medio de prueba), fuerzas de peso y gravedad que actuarían sobre ella en distintos ángulos y planos, detección de colisiones, entre otros.

Una vez evaluados esos conceptos y resultando satisfactorios se da paso a la construcción de la prótesis.

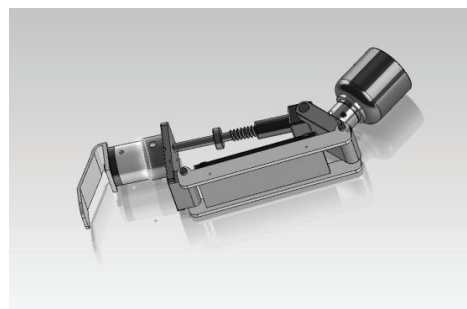


Fig.4: Prótesis en flexión [18]

III. CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSFEMORAL ELECTROMECAÁNICA

Para la construcción primeramente se obtienen los planos de las piezas, y después de un estudio de materiales previamente establecido, se da paso a la construcción de los componentes protésicos, empleando para ello maquinaria tales como torno mecánico y taladro mecánico.

TABLA I
PARTES Y MATERIALES

Pieza	Nombre	Material
	Socket	Fibra de Vidrio
	Soporte socket	Empac
	Rodilla	Latón
	Tornillo	Acero inoxidable
	Tuerca	Latón
	Batería	12V 2ª
	Soporte inferior	Acero inoxidable
	Motor	DC, 13,5Kg de torque, 80 rpm
	Soporte motor	Acero inoxidable
	Soporte pie	Acero inoxidable
	Pie	Polietileno reticulado

IV. ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS Y PROVENIENTE DE SENSORES

CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL EMG

El espectro frecuencial de importancia de una señal electromiográfica está entre los 20 Hz y 500Hz pero la energía dominante se encuentra entre 20Hz - 150Hz [19]. Como empleamos electrodos superficiales, la amplitud puede oscilar entre 0mv pico y 6mv pico. Aclarando que la adquisición de señales EMG se ve fuertemente afectada por el ruido de línea (60Hz) [20].

GRUPO MUSCULAR EN EL CUAL SE REALIZA LA CAPTURA DE SEÑAL EMG

Los músculos del muslo de los cuales se obtuvo la señal electromiográfica fueron: el recto femoral, bíceps crural y el tensor de la fascia lata.

El recto anterior (como también es conocido) es un músculo biarticular situado en la parte anterior del cuádriceps. Se origina en la espina ilíaca antero inferior, y se inserta distalmente en el tendón rotuliano. Ocupa toda la cara anterior del muslo. Su función es muy clara: extiende la pierna [21].

El bíceps crural es un músculo de la zona externa en la región posterointerna del muslo. Su función es triple: flexiona la pierna sobre el muslo, a la vez que rota a aquella hacia fuera, la porción larga extiende el muslo sobre la pelvis[22].

El tensor de la fascia lata está ubicado en el quinto lateral anterior de la cresta ilíaca, se continúa a través del tracto iliotibial y se inserta en el cóndilo lateral de la tibia. Abduce y rota medialmente al muslo, inclina la pelvis [21]. (Ver la Fig.5).

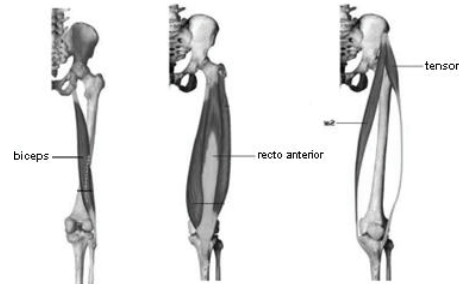


Fig.5: Músculos del muslo de los que se adquiere señal electromiográfica

PUNTOS MOTORES Y COLOCACIÓN DE ELECTRODOS SUPERFICIALES

Después de que se ha especificado los músculos con los cuales se van a trabajar es importante encontrar en que puntos de los mismos podemos obtener los mejores o más adecuados biopotenciales, ya que si se efectúa debidamente este proceso se obtendrá una señal que cumpla con nuestras expectativas. Para ello nos remontamos a las normas SENIAM [24] que son aquellas que rigen la colocación de electrodos superficiales en la captura de señales mioeléctricas, tal como se observa en las figuras 6 y 7.

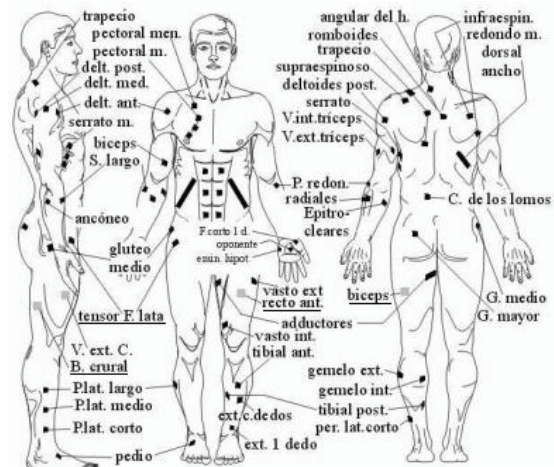


Fig.6: Puntos motores

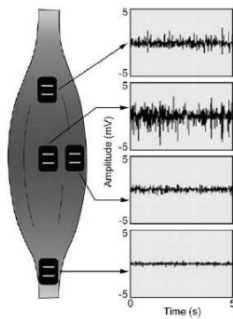


Fig. 7: Variaciones de Amplitud en Señal Electromiográfica

COLOCACIÓN DE ELECTRODOS

La captura de la señal EMG se lleva a cabo por medio de tres electrodos superficiales ubicados tal como especifica en el párrafo anterior. Éstos a su vez, han sido acoplados por medio de un apantallamiento con un circuito compuesto por un amplificador de bioinstrumentación (INA128) y dos amplificadores operacionales LF353; que en conjunto con unos valores de resistencia determinados y un proceso de realimentación que disminuye el ruido, permiten obtener en la salida del circuito la señal electromiográfica (ver Fig. 8).

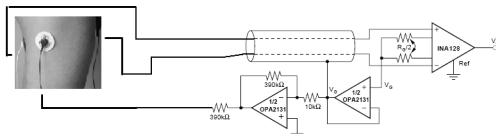


Fig. 8: Esquema de captura de EMG [18]

En este instante la señal tiene una amplitud de 1mV pico, y se encuentra incluida en una gran cantidad de ruido.

CAPTURA DE SEÑAL PROVENIENTE DE SENSOR

Adjunto a la señal EMG (Electromiográfica) para determinar el movimiento de flexión o extensión de la prótesis, se tiene la señal proveniente de un acelerómetro (MMA7361L) colocado en la parte posterior del muslo, con el objetivo de hacer más completo el sistema.

V. PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Si bien la señal proveniente del sensor es una señal analógica, perfectamente puede ser incluida al ordenador (Microcontrolador 16f877a). Sin embargo la señal EMG, debe pasar por un tratamiento previo antes de ser llevada al PIC. Dicho procesamiento se explicará a continuación:

FILTRO PASABANDAS

Como la frecuencia máxima de señal la EMG está en los 500Hz, se diseña un filtro pasabajas con 500Hz como frecuencia de corte y un filtro pasaaltas de 20HZ. Para ello se emplean amplificadores operacionales LF 353, tal como se indica en la figura 9.

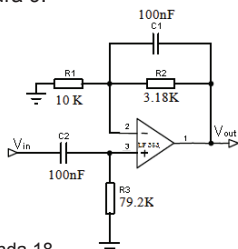


Fig. 9. Filtro pasa banda 18

FILTRO NOTCH

Una vez que se determinó el rango de frecuencias para la señal, lo que queda es ingresar esta señal a un filtro Notch, debido a que la presencia del ruido en el registro de biopotenciales es prácticamente inevitable. Este tipo de filtro se caracteriza por eliminar señales de una frecuencia específica. En este proyecto se trata de eliminar el ruido inducido por la red eléctrica y demás aparatos como luces, computadores, y otros dispositivos que funcionan con la red eléctrica doméstica de 60Hz. (Ver Fig. 10)

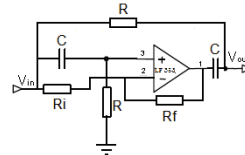


Fig. 10: Filtro Notch [18]

GANANCIA

La ganancia estaba implícita en todas las fases anteriores (adquisición y filtros) y se amplificó la señal 2500 veces, obteniendo como resultante la señal mostrada en la figura 11.

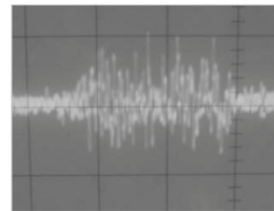


Fig. 11: Señal EMG vista en Osciloscopio [18]

RECTIFICADOR DE SEÑAL

Sin embargo para emplear dicha señal y que para cumpla nuestros requerimientos, fue necesario que pase por un rectificador compuesto de operacionales y así obtener una envolvente de la señal, lo cual es más factible de trabajar y se ajusta a lo que se necesita.

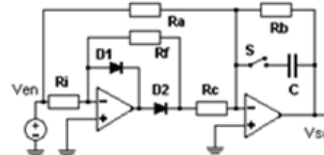


Fig. 12: Rectificador de señal [18]

VI. SOFTWARE DE CONTROL

Las señales que provienen tanto del sensor como de EMG, van hacia el ordenador; para este efecto, el PIC16F877A. De esta manera pueden ser procesadas y se logra otorgar a través de un puerto (configurado como salida) del microcontrolador, valores digitales que controlarán el sentido de giro de un motor DC que irá implantado en la prótesis y que a la postre es quien da el movimiento a la misma.

El código diseñado, es un algoritmo de control difuso tipo SUGENO, realizado en lenguaje de programación C.

Finalmente, cabe resaltar que las señales que provienen de la salida del PIC son de baja potencia, por lo se emplea un Driver (L298H) que da un óptimo manejo al motor mencionado anteriormente. Y es relevante aclarar que para

la caracterización del mismo, es decir del motor, se requiere de la prótesis en cuestión, por lo que se abre paso a exponer las fases recorridas para la construcción de ésta y posteriormente explicar cómo se acopla la prótesis y el sistema de control difuso.

VII. RESULTADOS

La construcción de la prótesis permitió validar los movimientos de flexión y extensión para los que fue diseñada y que a su vez fueron probados en simulación.

Por medio de la captura de señales electromiográficas y proveniente de sensores, el procesamiento de señales y el software de control difuso, se permite dar movimiento a la prótesis según el grado de intencionalidad y actividad muscular del paciente.

En general, la prótesis demostró fiabilidad, estar alineada y con eje de gravedad estable, ser ortopédica, que se acopla a las diversas fases de la marcha y que soporta 110lbs con toda facilidad.

Se redujo entre un 85% a 90% el costo de esta prótesis, con respecto al precio promedio de sus pares extranjeras.

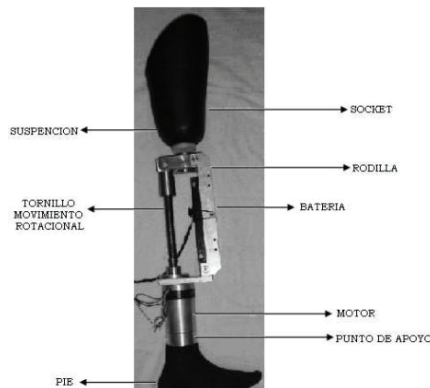


Fig.13: Prótesis Transfemoral Electromecánica, Controlada a Base de Señales Mieléctrica [18]

VIII. CONCLUSIONES

Las señales mioeléctricas son una de las Bio-señales de mayor aplicabilidad funcional dentro del área de la ingeniería biomédica y de la salud en general. Su buen procesamiento es puente para desarrollar gran cantidad de instrumentos, elementos y componentes en pro del beneficio de la sociedad.

Al realizar la captura de una bio-señal, debido a su bajo nivel de amplitud de voltaje y su bajo rango en el espectro de la frecuencia es conveniente desligarse de los amplificadores operacionales convencionales y dar paso al empleo de amplificadores de bio-instrumentación con mayor inmunidad al ruido tal como el INA 128 y LF353 respectivamente.

Desarrollar un algoritmo de control difuso puede resultar exigente, sin embargo, es un control estable, fiable y exacto para esta clase de aplicaciones.

Llevar a cabo el diseño asistido desde la computadora, otorga numerosas ventajas en el momento de plasmar lo que se desea proyectar, se desliga de un modelamiento realizado con lápiz y papel y se abre paso a la precisión que pueden otorgar los modelados tridimensionales.

Antes de llevar a cabo a la realidad el diseño, siempre será importante simular su comportamiento y analizar cómo se verá afectado por fuerzas externas, como será su movimiento y su velocidad, entre otras.

Como futuras mejoras, se pueden emplear materiales más livianos para los componentes de la prótesis, tal como lo es el aluminio o la fibra de carbono, y de un motor con

torque más elevado, lo que a la postre se ve reflejado en un mayor soporte de cargas.

AGRADECIMIENTOS

A nuestro profesor César Augusto Quinayás, por su colaboración en el proyecto y por brindarnos la confianza de seguir adelante.

REFERENCIAS

- [1] Departamento Nacional de Estadística (DANE). [Web en línea]. <<http://www.dane.gov.co>>. [Consulta: 14-11-2010].
- [2] ICBL Minas Antipersona. [Web en línea] <<http://www.icbl.org/lm/2007/colombia.html>>. [Consulta: 15-11-2010].
- [3] J. A. Villacrosa, Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular, un problema multidisciplinar, Barcelona: Editorial Glosa, pp. 127-132, 2003.
- [4] M. Gonzales Viejo, Amputación de extremidad inferior y discapacidad. Prótesis y rehabilitación, Barcelona: Editorial Masson, pp. 13-25, 2005.
- [5] L. Tolosa, "Desarrollo de un Algoritmo para generar una Señal de Control para una Prótesis Mieléctrica de Rodilla". En: Memories of the 4th Latin American Congress on Biomedical Engineering, 2007.
- [6] O.I. Campo, "Uso de vibraciones musculares para identificar la intención de movimiento en amputados transfemorales". En: Memorias del 8th Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, 2007.
- [7] A. Muñoz, "Investigación y desarrollo de nueva metodología de diseño basada en patrones de células madres y clonación artificial de una prótesis mioeléctrica de miembro inferior para discapacitados de la violencia". En: Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada. Pamplona, No. 16, 2010.
- [8] Teleton. [Web en línea]. <<http://www.teleton.org.co>>. [Consulta: 17-11-2010].
- [9] Cirec. [Web en línea]. <<http://www.cirec.org>>. [Consulta: 16-11-2010].
- [10] United for Colombia. [Web en línea]. <<http://www.unitedforcolombia.org>>. [Consulta: 05-03-2011].
- [11] Mahavir Kmina. [Web en línea]. <<http://www.mahavirkmina.org>>. [Consulta: 05-03-2011].
- [12] Otto Bock. [Web en línea]. <<http://www.ottobock.com>>. [Consulta: 23-10-2010].
- [13] Ossur. [Web en línea]. <<http://www.ossur.com>>. [Consulta: 04-04-2011].
- [14] Fillauer. [Web en línea]. <<http://www.fillauer.com>>. [Consulta: 17-11-2010].
- [15] Ohio Willow Wood. [Web en línea]. <<http://www.owwco.com>>. [Consulta: 16-11-2010].
- [16] Endolite. [Web en línea]. <<http://www.endolite.com>>. [Consulta: 16-11-2010].
- [17] A. Castillo Moreno, Breve historia de las prótesis en México, México: Moderna, p. 98, 2000.
- [18] M. E. Andrade Maquilón y N.E. Paz Ruíz, Diseño y construcción de prótesis transfemoral electromecánica, controlada a base de señales mioeléctricas. [Tesis de pregrado]. Popayán: Universidad Antonio Nariño, 2011.
- [19] E. Cocero, E. Recuero, Introducción a la Electromiografía y a la Conducción Eléctrica del Nervio Periférico, Madrid, 1971.
- [20] J. Cram, G. Kasman, J. Holtz, Introduction to Surface Electromyography. Aspen Publishers Inc.; Gaithersburg, Maryland, 1998.
- [21] A. Velasco Guzmán, Manual de la fisiología articular, Bogotá: Manual Moderno, p. 101-103, 2007.
- [22] Universidad de Washington. [Web en línea]. <<http://depts.washington.edu/msatlas/>> [Consulta: 10-04-2011].
- [23] J. Daza, Test de movilidad articular y examen muscular de las extremidades. Bogotá: Médica Internacional, pp. 186-189, 1996.
- [24] SENIAM [Web en línea] <<http://www.seniam.org/>>. [Consulta: 03-10-2010]
- [25] Electroterapia. [Web en línea]. <<http://www.electroterapia.com/figuras/puntmus.gif>> [Consulta: 03-10-2010]
- [26] J. Delgado Saa. Electromiografía, Madrid.