



Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores.

F. Martínez¹, A. Claudio¹, S. Vergara², J.M. Rodríguez³, A. Olmos¹

¹Electrónica de Potencia / ³Ingeniería Mecánica, CENIDET, Interior Internado Palmira s/n, Col. Palmira. Cuernavaca Morelos, México C.P. 62490.
fer_martinez33@hotmail.com

²Facultad de Ciencias de la Electrónica de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Grupo de Robótica, Av. San Claudio y 18 sur C.U. Edificio 182, Puebla, 72570 México.

Resumen -En este trabajo se presenta una revisión bibliográfica de las principales técnicas de control utilizadas para el diseño de prótesis transfemorales (PT) inteligentes. El propósito es presentar las ventajas y desventajas de cada técnica así como la tendencia a seguir en el diseño de estos dispositivos con el fin de alcanzar un nivel más natural de la marcha utilizando una prótesis. Además se presentan las principales características biomecánicas de la marcha como: velocidad, longitud de la zancada y parámetros de movimientos que determinan los lineamientos para el desarrollo de las diferentes estrategias de control.

Palabras clave: Técnicas de control, prótesis inteligentes, biomecánica.

I. INTRODUCCIÓN

La creciente demanda de la sociedad en equipos de rehabilitación ha permitido captar el interés de investigadores en utilizar nuevas tecnologías y estrategias de control para crear novedosas prótesis y exosqueletos que permitan rehabilitar, reemplazar y aumentar las capacidades físicas de una persona que sufre alguna discapacidad. Los avances en tecnología protésica se han visto beneficiados por el amplio desarrollo que experimenta la biomecánica, la electrónica, las ciencias computacionales y el desarrollo de nuevos materiales en los últimos años; suficientes para desarrollar poderosas prótesis de extremidades superiores e inferiores que tratan de emular los movimientos del cuerpo humano (Dorado J.M. *et al.* 2004; Melendez-Calderon A. *et al.* 2008).

La creación de nuevas prótesis se ha convertido en una necesidad debido al crecimiento del número de amputaciones originadas por diversas causas: accidentes, guerras, desastres naturales, enfermedades crónicas degenerativas, etc. Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza total o parcialmente (parte o partes del cuerpo que se ha perdido).

En el diseño de prótesis se deben considerar diversos aspectos relacionados con la anatomía, la antropometría, la biomecánica y la etnia a la que pertenece el paciente. Además de otras consideraciones: geometría y longitud del muñón, causas de la amputación, alineación y movilidad de la persona reportados por Maya, *et al.* (2007).

En los últimos años diversas empresas, sobre todo en países de primer mundo, han desarrollado prótesis transfemorales híbridas con el propósito de mejorar la movilidad del paciente amputado, algunas de estas empresas son: Otto Bock, Blatchford, Endolite, Ossur, Fillauer, etc.

Pero aún con todos los avances tecnológicos no se ha logrado desarrollar una prótesis capaz de emular correctamente los movimientos del cuerpo humano. Debido a lo anterior se producen daños en la columna vertebral, provocando un desalineamiento en las vertebrae lumbares, ocasionado por esfuerzos adicionales y posturas incómodas causado por: un mal alineamiento de la prótesis y un desequilibrio en el peso del miembro inferior originado por el peso de la prótesis. Lo anterior aunado a una mala estrategia de control que no es capaz de sincronizar los movimientos de la prótesis con los movimientos del cuerpo humano.

Las estrategias de control más utilizadas para resolver la problemática son establecidas mediante controladores híbridos que utilizan señales de Electromiografía EMG, controladores no lineales tipo PD-PID, control inteligente (redes neuronales, algoritmos genéticos, lógica difusa y sistemas expertos), inteligencia artificial, control por ecos y control mediante reglas basadas en el nivel de coordinación.

Desarrollar una prótesis implica conocer ampliamente la biomecánica del miembro inferior, y las diferentes fases de la marcha. Lo anterior permite

establecer los parámetros de par, peso y tiempo de respuesta que debe satisfacer el actuador utilizado para el diseño. Existen diversos tipos de actuadores: cilindros hidráulicos, neumáticos, motores eléctricos y dampers con material Magnetorreológico (MR), siendo éste último el más implementado. Una buena estrategia de control depende directamente del sistema electrónico. Éste debe ser capaz de monitorear los movimientos de las extremidades inferiores, controlar el actuador y ejecutar la estrategia de control. Lo descrito anteriormente se realiza con el propósito de lograr que la cinemática de la prótesis se sincronice con la naturaleza de la marcha del paciente.

Los movimientos que realizamos diariamente son combinaciones complejas de movimiento que involucran diferentes articulaciones a la vez (Myers, *et al.* 1981). Para realizar el estudio de movimiento del cuerpo es necesario establecer un sistema de referencia. Dicho sistema da una posición anatómica, para esta posición el cuerpo humano debe estar: de pie, vista al frente, pies juntos y las palmas de las manos con vista hacia el frente reportado por Gowitzke B. y Morris M. (1999), ver Figura 1a. A partir de esta posición anatómica se obtienen los tres planos esenciales: sagital, frontal y transversal. Estos planos tienen una intersección común en el centro de gravedad.

En general el miembro inferior tiene 8 grados de libertad (g.d.l.). La cadera tiene 3, la rodilla 2 y el tobillo 3 (Donal, 2002).

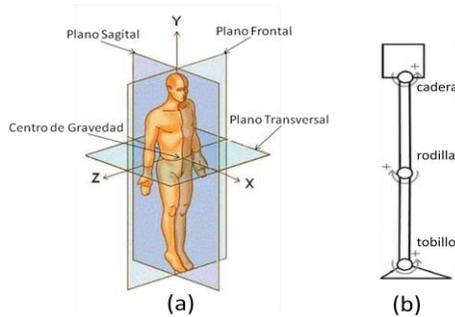


Figura 1. a) Planos anatómicos; b) Articulaciones del miembro inferior en el plano sagital.

Entender la biomecánica de la marcha es crucial en el diseño de prótesis y exosqueletos para miembro inferior, reportado por Dollar *et al.* (2008) y Pons *et al.* (2007). El proceso cíclico de eventos de un paso es conocido como ciclo de marcha: empieza en el momento en que un pié entra en contacto con el piso y

termina cuando éste vuelve a contactar el piso. En general el 60 % del ciclo de marcha corresponde a la fase de apoyo y un 40% a la fase de oscilación (Rose 1994), ver figura 2. Mientras una pierna se desplaza con el movimiento del cuerpo, la otra actúa como soporte. De esta forma, el ciclo de marcha se divide en dos fases, dependiendo de la situación con respecto al piso: fase de apoyo y fase de oscilación o balanceo.

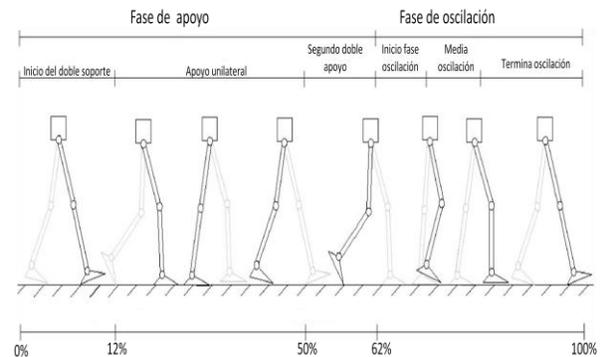


Figura 2. Un ciclo de la marcha humana.

La figura 3 muestra la amplitud de los movimientos en el plano sagital de las articulaciones que integran el miembro inferior descrito por Dollar *et al.* (2008). La amplitud de los movimientos se relaciona directamente con la longitud de las extremidades y la velocidad de la marcha. En promedio la velocidad de la marcha en hombres es de 1.37 m/s y una longitud del paso de 0.65 m., en mujeres la velocidad promedio es de 1.25 m/s y una longitud del paso de 0.65 m (Donal 2002).

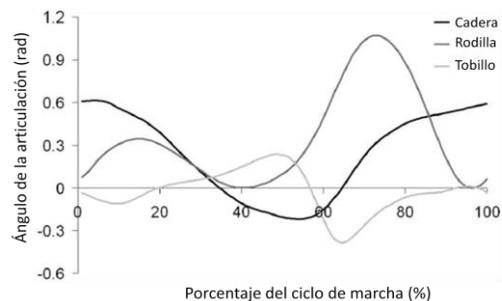


Figura 3. Amplitud de movimientos realizados por las articulaciones del miembro inferior en el plano sagital.

Los datos biomecánicos descritos anteriormente describen los grados de libertad de las articulaciones que integran el miembro inferior, así como los movimientos que realizan dichas articulaciones en el

plano sagital durante el ciclo de marcha. Estos datos se utilizan para establecer los parámetros de diseño de los elementos de una PT: 1) el sistema mecánico que reemplace pie, pierna y rodilla, 2) un actuador que sustituya la función de los músculos. Y, 3) una estrategia de control que armonice la cinemática de la prótesis con el muñón y el miembro inferior sano, a partir del monitoreo del movimiento del muñón realizado por el sistema electrónico. Los puntos anteriores son la base fundamental para el diseño de PT inteligentes, evidentemente sin olvidar el socket de la prótesis.

A continuación se presenta una revisión bibliográfica de las técnicas utilizadas para el desarrollo de estrategias de control implementadas en PT inteligentes, con el propósito de sincronizar un sistema mecatrónico (prótesis) al cuerpo humano, y lograr una marcha similar a la natural y, por consiguiente, evitar un mayor esfuerzo en las articulaciones sanas de los miembros inferiores, lo cual se traduce en mayor gasto energético (cansancio).

II. ESTRATEGIAS DE CONTROL

II-A. Control mediante Electromiografía

La primera técnica utilizada para el diseño de una estrategia de control aplicada a una PT fue mediante el uso de señales de Electromiografía (EMG) aplicada por la empresa Otto Bock en los años 50's para su primer prototipo de prótesis mioeléctrica (Otto Bock Online 2009). Esta técnica consiste en utilizar los impulsos eléctricos de las terminales nerviosas aún presentes en los músculos del muñón para controlar la prótesis. Esto evita el periodo de adaptación y aprendizaje del uso de los controles de la prótesis por parte del paciente.

Una señal EMG es el registro de la actividad eléctrica del músculo en respuesta a una estimulación nerviosa. Utilizar estas señales para control implica considerar elementos como la fatiga muscular y ruido en la señal.

Diversos investigadores se interesaron en el tema y realizaron estudios para reconocer los patrones que se generan mediante señales de EMG, y utilizarlos para implementar un control voluntario para el control de PT (Myers, *et al.* 1981).

Uno de los problemas de esta técnica es la fatiga muscular reportado por Park, *et al.* (1993). Las señales de EMG cambian de amplitud y frecuencia lo que puede causar problemas en el control de la prótesis. Posteriormente Han-Pang, *et al.* (2000) utilizó este tipo de señales para controlar una prótesis de mano.

La información de señales de EMG también puede ser utilizada en el diseño de equipos de rehabilitación como ortesis y exosqueletos, Fleischer *et al.* (2005) utilizó estas señales para implementar un algoritmo que permita controlar los movimientos de estos equipos. Otro trabajo importante fue la caracterización de los impulsos eléctricos de un miembro inferior sano cuando realiza diferentes rutinas de movimiento reportado por Shahid, *et al.* (2005).

Por otro lado Au, *et al.* (2005) propuso un sistema híbrido que utiliza dos sistemas de control para los movimientos de una prótesis de tobillo; el primero implementado mediante señales de EMG y el modelo dinámico del músculo y un segundo control que utiliza redes neuronales y EMG.

Más tarde investigadores en rehabilitación de la Universidad de Simón Bolívar de Caracas Venezuela propusieron un control ON-OFF basado en EMG para una prótesis mioeléctrica de la rodilla. Para obtener las señales más puras (sin ruido) de EMG, establecieron un ancho de banda para estas señales y posteriormente establecieron filtros para eliminar ruidos de frecuencias bajas como los respiros, y los de alta frecuencia como los ruidos gaussianos, trabajo reportado por Tolosa, *et al.* (2007).

Otro controlador híbrido fue desarrollado por Ceres, *et al.* (2008). Implementaron un control para prótesis utilizando señales EMG y un controlador PID. En 2009 investigadores del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Brasilia desarrollaron un sistema para la adquisición y procesamiento de señales de EMG, para el desarrollo de un controlador mioeléctrico neuronal para PT, reportado por López *et al.* (2009).

II- B. Control no lineal

El control no lineal es otra técnica utilizada para la implementación de una estrategia de control para prótesis inteligentes.

Popovic *et al.* (1993) propuso un control para una prótesis arriba de rodilla basada en el método de seguimiento de trayectoria de Lyapunov. Para la implementación de este método es necesario obtener el modelo dinámico del sistema de la pierna. En este método proponen un vector de control y un vector de salida con la misma dimensión, porque se asumen que hay un control de entrada por cada grado de libertad.

II-C. Control Adaptativo

El control adaptativo es una estrategia de control utilizada desde los primeros diseños de prótesis y actualmente se sigue utilizando. Wilkenfeld *et al.* (2000) implementaron un control adaptativo para el control de una prótesis de rodilla, para este control dividieron el ciclo de marcha en tres fases y aplicaron un control para cada fase. Hugh *et al.* (2002) implemento un control de adaptación para prótesis y ortesis que controla los niveles de amortiguamiento que coinciden con las necesidades de la persona amputada. Zehedi *et al.* (2005) desarrollaron los primeros sistemas dinámicos comerciales para el control de una prótesis con actuadores híbridos (hidráulicos y neumáticos), para lograr el control monitorearon los contactos del pie con el suelo y los dividieron en tres fases: golpe de talón, posición media e impulso. Ryu *et al.* (2009) propuso un control adaptativo para prótesis de miembro inferior basado en un CGP (generador de parámetros central): consiste en generar trayectorias e interconectar la coordinación de ambos miembros.

II-D. Control Inteligente

El control inteligente comprende una serie de técnicas, utilizadas fundamentalmente de la inteligencia artificial, con las que se pretende resolver problemas de control inabordables por los métodos clásicos (Galán *et al.* 2000). Entre las técnicas utilizadas en control inteligente tenemos: 1) Sistemas Expertos, 2) Control Difuso, 3) Redes Neuronales y 4) Algoritmos Genéticos.

Pagliano *et al.* (1991) propusieron un control mediante redes neuronales que no trabajen con pesos sinápticos, pero si con un estudio de la dinámica del cuerpo, además de la descripción de los puntos de equilibrio que se originan en diferentes posturas.

Por otro lado Xiao *et al.* (2008); Parker *et al.* (2005); Wang *et al.* (2007) desarrollaron un robot modelo que consiste de una pierna artificial y una pierna biónica inteligente (prótesis). Utilizaron un generador de parámetros central (CPG) para generar el ciclo de marcha. El propósito es que la pierna artificial planee la marcha, y la pierna biónica inteligente la pueda seguir. Además presentan un sistema de identificación de terrenos para una pierna biónica inteligente (IBL). La identificación del sistema es modelando redes neuronales (PNN), esta técnica es usada para identificar el tipo de terreno actual basado en la información de las fuerzas de reacción del piso (GRF). La pierna biónica inteligente está controlada por una unidad de microprocesamiento, es una avanzada prótesis inteligente. La IBL se pretende utilizar como PT. Esta prótesis inteligente puede cambiar su ritmo de paso conforme a las necesidades del paciente: correr, caminar a diferentes velocidades de una forma más natural, caminar sobre terrenos complejos, incluyendo las pendientes y las escaleras, e incluso andar en bicicleta.

Con el mismo propósito Animain *et al.* (1995); Doerschuk *et al.* (1995) desarrollaron una red neuronal que permite conocer la velocidad y la inclinación del terreno en la marcha humana, la estructura de la red neuronal utiliza 2 redes *perceptron* de dos capas. La primera red determina la inclinación y la segunda la velocidad de la marcha. Cada red consiste de 10 elementos de entrada, una capa oculta de 5 unidades y una capa de salida de una unidad.

Ossur en sus últimos diseños de PT como la RHEO KNEE y la POWER KNEE utilizó Inteligencia Artificial basada en software conocida como algoritmo dinámico de aprendizaje, este algoritmo evalúa los datos entrantes e inicia de inmediato la respuesta más apropiada en el actuador. Con esto, se logra adaptar al estilo de marcha consiguiendo así movimientos más naturales (Ossur Online 2009).

II-E. Control por Ecos

En el Instituto Tecnológico Federal de Zurich en Suiza (ETN) investigadores en el área de rehabilitación propusieron el desarrollo de una estrategia de control para prótesis denominado "Control por Eco". Para el diseño de esta estrategia se tiene que estimar el movimiento complementario (CLME) del miembro inferior sano, y posteriormente reproducir los movimientos en la prótesis. El CMLE proporciona un control intuitivo sobre las prótesis que permite caminar

a nivel del suelo a diferentes velocidades, además del ascenso y descenso de escaleras (ETN Online 2009). En la figura 4 se muestra la filosofía de esta técnica.

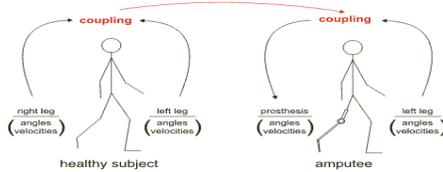


Figura 4. Técnica de control por ecos.

Otra técnica que se ha propuesto para el control de prótesis es mediante reglas basadas en el nivel de coordinación reportada por Meléndez-Calderón *et al.* (2008) en donde se propone que el ciclo de marcha se divida en segmentos, a cada segmento le corresponde una máquina de estado que genera un valor lógico a las derivadas de las señales registradas en el ciclo de marcha. Estos valores pueden ser -1, 0, y 1 para señales que estén dentro de un área delimitada por la amplitud de los movimientos y correspondan con el segmento del ciclo de marcha, ver figura 5.

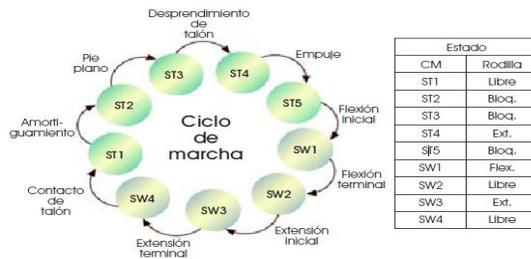


Figura 5. Máquina de estados del ciclo de marcha.

III. CONCLUSIONES

Las señales de EMG han sido utilizadas para el control de prótesis desde los años 50's hasta la actualidad y, según expertos, en el futuro se desarrollarán neuro-prótesis controladas totalmente por el cerebro utilizando el sistema nervioso para transmitir la información.

Algunas técnicas de control no lineal como controladores PD-PID utilizan el modelo dinámico del miembro inferior para su diseño, lo cual resulta complicado por la naturaleza del sistema. Por otro lado el control inteligente tiene la habilidad de actuar apropiadamente en un entorno de incertidumbre, es decir no necesita conocer la dinámica del sistema.

Ossur es una empresa líder en el desarrollo de prótesis utilizó la inteligencia artificial para sus prototipos comerciales; la Rheo Knee y la Power Knee son un ejemplo claro de la aplicación de la inteligencia artificial en acoplar un sistema mecatrónico (prótesis) a un sistema biológico (cuerpo).

Las estrategias de control descritas en la revisión bibliográfica se realizaron con parámetros de una marcha estandarizada, es decir, no consideran las diferencias que existen entre una persona y otra. Ya que cada persona tiene una forma propia de caminar que va relacionada con la anatomía y el grupo étnico al que pertenece, por lo tanto, no es adecuado diseñar una prótesis para la población en general.

Nosotros proponemos una estrategia de control que establezca diferentes modos de trabajo de la prótesis representados con cinco máquinas de estado: 1) inicio (ST1): establece las diferentes transiciones según la posición del paciente, 2) bipedestación (ST2): estado controlado por un controlador difuso que compensa movimientos impredecibles en esta fase, 3) fase de apoyo (ST3): estado controlado por un controlador difuso; en esta fase la prótesis sirve como apoyo al muñón, 4) fase de oscilación (ST4): en esta fase se utiliza un control de par calculado y un control de movimiento para lograr una flexión promedio de 60°, la flexión se realiza trazando una trayectoria a partir de los movimientos del muñón; el par se obtiene mapeando las diferentes posiciones de la prótesis durante esta fase. Y por último, 5) salida (ST5): es el estado que proporciona la señal de salida adecuada para el actuador, con base en los estados anteriores, ver figura 6. Con lo anterior se pretende utilizar un controlador para cada fase de la marcha debido a que las dos fases tienen diferente comportamiento.

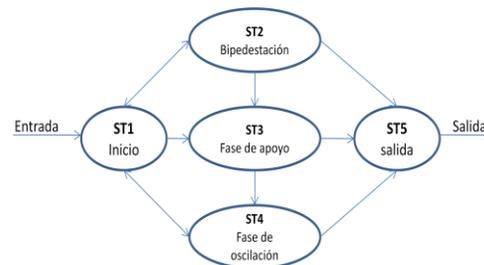


Figura 6. Control mediante máquinas de estado que representan diferentes ciclos de trabajo.



REFERENCIAS

Aminian, K., Jéquier, E., and Schutz, Y. (1995). *Estimation of Speed and Incline of Walking Using Neuronal Network*. IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement, Vol. 44, No. 3, pp. 743-746.

Gowitzke B., and Morris M. (1999). *El cuerpo humano y sus movimientos bases científicas*, Primera edición, Barcelona España, pp. 16-22.

Blaya, J.A., and Herr, H. (2004). *Adaptive Control a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 12, No. 1.

Ceres, R., Pons, J.L., Calderón, L., and Moreno J. (2008). *La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior MANUS-HAND*. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial (RIA), Vol. 5, No. 2, pp. 60-68.

Doerschuk, P.I., Nguyen, V.D., and Li, A.L. (1995). *Neural Network Control of a Three-Link Leg*. Proceeding IEEE International Conference on Tools with Artificial Intelligent. Washington, DC, USA.

Dollar, A.M., and Herr, H. (2008). *Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Changes and State-of-the-Art*. IEEE Transactions on Robotics, Vol. 24, No. 1, pp. 1-15.

Donal A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. Mosby, Inc. USA.

Dorado, J.M., Ríos, P., Flores, I., and Juárez, A. (2004). *Robótica y Prótesis Inteligentes*. <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/int01.htm>.

Galán, R., Jimenez, A., Sanz, R., and Matí, F. (2000). *Control Inteligente. Revista Iberoamericana de Inteligencia Artificial*, Vol. 4, No. 10, pp.43-48.

Han-Pang, H. and Chun-Ying Ch. (2000). *DSP-Based Controller for a Multi-Degree Prosthetic Hand*. Proc. IEEE International Conference on Robotic & Automation, San Francisco, April 2000.

Lópes, A. Azevedo, J. Ferreira, Assis F. and Araújo, G. (2009). *Development of the Myoelectric Controller Based on Knee Angles Estimation*. Proc. Biomedical Electronics and Devices, Porto Portugal, pp. 97-103

Maya, A. Guerrero, E. and Ramírez, J. (2007). *Parámetros de diseño de una Prótesis de rodilla en Colombia*. Proc. IFMBE IV Latin American Congress on Biomedical, Vol. 18, pp. 770-773.

Meléndez-Calderón, A., Caltenco-Arciniega, H.A., Popovic, D.B., and Chong-Quero, J.E. (2008). *Implementación de un control basado en reglas a nivel de coordinación para un caminado simétrico con una prótesis transfemorales activa*. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, Vol. 29, No. 1, pp. 48-56.

Myers, D. and Moskowitz, G. (1981). *Myoelectric pattern recognition for use in the volitional control of above knee prosthesis*. IEEE Transactions Syst.Man Cybern, Vol. 11, No. 4, pp. 296-302.

[Otto Bock, Online]. (2009), Website, URL <http://www.ottobock.com>.

[Blatchford, Online]. (2009). Website, URL <http://www.blatchford.co.uk>.

[Endolite, Online]. (2009) Website, URL <http://www.endolite.com>.

[Ossur, Online]. (2009). Website. URL <http://www.ossur.com>.

[Fillaure, Online]. (2009). Website. URL <http://www.fillaure.com>.

[ETN Online], (2009) Website URL <http://www.sms.mavt.ethz.ch/research/projects/prostheses/control>.

Pagliano, S., Sanguineti, V., and Morasso, P. (1991). *A Neural Framework for Robot Motor Planning*. IEEE/RST International Workshop on Intelligent Robots and Systems. Osaka, Japan.

Parker, G.B., and Georgescu, R.A. (2005). *Using Cycle Genetic Algorithms to Evolve Multi-Loop Control Programs*. Proceeding of the IEEE International Conference on Mechatronics & Automation. Niagara, Canada.

Pons, J.L., Moreno, J.C., Brunetti, F.J., Rocon, E. (2007) *Lower-Limb Wearable Exoskeleton*, Proc. Rehabilitation Robotics, pp. 471-498, Viena, Australia.

Popovic, D.B., and Kalanovic, V.D. (1993). *Output Space tracking Control for Above-Knee Prosthesis*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 40, No. 6, pp. 549-557.

Ryu, J., Young, N., Jae, B., and Christense, H. (2009). *Adaptive CGP Based Coordinated of Healthy and Robotic Lower Limb Movements*. Proc. The 18th IEEE International Symposium on Robot Human Interactive Communication. Toyama, Japan.

Tolosa, L. Torrealba, R. Silva, R. (2007). *Desarrollo de un algoritmo para generar una señal de control para una Prótesis Mioeléctrica de Rodilla*. Proc. CLAIB 2007, pp. 788-791, Berlin Heidelberg.

Rose, J., and Gamble, J.G. (1994). *Human Walking*, 2nd Ed. Baltimore.

Wang, F., Su, J., Xie, H., and Xu, X. (2007). *Terrain Identification on Intelligent Bionic Leg Based on Ground Reaction Force*. Proceeding IEEE International Conference on Integration Technology. Shenzhen, China.

Wilkenfeld A.J. (2000). *Biologically Inspired Autoadaptive Control of a Knee Prosthesis*. Thesis (Ph.D). Massachusetts Institute of Technology, Dept. of Electrical Engineering and Computer Science, USA.

Xiao, J., Su, J., Cheng, Y., Wang, F., and Xu, X. (2008). *Research on Gait Planning of Artificial Leg Based on Central Pattern Generator*. Proc. CCDC Control and Decision Conference, pp.2147-2151. China.

Zehedi, S. (1993). *The Results of the Field Trial of the ENDOLITE Intelligent Prosthesis*. Proceedings XII International Congress of INTERBOR.

Zehedi, S., Sykes, A., Lang, S., and Cullington, I. (2005). *Adaptive prosthesis a new concept in prosthetic knee control*. *Robótica*, Vol. 12, pp. 337-344.