los ojos durante un instante de tiempo, se puede detectar una variación de la energía en la banda alfa en la región occipital, específicamente en los electrodos Oz, O1 y O2. Con el conocimiento de esto, se a filtra la señal en el rango de 8 a 11 Hz, posteriormente se deriva la señal y se eleva al cuadrado para resaltar las altas frecuencias y finalmente se realiza una integración empleando una ventana deslizante.
Al obtener la envolvente de la señal, se procede a detectar el evento. Para este fin y para evitar tener que definir un umbral, se utiliza el criterio de forma de onda, calculando así la *kurtosis* [20] y asumiendo que la distribución de la señal es una distribución normal. Bajo esta premisa, los valores de *kurtosis* por encima del valor 3 son considerados válidos para ser detectados. Con este recurso no se depende de valores de amplitud, puesto que solo se trabaja bajo el concepto de forma de onda. En la Figura 3 se presenta la representación esquemática del detector de desincronización relacionado a eventos.

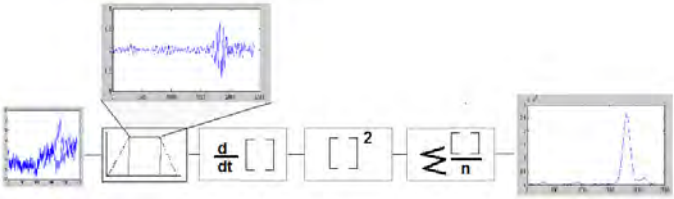



Figura 3. Detección de desincronización de eventos para activar estímulos.

## 2.5 Vehículo autónomo

El vehículo autónomo utilizado en este trabajo pretende de alguna manera emular los comportamientos y la toma de decisión de manera semejante que lo haría un conductor. Desde esta perspectiva, se presenta un esquema general de un sistema de comando de un vehículo autónomo, véase Figura 4, como:

1. Nivel de Control: el nivel más bajo de control es aquel que surge de la comunicación directa de los sensores: GPS, radares, etc. En este nivel se hace la compensación del seguimiento basado en habilidades de comportamiento, por ejemplo mantenimiento de una dirección, velocidad.
2. Nivel de Mando: el nivel medio de comando tiene que ver con una abstracción de la información de los sensores lo cual es llamado percepción y desde allí se realizarían micro-comandos con el fin de conducir el vehículo. Es decir, está relacionado con el seguimiento basado en reglas de comportamiento. Así, se puede definir una referencia, de velocidad o distancia, reglas de parada con semáforos en rojo o cambiar de carril en una autopista.
3. Nivel de Planeación: el nivel más alto tiene que ver con una estructura de abstracción donde se toman decisiones y se realiza lo es llamado de planeación, que corresponde al conocimiento basado en comportamiento. Este requiere análisis consciente de las decisiones, información del entorno y marcas.

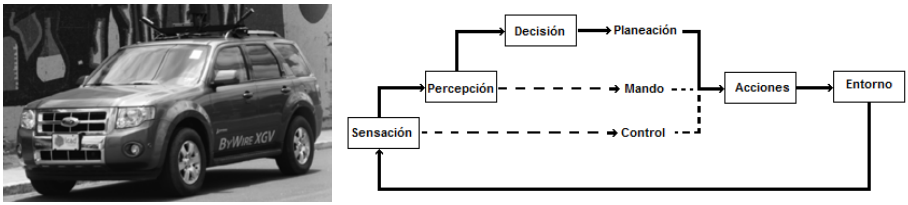



Figura 4. Vehículo autónomo de UFES y representación de los niveles de navegación [19].

## 3. Interfaces cerebro computador como dispositivos de navegación

La propuesta de este trabajo, esquematizada en la Figura 5, presenta la integración de una interfaz cerebro computador híbrida. La razón radica en el hecho de minimizar la fatiga del usuario, ya que las ICC-SSVEP presentan un alto desempeño con relación a su taza de aciertos, pero la presencia de los estímulos en los

instantes en los que no se requiere tomar decisiones, implican un aspecto a mejorar. La ICC- Asíncrona sirve para activar/desactivar los estímulos bajo la voluntad del usuario, reduciendo así, la fatiga que pudiera presentar al encontrarse expuesto a los estímulos, todo el tiempo.

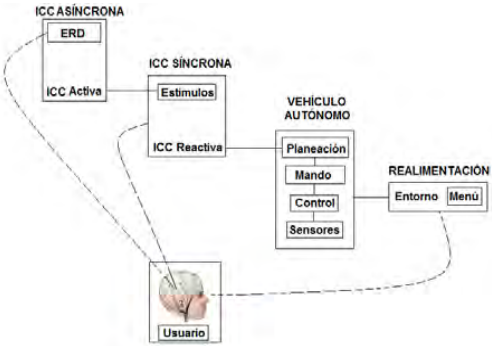



Figura 5. Propuesta del sistema para el comando del vehículo autónomo usando interfaces cerebro computador.

Los comandos clasificados son enviados al módulo de planeación del vehículo autónomo y este ejecuta la acción. Para la selección de los comandos se tiene un menú, véase la Figura 6, el cual presenta al usuario las posibles direcciones que se encuentran georeferenciadas usando un GPS. Cada selección tiene consigo un comando de validación. Cuando la decisión ha sido validada, el sistema desactiva los estímulos. Cuando el usuario requiera realizar una nueva actividad este cerrara sus ojos, y la ICC-Asíncrona detectará este estado y activará los estímulos.

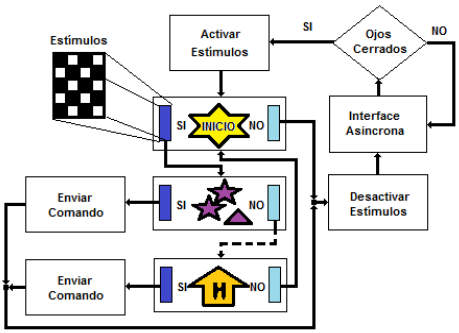



Figura 6. Menú para la selección del destino y control para la activación/desactivación de los estímulos.

## 4. Resultados

Los resultados preliminares que se tienen de la propuesta permiten seguir avanzando al encuentro de un sistema que facilite la conducción segura del vehículo autónomo. Los algoritmos desarrollados e implementados tienen previstos problemas relacionados a la tasa de acierto de las interfaces, grado de confort para el usuario con relación a la de tasa de acierto, y mínima fatiga.

Para asegurar el confort del usuario, los algoritmos de clasificación tienen implementados un sistema de reclasificación y validación de la salida generada, buscando tener una incidencia positiva en la tasa de aciertos y así en el confort por parte del usuario. Para las pruebas de la interfaz cerebro computador basada en la detección de eventos (cierre y apertura de los ojos) se obtuvo un porcentaje de acierto del 90%. Este es un resultado preliminar pues fue realizado para un solo usuario y aun no se ha probado con personas en condición de discapacidad.

## 5. Discusión

La propuesta de ICC busca mejorar aspectos relacionados al confort del usuario, ya que los datos del sistema pasan por un bloque de reclasificación para asegurar que el resultado presentado sea el deseado. Los resultados obtenidos por los algoritmos implementados tienen las siguientes consideraciones: cuando se realizan implementaciones para aplicaciones fuera del ambiente controlado del laboratorio, los resultados son casi impredecibles, por esta razón se hacen abordajes desde el dominio de la frecuencia, como PSDA, y otros abordajes basados en características temporales, como CCA y LASSO, con la finalidad de tener herramientas que permitan adaptarse a las situaciones que puedan presentarse en el vehículo autónomo. En la Figura 7 se observa que los clasificadores que utilizan las señales en el dominio del tiempo presentan mejores respuesta con relación a los valores mínimos y valores promedios. El clasificador PSDA que utiliza la relación error de frecuencia y amplitud de potencia, presenta un mejor desempeño con relación a los valores promedios y la concentración de los datos en términos de la tasa de acierto, comparado con el clasificador PSDA que utiliza la relación señal ruido.

## 6. Conclusiones y trabajos futuros

El uso de ICCs fuera del laboratorio es un paso obligatorio si se piensa en aplicaciones con connotaciones prácticas, ya que de su desarrollo visibiliza los procesos de investigación y proyecta los grupos de investigación en esta temática. Aún falta mucho en el conocimiento del proceso cognitivo relacionado con los paradigmas planteados en las distintas tipos de interfaces, pero las interfaces relacionadas a potenciales evocados visuales presentan un mayor número de investigaciones frente a otras, y sus resultados son alentadores, en las pruebas realizadas en este trabajo se obtuvieron tasas acierto del orden del 70-90%, y la mayor concentración de los datos se encontró en el rango de 90-95%, permitiendo proyectar aplicaciones de este tipo.

Los trabajos que completan este proyecto están encaminados a implementar un sistema para hacer una fusión de datos de los clasificadores y una implementación final en el vehículo autónomo siendo conducido por una persona en condición de discapacidad.

## 7. Agradecimientos

Al CNPq por la financiación concedida (proceso 133707/2013-0) y al Programa de Posgrado de la Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad del Valle, por facilitar mi estancia en Brasil.

## Referencias

[1] M. Thurlings, J. Van, A. Brouwer, and P. Werkhoven. Brain computer Interfaces, Human computer Interation Series, DOI 10.1007/978-1-84996-272-8_5, Springer-verlag London Limited, pp 71-86, 2010.

[2] J. Markoff.«Google Lobbies Nevada To Allow Self-Driving Cars»,The New York Times, 10-05-2011. Consultado el 19-08-2013.

[3] R. Leeb, C. Keinrath, D. Friedman, C. Guger, Scherer R., C. Neuper, M. Garau, A. Antley, A. Steed, M. Slater, and G. Pfurtscheller. Walking by thinking: the brainwaves are crucial, not the muscles!. Presence: Teleop virtural Environ 15 vol 5, pp 500-514, 2006.

[4] G. Pfurtscheller, R. Leeb, C. Keinrath, D. Friedman, C. Neuper, C. Guger, and M. Slater. Walking from thought. Brain Res 1071 vol 1. pp 145-152. 2006.

[5] D. Valbuena, M. Cyriacks, O. Friman, I. Volosyak, and A. Gräser. Brain-computer interface for high-level control of rehabilitation robotic systems. In: 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR '07, art no 4428489, pp 619–625. 2007.

[6] L. Trejo, R. Rosipal, and B. Matthews. Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: Designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 14(2):225–229, art no 1642775. 2006.

[7] P. Martinez, H. Bakardjian, and A. Cichocki. Fully online multicommand brain-computer interface with visual neurofeedback using SSVEP paradigm. Comput Intell Neurosci 2007:94561

[8]. Q. Wei, M. Xiao, and Z. Lu. A Comparative Study of Canonical Correlation Analysis and Power spectral Density analysis for SSVEP detection. Third International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics, 978-0-7695-4444-1/11 $25.00 © IEEE. pp 7-10. 2011.

[9] R. Tibshirani. Regression Shrinkage And Selection Via The LASSO. Journal aof the Royal Statistical Society. Series B (Methodological), Volume 58, Issue 1, pp 267-288. 1996.

[10] C. Bell, P. Shenoy, R. Chalodhorn, and R. Rao. Control of a humanoid robot by a noninvasive brain-computer interface in humans. J Neural Eng 5 (2). pp 214-220. 2008
[11] J. Millán, F. Renkens, J. Mouriño, and W. Gerstner. Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG. IEEE Trans Biomed Eng 51(6) pp 1026–1033. 2004.
[12] Z. Ma, X. Gao, and S. Gao. Enhanced P300-based cursor movement control. In: Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics). LNAI, vol 4565. Springer, Berlin, pp 120–126. 2007.
[13] D. McFarland, D. Krusienski, W. Sarnacki, and J. Wolpaw. Emulation of computer mouse control with a noninvasive brain-computer interface. J Neural Eng 5(2): pp 101–110. 2008.
[14] G. Pires, M. Castelo-Branco, and U. Nunes. Visual P300-based BCI to steer a wheelchair: A Bayesian approach. In: Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'08—'Personalized Healthcare through Technology', art no 4649238, pp 658–661. 2008.
[15] F. Galán, M. Nuttin, E. Lew, P. Ferrez, G. Vanacker, J. Philips, and J. Millán. A brain-actuated wheelchair: Asynchronous and non-invasive brain-computer interfaces for continuous control of robots. Clin Neurophysiol 119(9):2159–2169. 2008.
[16] A. Brouwer, and J. Van. A tactile P300 BCI and the optimal number of tactors: Effects of target probability and discriminability. In: Proceedings of the 4th International Brain- Computer Interface Workshop and Training Course 2008. Verlag der Technischen Universität Graz, Graz, pp 280–285. 2008
[17] R. Ron, A. Díaz, and F. Velasco. A two-class brain computer interface to freely navigate through virtual worlds (Ein Zwei-Klassen-Brain-Computer-Interface zur freien Navigation durch virtuelle Welten). Biomed Tech 54(3):126–133. 2009.
[18] S. Müller, T. Bastos and M. Sarcinelli. Proposal of a SSVEP-BCI to Command a Robotic Wheelchair. Journal of Control, Automation and Electrical Systems, v. 24, pp. 97-105, 2013.
[19] D. Tan, and A. Nijholt. Brain-Computer Interfaces Applying Our Mind To Human-Computer Interaction. Springer-Verlag London Limited ISSN 1571-5035, ISBN 978-1-84996-271-1 pp 71-86. 2010.
[20] L. DeCarlo. On the Meaning and Use of Kurtosis. Psychological Methods, Vol2 No.3 pp 292-307. 1997.
[21] F. Lobo. Sistemas e veículos Autônomos - Aplicações na Defesa. http://paginas.fe.up.pt/~flp/papers/SVA-AD_flp_cdn05.pdf. Consultado 4 sep/2013.
[22] A. Ferrerira; T. Bastos; M. Sarcinelli; J. Martín; J. García; and M. Mazo. Improvements of a Brain-Computer Interface Applied to a Robotic Wheelchair. In: Ana Fred; Joaquim Filipe; Hugo Gamboa.. (Org.). Biomedical Engineering Systems and Technologies. Berlim: Springer Berlin Heidelberg, v. 52, pp. 64-73. 2009.

# Estimação de Velocidade Linear em Marcha Assistida por Andador Utilizando Varredura Laser

C. Rodríguez[1], C. Cifuentes[1],L. Tausel[2], A. Frizera[1], T. Bastos[1]

[1]Universidade Federal do Espírito Santo/Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica: Av. Fernando Ferrari, 514, Vitória, Brasil, camiloard@gmail.com, cacifuentes@gmail.com, anselmo@ele.ufes.br, tfbastos@ele.ufes.br

[2]Politecnicodi Milano/Dipartimento di Meccanica: Campus Bovisa Sud - via La Masa 1, 20156 Milano, Italia, luca.tausel@mail.polimi.it

**Resumo.** Este trabalho apresenta um método para a estimação de velocidade linear em marcha assistida por um andador robótico baseado em um sensor de varredura laser, posicionado na parte inferior do andador para detectar a distância às pernas do usuário. Este artigo está dividido em três partes: (i) implementação do hardware e sensor no protótipo proposto; (ii) processamento dos sinais do sensor laser baseado em algoritmos adaptativos para estimar parâmetros associados à marcha; (iii) análise de marcha e verificação dos dados obtidos pelos algoritmos adaptativos, usando imagens dos experimentos. Nos testes experimentais, o resultado foi a estimação da cadência e da amplitude de passo após 4 segundos. Com isto, foi realizada a estimação da velocidade linear do usuário como parâmetro de controle em tempo real. Estas estratégias serão usadas para a assistência à marcha humana e em terapias e processos de reabilitação.

**Palavras chaves:** marcha assistida com andador, sensor de varredura laser, análise de marcha.

## 1. Introdução

A marcha assistida com andador proporciona apoio durante a bipedestação e usa a capacidade de locomoção residual do indivíduo durante a locomoção [1]. Atualmente existem versões avançadas de andadores do tipo *Rollator* conhecidas como *Smart Walkers* [2][3][4]. Tais dispositivos são dotados de sistemas de locomoção assistida por motores, instrumentação eletrônica e algoritmos de controle baseados na detecção dos movimentos e intenções do usuário, de forma a fornecer melhor suporte para a marcha.

Uma adequada detecção dos parâmetros de interação entre o andador e o paciente é fundamental para um bom desempenho das estratégias de assistência e reabilitação [5]. Alguns dos *Smart Walkers* mais relevantes na literatura utilizam técnicas da medição da evolução temporal dos membros inferiores do usuário, como canal natural de comunicação para obter informação entre o andador e a pessoa. O JARoW [6] propõe o uso de dois sensores de varredura lazer posicionados na parte inferior do andador para fornecer informação dos membros inferiores do usuário, e assim, estimar e predizer a posição dos pés e do corpo, para tomar ações de controle.

O SIMBIOSIS fornece uma plataforma biomecânica multissensorial para a cooperação homem-máquina. Um dos subsistemas sensoriais capta a evolução dos membros inferiores utilizando um conjunto de sensores de ultra som posicionados nos pés do usuário e na plataforma do andador [7]. Além de usar sensores de força para medir as forças de interação entre membros superiores e andador. Combinando as informações dos dois sistemas pode-se gerar comandos relacionados com a navegação do dispositivo [7][8].

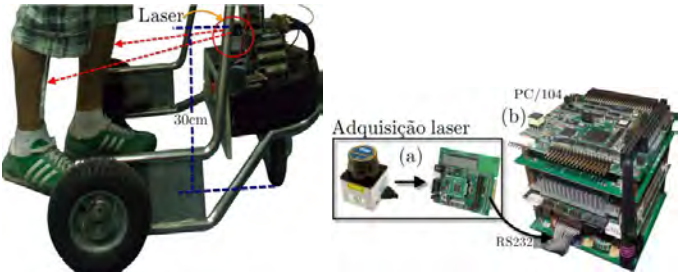
O *UFES Smart Walker*, desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo, dá continuidade ao Projeto SIMBIOSIS. Baseados na detecção da posição das pernas com um sensor de varredura laser embarcado no andador, propõe-se, neste trabalho, uma estratégia de filtragem fazendo uso de algoritmos adaptativos WFLC (*Weighted Frequency Fourier Linear Combiner*) e FLC (*Fourier Linear Combiner*) [8] para extrair parâmetros de cadência e amplitude da marcha e a velocidade linear do usuário como parâmetro de controle em tempo real.

## 2. Metodologia

Nesta seção apresenta-se, em primeiro lugar, o hardware utilizado para aquisição e processamento embarcado dos sinais. Em seguida, é apresentado o algoritmo para extração da velocidade linear do usuário. O método proposto é validado através de experimentos práticos com usuários sem disfunções de marcha, conforme apresentado na seção 3.

### 2.1. Sistema de aquisição e processamento de dados

A estrutura do andador robótico foi desenvolvida pelo Grupo de Robótica e Automação Industrial da UFES. O sistema de locomoção é do tipo diferencial passivo, com uma roda livre na frente. A versão utilizada neste trabalho não inclui os motores de deslocamento. O subsistema para aquisição dos parâmetros da marcha está composto por um sensor de varredura laser [9]. O sensor encontra-se posicionado no centro do andador, voltado para as pernas do usuário, a uma altura de 30 cm do solo. Um estudo preliminar determinou que esta altura corresponde a uma posição intermediária entre os pés e o joelho para uma pessoa de estatura média. Nesta altura pode-se evitar a detecção de informação incorreta, como a detecção da ponteira do calçado ou do joelho durante a marcha (Figura 1(a)).
A informação fornecida pelo sensor laser é processada por um microcontrolador de 16 bits e faz uso de um computador embarcado (PC/104-plus) para a aquisição e processamento em tempo real desta informação (Figura 1(b)).




(a) (b)

Figura 1. (a) Estrutura do andador e posição do sensor laser; (b) Sistema de aquisição

### 2.2. Algoritmo para extração da velocidade linear do usuário

O algoritmo adaptativo FLC (Figura 2) permite estimar a amplitude e fase de sinais quase periódicos com frequência conhecida. A estimação dos coeficientes da série de Fourier é feita dinamicamente com um algoritmo recursivo de mínimos quadrados (LMS). O FLC fornece uma saída de fase zero [10] e um baixo custo computacional, permitindo assim sua implementação em tempo real [11]. O modelo de Fourier com M harmônicos é dado pela equação (1).

$$s = \sum_{r=1}^{M} [w_r sin\,(r\omega_0 k) + w_{M+1} cos\,(r\omega_0 k)] \tag{1}$$

O algoritmo recursivo LMS faz a adaptação do vetor dos coeficientes da série de Fourier ($\mathbf{W}_k$), o qual é usado para gerar uma combinação linear dos componentes senoidais ortogonais aos componentes do vetor de entrada de referência ($\mathbf{X}_k$). O algoritmo FLC pode-se definir como:

$$x_{r_k} = \begin{cases} \sin(r\omega_0 k), & 1 \le r \le M \\ \cos\big((r-M)\omega_0 k\big), & M+1 \le r \le 2M \end{cases} \tag{2}$$

$$\varepsilon_k = y_k - W_k^T X_k \tag{3}$$

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu\varepsilon_k X_k \tag{4}$$

Os parâmetros para se ajustar são M, que é o numero de harmônicos (igual a 1), e o peso de atualização da amplitude, μ igual a $1.8 \cdot 10^{-3}$.Estes resultados foram obtidos de forma experimental com pessoas sem deficiências na marcha.

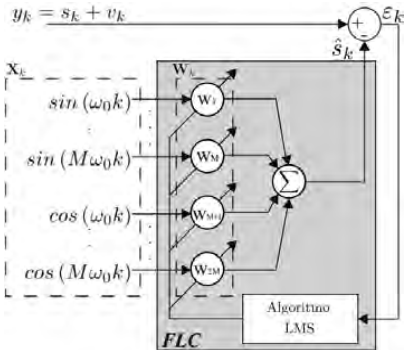



Figura 2. Algoritmo adaptativo *Fourier Linear Combiner* (FLC)

O algoritmo adaptativo WFLC (Figura 3) é uma extensão do FLC, o qual permite estimar a amplitude, frequência e fase de um sinal quase senoidal utilizando uma serie de Fourier truncada, onde os coeficientes de Fourier vão se ajustando dinamicamente usando o algoritmo recursivo LMS.

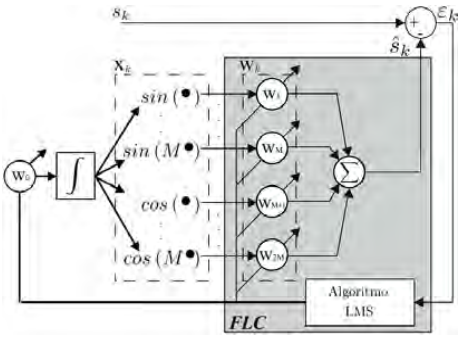



Figura 3. Algoritmo adaptativo *Weighted-frequency Fourier Linear Combiner* (WFLC).

O WFLC pode-se representar pelas equações (5-8).

$$x_{r_k} = \begin{cases} \sin\left(r\sum_{t=1}^{k}\omega_{0_t}\right), & 1 \le r \le M \\ \cos\left(r\sum_{t=1}^{k}\omega_{0_t}\right), & M+1 \le r \le 2M \end{cases} \tag{5}$$

$$\varepsilon_k = s_k - W_k^T X_k - \mu_b \tag{6}$$

$$\omega_{0_{k+1}} = \omega_{0_k} + 2\mu_0\varepsilon_k \sum_{r=1}^{M} r\left(w_{r_k}x_{M+r_k} - w_{M+r_k}x_{r_k}\right) \tag{7}$$

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu_1 \varepsilon_k X_k \quad (8)$$

A equação (5) representa um sinal senoidal de frequência fundamental $\omega_{0t}$. O erro usado para realizar a adaptação está descrito pela equação (6). Os pesos da frequência e amplitude, atualizados através do algoritmo LMS, são dados pelas equações (7) e (8), respectivamente. Os parâmetros para se ajustar são: M, que é o numero de harmônicos para este trabalho igual a 1; frequência instantânea de inicialização $\omega_0$ igual 1; pesos de atualização da amplitude e frequência $\mu_0$ e $\mu_1$ igual a $2 \cdot 10^{-5}$ e $1.5 \cdot 10^{-3}$ respectivamente; e peso de repouso $\mu_b$ igual a 0, para compensar o desvio de baixa frequência [12]. Estes parâmetros foram ajustados para estimar a frequência do sinal de entrada de cadência.
O algoritmo para a extração de distância e ângulo das pernas usando os sinais do sensor laser foi desenvolvido em trabalhos anteriores [13]. O esquema contendo o método proposto neste trabalho é apresentado na Figura 4. Com este método é possível realizar a estimação de parâmetros espaço-temporais da marcha, tais como: amplitude, cadência e velocidade linear instantânea do usuário.

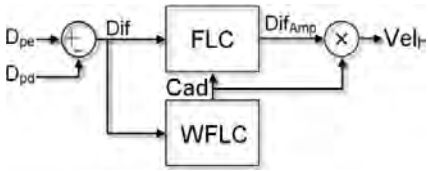



Figura 4. Algoritmos adaptativos empregados para extração da velocidade linear do usuário.

Os sinais de distância, em relação ao andador, das pernas esquerda ($D_{pe}$) e direita ($D_{pd}$) são subtraídos para obter um único sinal diferencial (Dif). O algoritmo adaptativo WFLC faz uso deste sinal para extrair a cadência da marcha (Cad). O algoritmo FLC opera estimando os coeficientes de amplitude da Série de Fourier com frequência igual à cadência de marcha (Cad), sendo que a amplitude do sinal diferencial ($Dif_{Amp}$) é obtida através destes coeficientes. Com a informação de amplitude e cadência de marcha, pode-se inferir a velocidade do usuário dada pelo produto das duas grandezas [5].

## 3. Validação do algoritmo

Para a validação do algoritmo 6 usuários sem patologias associadas à marcha foram escolhidos. Estes apresentam as seguintes características: dois têm estatura superior a 180 cm (Altos - Figura 5(a)), dois estão entre 170 cm e 180 cm (Médios - Figura 5(b)) e dois são mais baixos que 170 cm (Baixos- Figura 5(c)). Cada usuário realizou oito repetições da trajetória reta com comprimento de 12 m com o andador. Dentre as repetições, quatro foram feitas com uma cadência de meio passo por segundo e as outras quatro com uma cadência de um passo por segundo. O ritmo da marcha foi definido por um metrônomo, com passos de 500mm indicados em marcas fixadas no solo. Desta forma, foram definidas duas velocidades de marcha: 250 mm/s e 500 mm/s para a validação da metodologia proposta. Como pode ser visto na Figura 5, a maior amplitude de cada passo é dada pela $distância_{3-4}$ correspondente às marcas no chão, mas, o valor medido pelo sensor laser é a $distância_{1-2}$.

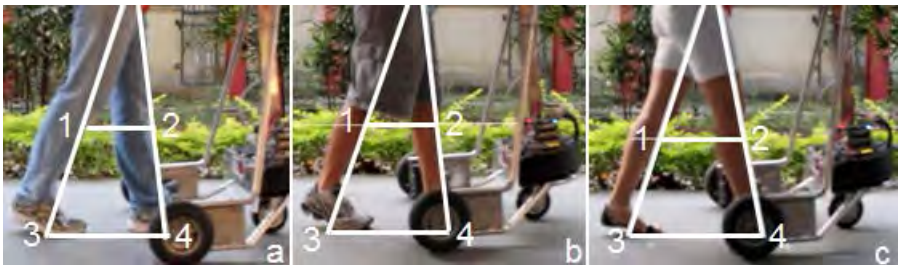



Figura 5. (a)Pessoa de estatura alta;(b) Pessoa de estatura media; (c)Pessoa de estatura baixa.

Todos os experimentos foram gravados com o fim de medir a relação entre as duas distâncias, e realizar os ajustes de forma a minimizar o erro de posição do sensor laser. Após a análise dos dados dos 6 pacientes encontrou-se uma proporção constante entre a distância real 3-4 e a medida 1-2, definida pela relação: $distância_{3\text{-}4} = k * distância_{1\text{-}2}$. Esta constante será utilizada para multiplicar a amplitude estimada pelo bloco FLC a fim de obter a amplitude real do passo.

## 4. Resultados

Na figura 6 pode-se observar um experimento com cadência de um passo por segundo. A Figura 6(a) mostra a posição das pernas. A diferença da posição das pernas, entrada do algoritmo de estimação de velocidade, é apresentada na Figura 6(b). A Figura 6(c) apresenta a cadência estimada pelo algoritmo WFLC. Como foi definido nas especificações do experimento, a amplitude do passo deve ficar próximo a 500 mm após multiplicada pela constante de proporção obtida anteriormente. A amplitude estimada pelo algoritmo FLC (compensada) é apresentada na Figura 6(d). Finalmente, observa-se a velocidade obtida do produto da amplitude pela cadência estimada (Figura 6(e)).

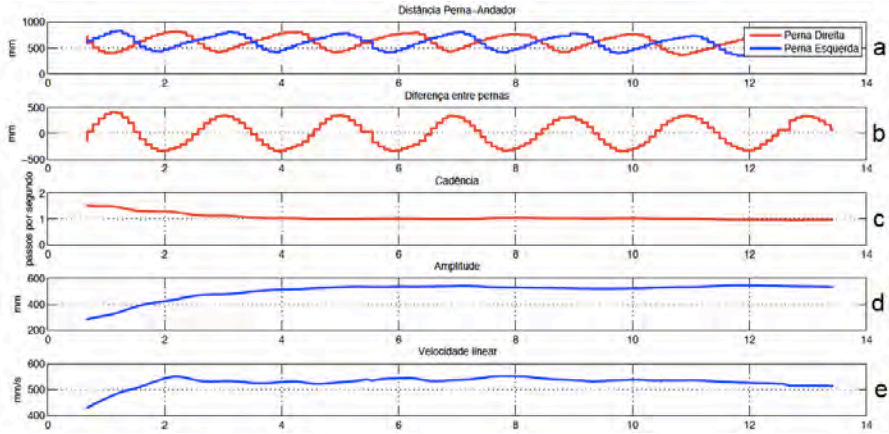


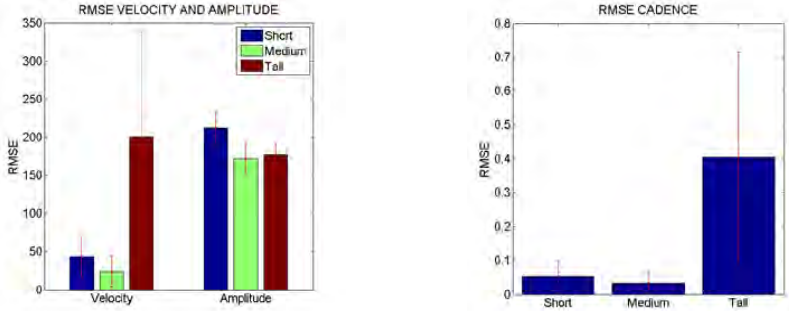

Figura 6.(a) Evolução espaço-temporal das pernas direita (vermelho) e esquerda (azul); (b) Diferença da posição das pernas; (c) cadência estimada pelo algoritmo WFLC; (d) Amplitude estimada pelo algoritmo FLC (compensada); (e) Velocidade obtida do produto da amplitude pela cadência estimada.

Como pode-se ver em Figuras 7(a) e 8(a), o erro de amplitude é quase constante para diferentes velocidades do usuário e para diferentes grupos de usuários divididos por tamanho, isso é principalmente devido ao fato de que há fita no chão a cada passo. Pessoas mais altas apresentam maior porcentagem de erro na obtenção de uma boa cadência e velocidade, enquanto as pessoas de pequeno e médio tamanho tem erro muito similar, Figuras 7(a) e 7(b). Isto poderia ser devido ao comprimento do passo proposto para as experiências, que é de 500 mm e é, provavelmente, curto para uma pessoa de maior estatura.
Além disso, observa-se, nas figuras 8(a) e 8(b), que ao realizar a marcha com baixa velocidade é mais provável cometer um erro porcentual maior de cadência e velocidade. Isto pode ser causando pela velocidade de marcha muito baixa (250 mm/s). Vale ressaltar que usuários sem patologia não estão habituados a caminhar em uma velocidade tão baixa.

## 5. Conclusões

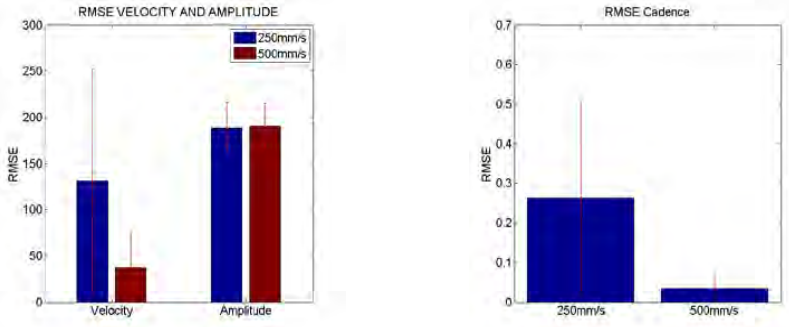
Neste trabalho foi apresentado um método de estimação da amplitude do passo, cadência da marcha e velocidade linear em marcha assistida para um andador robótico. Os erros quadráticos médios de estimação da amplitude foram de 193.647±(29.473)mm, velocidade 35.503±(34.429)mm/s, cadência 0.06±(0.0603)passos/s.

Vale ressaltar que estas medidas de erro incluem não só falhas do algoritmo proposto, mas também imprecisões na realização da marcha com a cadência indicada (metrônomo) e erros de posicionamento dos pés sobre as marcas do solo. Experimentos futuros com uma referência externa de medida serão realizados com o fim de separar estas diferentes fontes de erro. Observou-se um desempenho similar para usuários com diferentes estaturas (160 cm a 190 cm) nas duas cadências analisadas. Em trabalhos futuros, esta proposta de estimação de velocidade linear será integrada a aplicações de controle em assistência à marcha mediante a instalação de motores de tração nas rodas do andador.




a b

Figura 7.(a) Erro quadrático médio para velocidade e amplitude dividindo os usuários testados em três categorias na base da altura, em azul, verde e vermelho, respectivamente, os usuários baixos, médios e altos.(b) Erro quadrático médio para cadência dos três grupos de usuários, da esquerda para a direita baixos, médios e altos. As linhas vermelhas são o desvio padrão do valor.




a b

Figura 8.(a) Erro quadrático médio para velocidade e amplitude dividindo os testes em duas categorias na base da velocidade pretendida, em azul e vermelho, respectivamente, os testes feitos com 250 mm/s e 500 mm/s. (b) Erro quadrático médio para cadência dos dois grupos de testes com diferentes velocidades, da esquerda para direita 250 mm/s e 500 mm/s. As linhas vermelhas são o desvio padrão do valor a que se referem.

## Referencias

[1] M. M. Martins, C. P. Santos, A. Frizera-Neto. Assistive mobility devices focusing on smart walkers: Classification and review. Robotics and Autonomous Systems, Vol. 60, no. 4, pp. 548–562, 2012.

[2] A. Frizera-Neto, R. Ceres, J. L. Pons, A. Abellanas, R. Raya. The Smart Walkers as Geriatric Assistive Device. The SIMBIOSIS Purpose. Gerontechnology. Vol. 7, no 2, pp. 108, 2008.

[3] O. Chuy Jr, Y. Hirata, Z. Wang, K. Kosuge. Motion control algorithms for a new intelligent robotic walker in emulating ambulatory device function. Mechatronics and Automation, IEEE International Conference, Vol. 3, pp. 1509-1514. 2005.

[4] F. Shi, Q. Cao, C. Leng, H. Tan. Based on force sensing-controlled human-machine interaction system for walking assistant robot. InIntelligent Control and Automation (WCICA), 8th World Congress, IEEE, pp. 6528-6533. 2010.

[5] A. Frizera-Neto, A. Elias, J. del-Ama, R. Ceres, T. F. Bastos. Characterization of spatio-temporal parameters of human gait assisted by a robotic walker. Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on. IEEE, pp. 1087-1091. 2012.
[6] G. Lee, E. J. Jung, T. Ohnuma, N. Y. Chong, & B. J. Yi. JAIST robotic walker control based on a two-layered kalman filter. In Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on (pp. 3682-3687). IEEE. May, 2011.
[7] A. Frizera-Neto, R. Ceres, E. Rocón de Lima, & J. L. Pons. Empowering and assisting natural human mobility: The simbiosis walker. International Journal of Advanced Robotic Systems, 8(3), 34-50. 2011.
[8] A. Frizera-Neto, J. A. Gallego, E. Rocon, J. L. Pons, R. Ceres. Extraction of user's navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait. Biomedical engineering online, Vol. 9, no 1, pp. 37, 2010.
[9] Hokuyo Automatic Co., Ltd. Scanning Laser Range Finder URG 04-LX. 2006.
[10] Vaz, C. A. and Thakor, N. V. Adaptive fourier estimation of time-varying evoked potentials, Biomedical Engineering, IEEE Transactions on 36(4): 448-455. 1989
[11] C. Vaz, X. Kong, and N. Thakor. Anadaptive estimation of periodic signals using a fourier linear combiner, Signal Processing, IEEE Transactions on 42(1): 1-10. 1994
[12] C. Riviere. Adaptive Suppression of Tremor for Improved Human-machine Control, PhD thesis, Johns Hopkins University. 1995
[13] V. a. Schneider junior, A. Frizera-Neto, C.T. Valadão, A. Elias, T. F. bastos Filho, A.B. Filho. Detecção de pernas utilizando um sensor de varredura laser aplicado a um andador robótico. Anais do XIX Congresso Brasileiro de Automática, CBA. 2012.

# Nuevo Paradigma de Desarrollo Inclusivo Aplicado a una Plataforma Robótica de Movilidad Asistida para Niños con Parálisis Cerebral

G. Mercado[1], H. Fernández[1], V. González[1] y F. Brunetti[1,2]

[1]Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción", Asunción, Paraguay, (595 21) 334650, (595 21) 310072, gabi_8700@hotmail.com

[2]Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Madrid, España

**Resumen.** En este artículo se presentan los trabajos realizados en el marco del proyecto INCLUD.ING llevado adelante por la Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción" de Paraguay con la ayuda de la Fundación Teletón. El proyecto propone un nuevo paradigma llamado "Desarrollo Tecnológico Inclusivo" que busca la integración de los usuarios en el proceso de desarrollo de tecnología. Aplicando este paradigma se plantea el desarrollo de una plataforma robótica de movilidad asistida, abierta y de bajo costo, para niños con parálisis cerebral. Participan del desarrollo estudiantes de ingeniería, profesores, y la plataforma está diseñada para que los niños y/o su entrono puedan participar del montaje y configuración de la misma.

**Palabras clave:** Desarrollo Tecnológico Inclusivo, movilidad asistida, robótica, parálisis cerebral.

## 1. Introducción y contenidos

Las lesiones cerebrales que ocasiona la parálisis cerebral (PC) se producen a partir del período fetal hasta los 3 años de edad, [1]. Para potenciar el desarrollo físico-cognitivo, se recomienda una intervención temprana en cuanto a rehabilitación e inclusión. Uno de los principales desafíos son las dificultades en la movilidad autónoma, siendo esta capacidad esencial para el desarrollo social de estos niños, [2].

Los dispositivos robóticos de asistencia a la movilidad para niños con PC se pueden clasificar en dos grupos: las herramientas de rehabilitación y los utilizados como ayuda a la movilidad. Una revisión actualizada del estado del arte puede encontrarse en [3,4].

Los principales dispositivos de ayuda a la movilidad son los andadores y las ortesis. Estas ayudas buscan compensar la marcha funcional en estado de bipedestación. Existen dispositivos comerciales como el NFWALKER o el INNOWALK [5].

En otros tipos de ayudas robóticas el usuario no se encuentra en estado de bipedestación, como es el caso de las sillas de ruedas o de los vehículos autónomos. Un ejemplo es el vehículo robótico PALMIBER, el cual es un medio lúdico específicamente diseñado para niños con PC para potenciar el desarrollo integral. Desde su concepción hasta su diseño e implementación final se han tenido en cuenta criterios que atienden a las necesidades específicas de los niños con PC. El vehículo comenzó a desarrollarse en el marco del proyecto PALMA [6]. Al nivel comercial se encuentra el Smart Wheelchair y el Smart Platform [7], silla de rueda pediátrica que permite adaptar sistemas de posicionamiento personal y que cuenta con sensores para evitar colisiones.

A pesar de esta variedad de dispositivos de asistencia, es bien sabido que la rehabilitación de un niño con PC no se limita a un problema de compensación motriz. El concepto de rehabilitación integral no solo busca compensar deficiencias motoras, sino que propone el uso de las ayudas de rehabilitación como elementos de desarrollo físico, cognitivo y de inclusión social.

En el Paraguay, las ayudas técnicas muchas veces resultan privativas en términos de costos para gran parte de la población afectada por patologías neuromotoras. Muchos de los dispositivos comercializados no son de bajo costo. Además, dada la realidad socio-política del país, y la escasa presencia y medios del estado en la materia, la rehabilitación y la inclusión social se limita únicamente a un esfuerzo del entorno del afectado.

Este trabajo presenta los avances del proyecto INCLUD.ING llevado a cabo por el Departamento de Ingeniería Electrónica e Informática de la Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción" del Paraguay con la ayuda de la fundación Teletón, la principal institución de rehabilitación de niños con PC del país. El proyecto propone un novedoso paradigma de desarrollo tecnológico inclusivo para la construcción de una plataforma robótica de movilidad asistida. Con este paradigma se busca utilizar la tecnología no solo como una herramienta de movilidad, sino también como un elemento de inclusión y de desarrollo cognitivo. Además, siguiendo esta aproximación, se garantiza una adecuación de la solución a la realidad social de los participantes.

## 2. Paradigma de Desarrollo Tecnológico Inclusivo

El juego es una de las actividades pedagógicas más importantes [8]. El juego es un proceso de exploración, y está asociado a la manipulación, la comunicación, la movilidad y al entorno.
Los niños con PC, al tener problemas de motricidad, desde temprana edad se ven limitados en estos procesos de aprendizaje tradicionales, lo que puede llevar a posteriores problemas cognitivos.
En los últimos años, la robótica se ha desarrollado también como una actividad lúdica para todas las edades. De aquí surge la posibilidad de utilizar la misma como una potencial experiencia inclusiva. En el desarrollo de la solución robótica, no sólo participan profesionales técnicos cualificados sino también los usuarios y su entorno, potenciando la integración.
Además, el dispositivo robótico objetivo, es capaz de impactar positivamente en la misma línea. Si se desarrolla una plataforma de movilidad, ayudará a la integración del niño, quien podrá de forma autónoma explorar, jugar y aprender.
El desarrollo propuesto sigue los requisitos descrito por Raya [2] para un dispositivo de asistencia a la movilidad para niños con parálisis cerebral. A estos requisitos el paradigma propuesto incluye la necesidad de que el niño y su entorno puedan interactuar con la plataforma y su proceso de desarrollo.
Para lograr estos objetivos, el proyecto propone una arquitectura abierta a distintos niveles implementación para poder replicarse de manera sencilla en el proceso de desarrollo inclusivo. El sistema está diseñado priorizando el bajo costo y apuntando a la población objetivo de niños con PC con una edad comprendida entre 5 y 11 años.

## 3. Arquitectura del sistema

El sistema diseñado está compuesto por 10 módulos independientes (Figura 1) que interactúan con el controlador central a través de distintas interfaces. Para la selección de los componentes de cada módulo se tuvo en cuenta el costo, la accesibilidad y el cumplimiento de los requerimientos mínimos funcionales (velocidad, peso, interfaces, etc.).
Los módulos principales de la arquitectura lo constituyen:
**MÓDULO 1: Núcleo central del sistema.** A él van conectados todos los módulos periféricos. Deberá tener los recursos necesarios para el procesamiento, manejo y control de la información proveída por los demás módulos.
Para este módulo se optó por utilizar el BeagleBone [9], cuyo elemento central lo constituye un procesador ARM corriendo a 700 MHz, con 512 Mbytes de RAM y una tarjeta de memoria SD de 4 Gbytes. Es capaz de ejecutar el sistema operativo Linux.
Linux en sus distribuciones básicas no es un sistema operativo de tiempo real. Sin embargo, para ser utilizado en una plataforma robótica del tipo propuesto, es necesario que el controlador ejecute parte de sus tareas en tiempo real. Por este motivo, se ha portado los módulos de Xenomai [10] a la distribución de Linux por defecto del BeagleBone.
Xenomai fue creado en el 2001 para facilitar la migración de aplicaciones industriales a un entorno GNU/Linux manteniendo el requisito de tiempo real. Se basa en un enfoque de doble núcleo, con un pequeño co-kernel corriendo alado de Linux en el mismo hardware, las tareas en tiempo real son

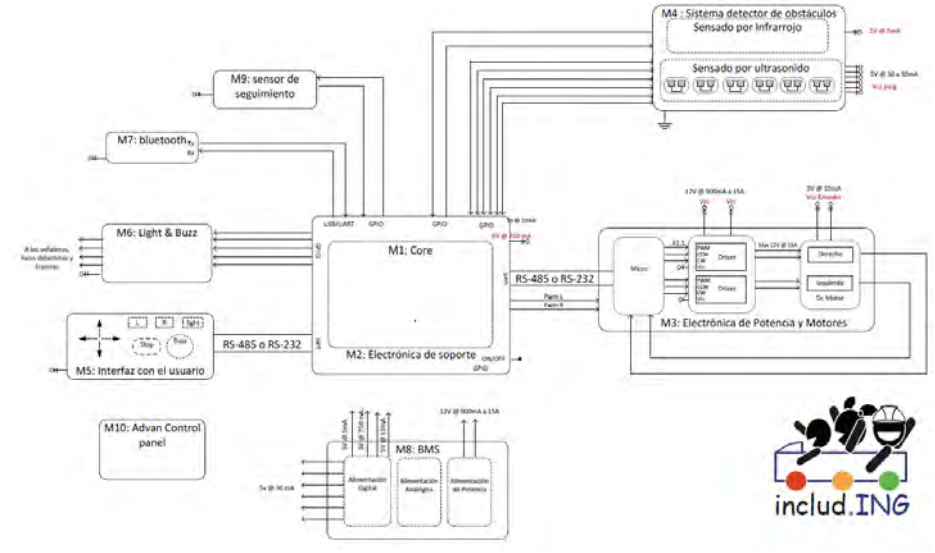



Figura 1. Diagrama completo del sistema donde se observan los módulos funcionales del sistema. El número de señales que unen a cada módulo corresponden a las señales de las interfaces diseñadas.

**MÓDULO 2: Electrónica de soporte**. Es una interfaz física que estandarizara las conexiones físicas de los demás módulos al Núcleo del sistema, con este módulo se logra que las conexiones sean independientes a la plataforma escogida en el Núcleo. Además en este módulo se agregan las adaptaciones eléctricas necesarias de para hacer compatibles todos los módulos.

**MÓDULO 3: Electrónica de potencia y Motores**. Este módulo comprende los motores encargados de mover la plataforma cumpliendo con los requerimientos necesarios (peso, velocidad, etc.), los drivers que serán encargados de proveer la potencia necesaria a los mismos y la unidad de control del propio módulo. La plataforma cuenta con 6 ruedas actuadas, 3 a cada lado (izquierda, derecha). Para controlar el sentido de avance de cada lado de la plataforma, son necesarios únicamente dos drivers, Uno por lado. Así, cada driver control 3 motores. Dos de los 6 motores cuentan con un *encoder* incremental, que no da la posibilidad de implementar esquemas más avanzados de control, por ejemplo la velocidad de cada lado. Estas medidas son manejadas mediante un microprocesador (la unidad de control del módulo), encargado de mantener el sincronismo tanto entre la rama de motores del lado izquierdo como el derecho. La comunicación entre este módulo y el M1 se realiza mediante comunicación serial (RS-232).

Los motores elegidos son “Pololu 100:1 Metal Gearmotor”, [5], que generan un par máximo de 1.5 N-m, mientras que el driver es el “MD30B Enhanced 30A Motor Driver”, [6], el cual es capaz de brindar hasta 20A. El drives es controlado mediante señales PWM. Además cuenta con entradas lógicas para controlar el sentido de giro. Para la unidad de control se ha seleccionado la plataforma “Arduino UNO”, [7], que posee una velocidad de reloj de 16MHz, cuenta con una entrada serial, y salidas PWM. La selección de estos componentes se llevó a cabo teniendo en cuenta los requisitos citados al principio, donde imperaron el bajo costo y la disponibilidad de los componentes.

**MÓDULO 4: Sistema de detección de obstáculos y desniveles.** Este módulo comprende sensores de ultrasonido para detección de obstáculos y un sensor de infrarrojo para detectar desniveles muy grandes como los de una escalera. El sensor de ultrasonido elegido es el “Parallax Ping Ultrasonic Sensor”, que es capaz de medir distancias de 2 cm hasta 3 m, [11].

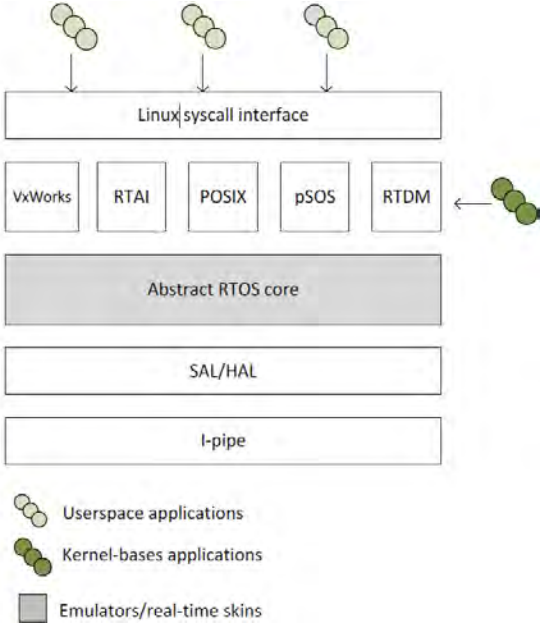



Figura 2. Arquitectura del módulo Xenomai, utilizado en el proyecto INCLUD.ING.

**MÓDULO 5: Interfaz con el usuario**. Este módulo consiste en un panel accesible con el cual el usuario controla las tareas de la plataforma (avance, retroceso, izquierda, derecha, luces y bocina). El mismo cuenta con botones pulsadores de gran tamaño para poder ser accionados con la palma de la mano. Cada uno se encuentra iluminado con un propósito instructivo o bien de realimentación. Este módulo cuenta, al igual que el M3, con una unidad de control. Esta unidad recibe los comandos del M1 (encendido de luces de botones, barrido, modo de funcionamiento, etc.) y transmite los eventos capturados (pulsado de botones) por una interfaz serial. Para este módulo también se utilizará un microcontrolador de la familia Arduino.
**MÓDULO 6: Luces y bocinas.** Comprende las luces delanteras de iluminación del camino, las traseras de freno, los señaleros de giro izquierdo y derecho, y una bocina. Este módulo es importante para el objetivo lúdico y de interacción con la plataforma.
**MÓDULO 7: Enlace Inalámbrico.** La plataforma incluye este módulo para conectarse con un sistema externo de monitorización y configuración de la plataforma. Se ha elegido la tecnología Bluetooth para el enlace, considerando su popularidad en computadoras y tabletas, siendo además de bajo costo.
**MÓDULO 8: BMS**, **Sistema de Administración de Baterías** (del inglés "*Battery Management System*"**)**. Es el módulo encargado de la gestión de la batería recargable, y de proveer energía a los módulos a los niveles de tensión necesarios.
**MÓDULO 9: Sistema de seguimiento**. Este módulo incluye los sensores necesarios para implementar los algoritmos de navegación en interiores. La solución propuesta apunta a una solución para ambientes estructurados.

## 4. Desarrollo inclusivo: Montaje e Interfaces de acceso a la plataforma

En la sección anterior se describió la arquitectura de la plataforma. La misma fue diseñada y está en fase de implementación por parte de un equipo de estudiantes e ingenieros jóvenes, asesorados por profesores de experiencia. Desde el punto de vista del paradigma propuesto, esta fase no se puede considerar inclusiva, ya que existen claramente restricciones técnicas importantes para poder participar del proceso.
El proyecto sí propone que las siguientes etapas si se realicen de manera inclusiva. Conviene destacar nuevamente a que nos referimos con "desarrollo inclusivo". Este paradigma reconoce el valor de la

participación del usuario y su entorno en el desarrollo de la solución a ser utilizada por el mismo. Así, el proyecto, propone la participación del usuario y su entorno, no solo en la fases clásicas de elaboración de requisitos del sistema y de la validación del mismo, sino también en dos fases concretas del desarrollo: el montaje y la configuración de la plataforma.

La participación del niño en fase del montaje dependerá de sus capacidades de motrices y más específicamente de manipulación. No obstante, la inclusión apunta principalmente al entorno del usuario, es decir a su familia, encargados o amigos. Para esto, la plataforma fue diseñada (figura 3) para ser totalmente desmontable, utilizando bulones, tornillos y tuercas. Además se incluyen canaletas para el cableados y conectores unidireccionales para evitar posibles malas conexiones. Toda la plataforma y sus piezas estarán disponibles con una documentación en detalle para facilitar la tarea de montaje. Los actuadores y sensores, y otros materiales de soporte (Controlador, batería, etc.) cuentan con lugares de colocación específicos ya preparados para la instalación y son brindados en forma modular.

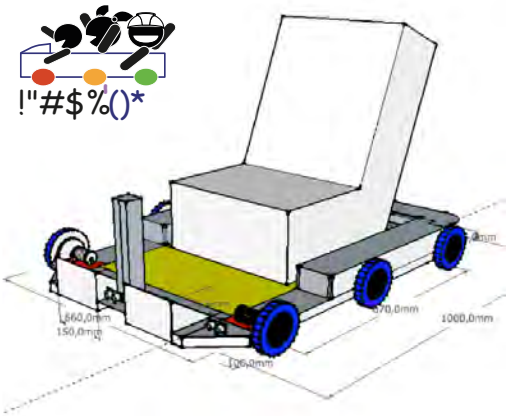



Figura 3. Diseño de la plataforma. Se propone una plataforma sencilla en madera, de fácil montaje, y que permita la fácil inclusión de accesorios (interfaces de control, luces, etc.)

El proyecto apunta a la participación del niño y su entorno en la tarea de configuración y personalización de la plataforma. En este punto, la interfaz con el usuario en la instancia fundamental. La interfaz presenta la posibilidad de un conexionado de múltiples accesorios. Hasta ahora se han identificado los siguientes: joystick para control de la dirección, botones para el control de la dirección, botón de encendido de luces, y botón de bocina. Todas estos generadores de eventos están monitorizados por un Arduino que sirve como controlador del módulo de interfaz (Módulo 5 de la arquitectura). Así, el usuario puede ir configurando con qué botones desea controlar los diferentes eventos. Para esto bastará con conectar el botón con la entrada de controlador correspondiente. Para esto se usarán conectores de audio tipo jack stereo. En la figura 4 se observa el panel estándar de interfaz con el usuario y el esquema de conexión estándar que deben respectar los botones a ser conectados.

## 5. Conclusiones y trabajo futuro

El principal aporte de este trabajo constituye la propuesta novedosa del desarrollo inclusivo, por el cual el niño y su entorno pueden explorar nuevas vías lúdicas de rehabilitación, inclusión e implicación mediante el uso de tecnologías robóticas.

Se presenta, además, una propuesta de arquitectura de bajo costo para el desarrollo de una plataforma robótica para asistir a la movilidad de niños con PC. Un aspecto a resaltar es la utilización de una unidad de control con buena capacidad de cómputo que permite el desarrollo de aplicaciones de elevada complejidad con herramientas que permiten abstraer el hardware subyacente.

Entre los trabajos futuros se encuentra la construcción final del prototipo que pueda ser evaluado, siguiendo el paradigma propuesto, por niños y educadores en TELETÓN.

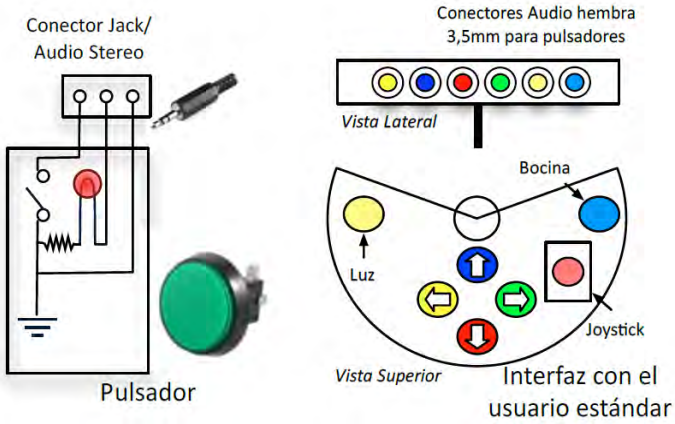



Figura 4. Pulsador estándar para generación de eventos e interfaz estándar propuesta por los diseñadores la plataforma. Esta interfaz se encuentra controlada por un Arduino (Módulo 5 de la arquitectura)

## Referencias

[1] H. Z. Abdel-Hamid, et al. Cerebral Palsy. Medscape Reference. Disponible en: http://emedicine.medscape.com/article/1179555-overview#aw2aab6b2b2. Fecha de último acceso: 24/5/2013. [2] R. Raya López. Nuevas estrategias para la interacción y la movilidad de niños con parálisis cerebral según un modelo convergente. Tesis Doctoral. Departamento de Electrónica. Escuela Politécnica Superior. Universidad de Alcalá. Alcalá de Henares - España. 2011.

[3] C. McMurrough, et al. A Survey of Assistive Devices for Cerebral Palsy Patients. Proceeding PETRA '12. Proceedings of the 5th International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments. Article No. 17. Publisher ACM New York, USA. 2012.

[4] A. Zupan, M. Jenko. Assistive technology for people with cerebral palsy. Eastern Journal of Medicine. Vol. 17. No. 4. Pages 194-197. 2012.

[5] Made for Movement Group. http://madeformovement.com/. Fecha de último acceso: 28/5/2013.

[6] L. Azevedo. A Model Based Approach to Provide Augmentative Mobility to Severely Disabled Children through Assistive Technology. Tesis Doctoral. Universidad del País Vasco. 2006.

[7] Smile Rehab LTD. Smart Chair and Smart Platform. Disponible en: http://smilerehab.com/. Fecha de último acceso: 28/5/2013.

[8] A. Hurst, J. Tobias. Empowering Individuals with Do-It-Yourself Assistive Technology. ASSETS'11, October 24–26, 2011, Dundee, Scotland, UK.

[9] BeagleBoard.org. Beaglebone plataform. Disponible en: http://beagleboard.org/bone. Fecha de último acceso: 28/5/2013.

[10] K. Yaghmour, Jon Masters, Gilad Ben-yossef y Philippe Gerum. Building Embedded Linux system, O'reilly 2 edicion.

[11] Parallax Inc. Hoja técnica del Parallax Ping Ultrasonic Sensor. Disponible en: http://www.parallax.com/Portals/0/Downloads/docs/prod/acc/28015-PING-Sensor-Product-Guide-v2.0.pdf. Fecha de último acceso: 28 de mayo de 2013.

# Análisis del Proceso de Levantamiento de Personas con Deficiencias Motoras Mediante Técnicas de Suspensión

E. Urendes[1], R. Ceres[1], J.L. Pons[1]

[1]Grupo de Bioingeniería – CSIC: Carretera Campo Real Km 0.2 La Poveda 28500 España
eloy.urendes@csic.es ceres@iai.csic.es jl.pons@csic.es

**Resumen.** El proceso de elevación de personas con deficiencias motoras es necesario para la rehabilitación de marcha, compensación funcional o simplemente en la realización de ciertas tareas en la vida cotidiana. Por ello, existe un amplio conjunto de ayudas técnicas que ayudan al propio usuario o personal a cargo, de facilitar el proceso de levantamiento con el menor esfuerzo físico posible. Este trabajo, se enmarca en el proyecto HYBRID, que contempla un sistema de rehabilitación de macha con funciones de elevación y suspensión del paciente. En este trabajo, se presenta una caracterización de la distribución de fuerzas generadas durante el proceso de levantamiento y del comportamiento de la estructura durante dicho proceso.

**Palabras clave:** levantamiento, tecnología de apoyo, discapacidad, suspensión

## 1. Introducción

Un gran número de personas padecen patologías y deficiencias en general que les impiden o dificultan en gran medida la ejecución de movimientos, como la marcha autónoma e incluso el mantenimiento en posición de bipedestación. La etiología de este gran grupo de sujetos es muy diversa, ya que comprende una serie de disfunciones motoras que pueden tener su origen en problemas de debilidad o distrofia muscular o en deformaciones o degradaciones óseo-articulares, pero también estos trastornos en una gran proporción, se deben a causas neurológicas tales como lesión medular, accidentes cardiovasculares, esclerosis múltiple, parálisis cerebral y otras. Estas personas permanecen habitualmente en cama o en silla de ruedas lo que a su vez les acentúa los problemas músculo-esqueléticos. Además esta inmovilización prolongada provoca una serie de complicaciones fisiológicas renales, dermatológicas y vasculares entre otras, por lo que se recomienda la bipedestación. Otros aspectos negativos que conllevan estas situaciones de mayor o menor dependencia se refieren a la menor autoestima y participación social que pueden desarrollar.

En estos casos, para reducir estas complicaciones y dependiendo del tipo y del grado de afectación se deben llevar a cabo diferentes acciones que implican ya sea procesos de rehabilitación, en los casos en que las funciones pueden ser recuperadas, como de prescripción y aprendizaje de dispositivos de compensación para la ejecución por medios alternativos de estas funciones perdidas [1, 2, 3]. En ambos tipos de actuaciones es preciso levantar a estas personas tanto para llevar a cabo ejercicios de locomoción [4] como si se trata de mantenerlas en posición de bipedestación [5].

Para las personas consideradas, la operación de levantamiento es por tanto previa y necesaria para el uso de bipedestadores estáticos y así mismo para realizar ejercicios de marcha en barras paralelas, con bastones o muletas, con andadores, con los diferentes tipos de entrenadores de marcha.

## 2. El proceso de levantamiento

En el proceso de levantamiento de la posición sentado a la de pie, aunque tienen lugar normalmente movimientos asociados de apoyo de extremidades superiores y de estabilización de tronco y cabeza, sin embargo se lleva a cabo principalmente por las extremidades inferiores, teniendo lugar en su primera fase un movimiento de dorsiflexión parcial de tobillo con flexión de rodilla, después una extensión de rodilla y de forma simultánea una extensión de cadera para alcanzar la posición erecta.

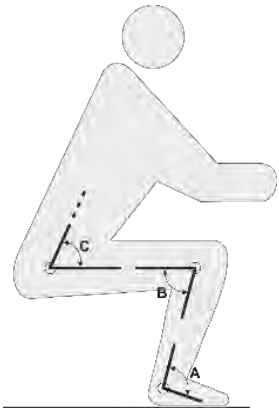



Figura 1. Articulaciones en el proceso de levantamiento

El levantamiento autónomo supone una gran dificultad para las personas antes mencionadas y en general para el amplio colectivo de personas mayores, en las que concurren deficiencias múltiples que se combinan con pérdidas de percepción y de habilidades cognitivas. Esta dificultad viene dada tanto por los requerimientos de fuerza física como por la necesaria coordinación de movimientos combinados para asegurar una estabilización dinámica en todo el proceso. A esta dificultad se unen los riesgos de caída que entraña la operación de levantamiento originando un número muy elevado de traumatismos importantes (fracturas de cadera y fémur principalmente) con las correspondientes complicaciones de salud y el elevado coste social que ello conlleva. El proceso inverso de descenso a la posición sentado presenta unos problemas similares.
Normalmente el levantamiento es asistido por cuidadores. Además de la dependencia que esto supone para el sujeto, a los propios cuidadores o terapeutas les exige un esfuerzo considerable generando en estos frecuentemente dolores de espalda y otras alteraciones musculares por sobrecarga, fracturas, y esguinces. Existen una serie de recomendaciones ergonómicas de tipo preventivo para realizar estas ayudas.

## 3. Dispositivos de ayuda al levantamiento

Para paliar los problemas mencionados y sobre todo para aumentar la autonomía de estas personas se han desarrollado toda una serie de dispositivos de apoyo al levantamiento. Estos pueden ser agrupados por una parte en grúas y en dispositivos específicos. Atendiendo a las primeras, en esas se distinguen:

- **Grúas móviles.**
  - **Grúas rodantes.** Se trata de estructuras móviles con cuatro ruedas en una base estable en V en cuyo vértice se fija un mástil que realiza una elevación angular, normalmente mediante un motor eléctrico, de un brazo suspendiendo el usuario del otro extremo con diferentes tipos de arneses según el grado de sujeción requerido. Otra variante es la que suspende al paciente de un pórtico móvil.
  - **Grúas de techo y rieles**. Se trata de dispositivos que poseen un motor para realizar la elevación desde un plano superior y que se encuentran suspendidos de un riel en el techo a lo largo del cual y pueden ser movidos para realizar las operaciones de transferencia.

- **Grúas Fijas**.
  - **De pared**. Se trata de brazos articulados dotados igualmente de un motor de elevación.
  - **De techo**. Son dispositivos normalmente portátiles que se colocan en diferentes puntos de interés del techo para la elevación motorizada.

Figura 2. Grúas empleadas en el proceso de levantamiento

En cuanto a los dispositivos específicos, se destacan distintos tipos:

- **Dispositivos inclinables**. Existen tanto sillas de ruedas eléctricas como camillas o planos que de forma manual o eléctrica/hidraúlica pueden hacer pasar de la posición acostado o sentado a bipedestación.
- **Otros dispositivos de elevación**. Se han desarrollado otros muchos sistemas que realizan el levantamiento motorizado por apoyo de axilas, manos o brazos con diferentes tipos de plataformas portátiles.

Figura 3. Otros dispositivos específicos de ayuda.

## 4. Sistemas de apoyo a la marcha con levantamiento

Un apartado especial requieren todo un conjunto de sistemas, la mayor parte de ellos aún en fase experimental, que han sido desarrollados como ayuda a la marcha bien como elementos de compensación como serían algunos de los andadores avanzados o bien los orientados al apoyo en las fases de rehabilitación como son los propios entrenadores.

Así, entre los primeros existen varias realizaciones. Una de ellas es la desarrollada por D. Chugo et al [6] Se trata de un andador robótico (ver figura), con dos ruedas (y frenos) con sendos motores de tracción eléctrica y un mecanismo de elevación de tipo pantógrafo que tres motores DC con otros tantos potenciómetros en cada una de sus articulaciones de forma que el levantamiento se realiza apoyando el usuario manos y antebrazos sobre esta estructura. En los mangos se insertan unos sensores de fuerza para las órdenes de marcha.

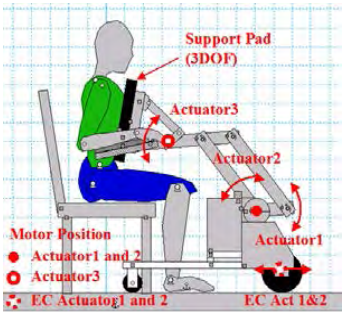



Figura 4. Andador Robótico (D. Chugo et al [6])

## 5. El levantamiento en el sistema REMOVI

Este sistema se ha desarrollado en el seno del proyecto coordinado DPI2011-28160- del Plan Nacional, HYBRID, Hybrid Technological Platform for Rehabilitation, Functional Compensation and Training of Gait in Spinal Cord Injury (SCI) Patients.

Este proyecto principalmente trata de desarrollar un sistema de rehabilitación de marcha para personas con lesión medular basado en el uso combinado de un exoesqueleto bilateral y de una estructura de suspensión, REMOVI [7]. El dispositivo consiste básicamente en una ortesis bilateral de miembro inferior que activa las articulares imponiendo un patrón de marcha al usuario. Por otra parte, se dispone de una estructura móvil, REMOVI, que soporta al usuario y proporciona una estabilidad y seguridad durante la marcha activa.

Aunque el sistema completo, e incluso el REMOVI de modo independiente, constituye un elemento de entrenamiento de marcha, sin embargo está previsto que realice otras funciones asociadas tales como el levantamiento en posición de bipedestación con descarga parcial de peso y eventualmente un levantamiento total para realización de giros de 180º de forma semiautomática.

La estructura REMOVI parte de la experiencia previa adquirida en el proyecto LAZARIM [8], financiado por el IMSERSO y del proyecto STANDIMOVI (PET2008_0100) financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación, para la investigación y desarrollo de un sistema polivalente de bipedestación autónomo para personas con alta discapacidad.

Figura 5. Sistema de bipedestación LAZARIM [5]

La estructura REMOVI está constituida una amplia base para proporcionar una buena estabilidad y seguridad al usuario, así como un área libre para favorecer la marcha con el exoesqueleto vestido. Esta base de 4 ruedas, dos libres traseras y dos delanteras motorizadas por dos motores DC dotan al sistema de movilidad. Una columna central en la que se soportan dos brazos de elevación accionadas por una actuador lineal permite realizar la transferencia del usuario desde la silla de ruedas a posición de bipedestación. Para facilitar dicha transferencia, la base del sistema presenta una apertura angular que facilita la introducción de la silla de ruedas en la estructura.

Esta plataforma se encuentra instrumentada con dos sensores de fuerza 3D ubicados en los extremos de los brazos de elevación para la medida de fuerzas que se desarrollan durante la transferencia y la marcha, así como un sensor angular para la determinación de la posición angular de dichos brazos de elevación.

## 5.1. Distribución de fuerzas en el REMOVI

El levantamiento se realiza con ayuda de un arnés dorsal desde la posición sentada por el movimiento ascendente de los extremos de los brazos de elevación en los que se sitúan sendos sensores 3D de fuerzas y en los que se ha fijado este arnés dorsal.
Para completar el análisis dinámico de este proceso se han utilizado dos plataformas 3D de fuerzas, embutidas en el suelo. Estas plataformas Kistler de tipo piezoeléctrico se han dispuesto una bajo los pies del usuario y otra bajo la silla de ruedas. De este modo se trata de medir las tres componentes del peso del usuario a lo largo del proceso de elevación: componente de suspensión, de bipedestación (suelo) y de asiento.

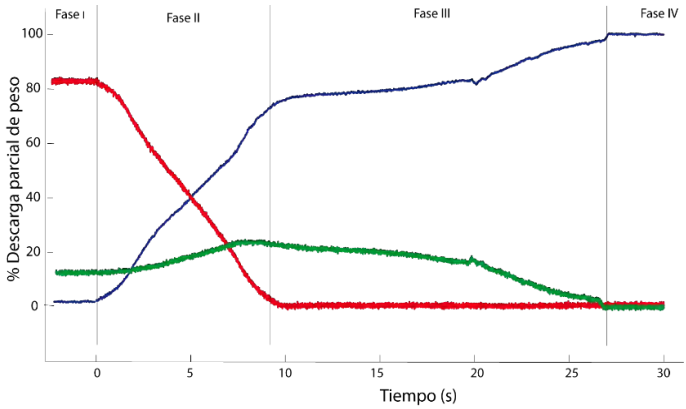



Figura 6. Distribución del peso del usuario en las componentes de suspensión, de bipedestación (suelo) y de asiento

En cuanto a los resultados obtenidos, se pueden diferenciar claramente 4 fases en el proceso de elevación:

- Fase previa (I): se puede observar que al comienzo del ejercicio cuando el usuario se encuentra en posición sentado, su peso se encuentra repartido entre la silla de ruedas y el soportado por sus piernas en un rango 85-87% y 15-13% respectivamente.
- Fase de despegue (II): Al iniciar el proceso de elevación, se puede observar que el peso de asiento (rojo- figura) medido por la plataforma ubicado en la silla de ruedas disminuye como consecuencia de que el usuario está siendo transferido y por tanto, está siendo suspendido (azul). No obstante, todo el peso no es soportado por la estructura, se produce un incremento en la otra plataforma (verde) debido a la flexo-extensión de la rodilla y extensión de cadera para alcanzar la posición erecta. En esta fase, se alcanza el máximo de peso a soportar por las piernas del usuario en un rango del 18-23% de su peso.
- Fase de bipedestación (III): En esta fase el usuario ya no se encuentra sentado en la silla de ruedas pero tampoco en posición de bipedestación ya que las rodilla del usuario se encuentran aún muy flexionadas. Durante esta fase, se alcanza la bipedestación una vez alcanza la correcta extensión de rodillas.

Fase suspensión total (IV): Esta fase corresponde cuando el usuario se encuentra suspendido totalmente, y se usará para girar 180º la estructura REMOVI automáticamente.
En la figura 6, se puede comprobar que en todo momento la suma de las tres componentes corresponde al peso del usuario. Para el proceso de rehabilitación de marcha, el usuario se encontrará en la fase de

elevación y es en donde se regulará el nivel de descarga parcial de peso que se quiera realizar conociendo únicamente la señal de fuerza de los sensores.

## 5.2. Estabilidad y seguridad en el levantamiento

Para evaluar el comportamiento del sistema se ha colocado una plataforma de fuerza debajo de las dos ruedas traseras y la otra plataforma debajo de las ruedas delanteras tractoras. De este modo, se trata de medir la distribución del peso del usuario y del propio sistema durante dicho proceso. Del mismo modo que en el caso anterior, los sensores de fuerza 3D del REMOVI miden la fuerza-peso del usuario.

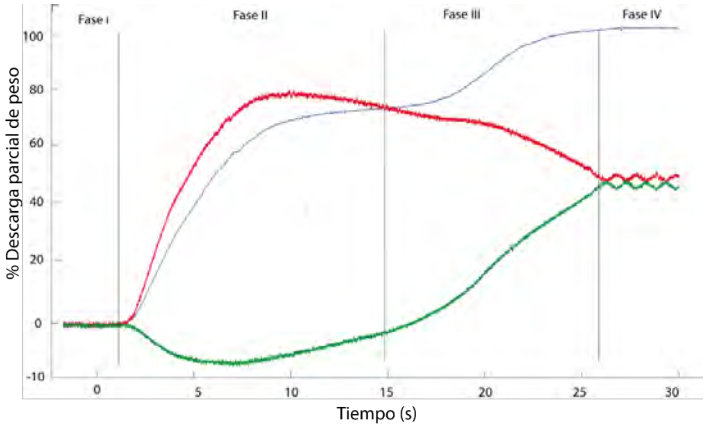



Figura 7. Componente de suspensión y distribución del peso del usuario en la estructura

Se puede observar en la Figura 7, las mismas 4 fases del proceso de elevación caracterizadas para el comportamiento de la estructura:

- Fase previa (I): En esta fase el usuario se encuentra sentado y por tanto, no hay fuerza peso. Para visualizar las variaciones de peso que se producen en la estructura se ha eliminado el offset del propio peso de la estructura medido por las plataformas para las partes delantera y trasera del REMOVI que son 55 kg y 10.5 kg respectivamente.
- Fase de despegue (II): Cuando se realiza la elevación del usuario, se puede observar que se produce un incremento de peso en la parte trasera del REMOVI (rojo) debido al propio peso del usuario que está siendo elevado y una diminución además de la delantera (verde) por el peso de la estructura debido al efecto palanca. Esta fase de palanca coincide con la fase de despegue del usuario citada anteriormente.
- Fase de bipedestación (III): Una vez que el usuario entra en la fase de elevación, la parte delantera empieza a recuperar el peso libertado anteriormente debido a que el efecto palanca desparece y se desplaza el centro de gravedad. Y por tanto, disminuyendo el peso soportado por las ruedas traseras.
- Fase de suspensión total (IV): En esta fase el peso del usuario se empieza a repartir entre la parte delantera y trasera del sistema. Finalmente, una vez suspendida totalmente la persona se puede observar que su peso se reparte de manera proporcional a lo largo de la base del REMOVI.

## 6. Conclusiones y trabajos futuros

El proyecto HYBRID para el desarrollo de una nueva estructura de entrenamiento de marcha, integra un sistema de levantamiento y elevación por lo que se ha analizado este proceso tenido en cuenta esta necesidad básica en para su diseño para ofrecer un sistema estable, seguro y autónomo.

En este trabajo, se presentan la caracterización de la fuerza peso durante el proceso de elevación, y del comportamiento de la estructura durante el mismo, identificando un conjunto de fases que definen su comportamiento.
En un próximo estudio se abordará las fuerzas y presiones que se producen en las axilas del usuario debido a la utilización de un arnés para su elevación, así como tiempos de transferencia que permitan establecer la confortabilidad del sistema. Con la finalidad de caracterizar el sistema de una manera íntegra, se evaluará en trabajos futuros la antropometría del usuario durante la elevación empleando un sistema de fotogrametría.

## 7. Agradecimientos

Se desea expresar el reconocimiento de los autores al Plan Nacional por el soporte recibido para el desarrollo del proyecto coordinado DPI2011-28160, HYBRID.

## Referencias

[1] G. Lacey and K. Dawson-Howe, “Evaluation of Robot Mobility Aid for the Elderly Blind,” in Proceedings of the Fifth International Symposium on Intelligent Robotic Systems, 1997.
[2] Nelson Costa and Darwin G. Caldwell, “Control of a biomimetic soft-actuated 10dof lower body exoske leton,” in Proceedings of the First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006, pp. 495-501.
[3] Abizanda P, Saro B, Sánchez P M, Ceres R, Sánchez F, Bonivardo G. Validación clínica del Andador Pseudorobótico de Alta Seguridad (ASAS) Proceedings of the III Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyopara la Discapacidad – IBERDISCAP, 2004
[4] Karimi, Mohammad Taghi. "Evidence-Based Evaluation of Physiological Effects of Standing and Walking in Individuals with Spinal Cord Injury." Iranian journal of medical sciences 36.4 (2011): 242.
[5] Eng JJ, Levins SM, Townson AF, Mah-Jones D, Bremner J, Huston G. Use of Prolonged Standing for Individuals With Spinal Cord Injuries. Physical Therapy 2001;81(8):1392-1399
[6] D. Chugo, K. Takase. A Motion Control of a Robotic Walker for Continuous Assistance during Standing, Walking and Seating Operation. Robotics » "Human-Robot Interaction", ISBN 978-953-307-051-3,Febr. 2010 (CC BY-NC-SA 3.0 license)
[7] Eloy Urendes, Ramón Ceres, Leopoldo Calderón, Rafael Raya, Manuel Aleixandre. "Nuevo sistema de entrenamiento de marcha". XXXII Jornadas de Automática. Sevilla, España, Septiembre 2011.
[8] A. Frizera, R. Ceres, L. Calderón, J.L. Pons. LAZARIM: Standing-up frame to support mobility for older persons. GERONTECHNOLOGY - International journal on the fundamental aspects of technology to serve the ageing society. 1569-1101. 8. 1. 38-41. 2009.

# "Estudio de la Variación de las Presiones que se Generan en los Asientos de las Sillas de Ruedas en Pacientes con Lesión Medular Durante su Ciclo de Propulsión"

D. M. Lara-López[1], D. A. Gayol-Mérida[2], I. Quiñones-Uriostegui[3], E. Vela-Peña[3], M. Bourdon-Santoyo[3], A.R. Monroy-Pelaez[4]

[1]Licenciatura en Ingeniería Biomédica, Escuela de Ingeniería de Antioquia y Universidad CES, Km 2 + 200 Vía al Aeropuerto José María Córdova, C.P. 055420, Envigado, Colombia. Tel (+574)3549090 e-mail: danielmateolo@hotmail.com

[2]Laboratorio de Ingeniería de Rehabilitación, Instituto Nacional de Rehabilitación, Av. México-Xochimilco no. 289, Col. Arenal de Guadalupe, C.P. 14389, México D.F., México. Tel (52)5559991000 xt. 19708, e-mail: dgayol@inr.gob.mx

[3]Laboratorio de Análisis de Movimiento, Instituto Nacional de Rehabilitación, Av. México-Xochimilco no. 289, Col. Arenal de Guadalupe, C.P. 14389, México D.F., México. Tel (52)5559991000 xt. 19801, e-mail: iquinones@inr.gob.mx; evaristovela@yahoo.com.mx; marlene.bourdon.santoyo@gmail.com;

[4]Ciencias de la Ingeniería, Universidad Iberoamericana, Prol. Paseo de la Reforma no. 880, Col. Lomas de Sta. Fe C.P. 01210, México D.F. México. Tel (52)5559504000, e-mail: anramope@gmail.com

**Resumen.** Una complicación frecuente en lesionados medulares son las úlceras por presión; una práctica de prevención es el uso de asientos para sillas de ruedas. Para evaluar la efectividad de estos, se miden las presiones que se generan entre estos y su usuario, sin embargo, la mayoría de estas evaluaciones son estáticas. En este trabajo se midieron las presiones que se generan en un asiento a la medida antropométrica del usuario cuando está propulsando su silla de ruedas, para lo cual se reclutaron tres lesionados medulares con diferentes niveles de lesión. Las mediciones se realizaron en un ergométro, desarrollado en el Laboratorio de Análisis de Movimiento, sincronizado con el sistema para medir presiones FSA®. Se obtuvo el patrón de comportamiento de las presiones durante un ciclo de propulsión. El comportamiento sugiere que independientemente del nivel de lesión, existe un aumento en las presiones, cuando el sujeto toma el aro para propulsar. Este aumento en las presiones, puede deberse al movimiento del tronco y/o de pelvis, pudiendo afectar el diseño de los asientos a la medida.

**Palabras clave:** lesión medular, presiones dinámicas, propulsión, úlcera por presión.

## 1. Introducción

Entre 25% y 85% de los lesionados medulares desarrollan úlceras por presión [1]. Los tratamientos para la curación de estas son largos y costosos [1]. La región con mayor incidencia de úlceras son las tuberosidades isquiáticas, se estima que entre 14% y 85% se presentan en esta región [2], [3]. Una estrategia de prevención, es la recomendación de asientos especiales para sillas de ruedas [4]; estos pueden encontrarse comercialmente; sin embargo existen estudios que sugieren que un asiento diseñado a la forma y antropometría del paciente, mejora la distribución de peso y reduce la deformación de los tejidos, ofreciendo una de las mejores alternativas para la prevención de úlceras [2], [5]. En el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), se desarrolló una técnica de fabricación de asientos a las medidas antropométricas del sujeto con lesión medular y sus resultados han sido probados con éxito por pacientes con lesión medular [6]. Dichos asientos son evaluados a través de mediciones de las presiones que se generan entre ellos y sus usuarios, con sistemas de medición de presión [7]. Las mediciones de presiones son estáticas, y de acuerdo a Kernozek *et. al.* [8], dichas mediciones proveen una medición basal con lo que se puede valorar sí el asiento distribuye las presiones de acuerdo a las necesidades del usuario, sin embargo para evaluar el

desempeño del asiento deben realizarse mediciones durante la realización de actividades de la vida diaria AVD, una AVD es la propulsión, medio de locomoción de este grupo, por lo que una evaluación de las presiones que se generan entre el asiento y su usuario durante la propulsión, permitiría cuantificar las fuerzas que se generan en los tejidos, con esto se podría evaluar el riesgo de formación de úlcera por presión, principalmente en las tuberosidades isquiáticas, donde se ha reportado un cambio de presiones durante el ciclo de propulsión [1], [9].

El objetivo de este trabajo fue estudiar el comportamiento de las presiones en sujetos con lesión medular, usuarios de los asientos INR, con diferentes niveles de lesión, mientras realizan la propulsión de su silla de ruedas, con la finalidad de evaluar el desempeño de los asientos diseñados y fabricados en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR).

## 2. Metodología

Se reclutaron tres sujetos con lesión medular: un voluntario del sexo femenino y dos del sexo masculino, con niveles de lesión: torácia-3 completa; cervical 5 incompleto; y torácica10-completa. Edad promedio 39±15 años; talla 1.71±0.1 m.; peso 67.6±4.6 kg. Se obtuvo el consentimiento informado de los voluntarios. Se les fabricó un asiento INR de acuerdo a sus medidas antropométricas (Fig. 1) [6]. Y se le proporcionó una silla de ruedas marca *Ottobock ®,* de acuerdo a sus necesidades.

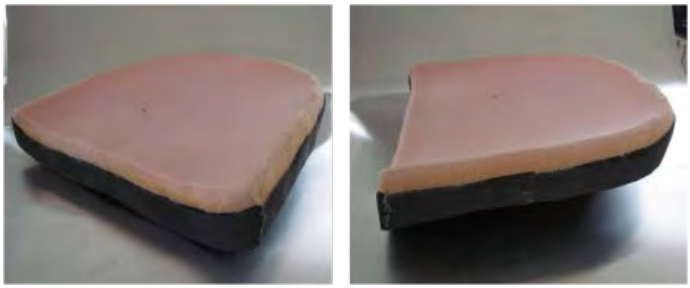


Fig. 1. Asiento a la medida antropométrica del lesionado medular usuario de silla de ruedas, fabricado en el INR.

Se evalúo la distribución de presiones en el asiento INR, en forma estática de acuerdo a Crawford [7], con sistema de medición de presiones *FSA®*, para verificar si el asiento era adecuado al voluntario; este equipo evalúa las fuerzas que se generan entre un individuo y la superficie donde se encuentra sentado, a través del despliegue de un mapa topográfico y numérico de las presiones ejercidas en una matriz de 16x16 sensores de tipo resistivo. (Fig. 2).

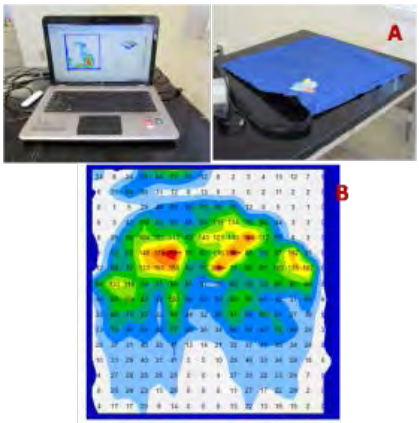



Fig. 2. A) Equipo Force Sensing Array. B) Detalle del despliegue del mapa de presión.

Para la evaluación de las presiones dinámicas, se uso el *FSA*®, y el sistema cinesiológico (ergómetro) diseñado por el Laboratorio de Análisis de Movimiento del INR [10], [11], esto con fin de evaluar la propulsión, se le pidió al voluntario que propulsará su silla de ruedas por un espacio de 30 segundos, para la captura de datos.
Para determinar la fase de propulsión se usó como referencia la señal generada cuando el sujeto tocaba el aro, ver Gráficas línea punteada.
Cada mapa de presión generado por el *FSA*®, se dividió en zona derecha e izquierda Fig. 3. Para observar sí existe simetría entre ambos lados. Los parámetros evaluados fueron:

1) La presión máxima, es el mayor valor de presión registrado, se localizó tanto para lado derecho como izquierdo.
2) La presión promedio, es el promedio las presiones, tanto para lado derecho como izquierdo.
3) Las áreas críticas, se definieron como zonas donde las presiones registradas son superiores a 140 mmHg (Fig. 3). Se tomó como referencia las mediciones del experimento de Reswick y Rogers [12], en el cual se predice que presiones superiores a 140 mmHg en un periodo de 3 hrs, puede generar úlceras por presión, los usuarios de sillas de ruedas refieren que pueden superar las 3 hrs sentados.

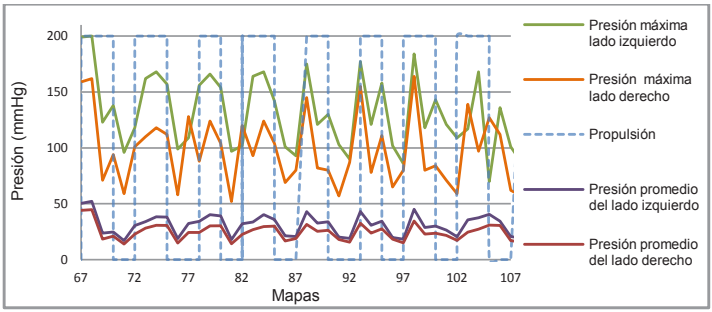
Los datos obtenidos del comportamiento de las presiones dinámicas se graficaron, en Excel 2010.

Fig. 3. Imagen de mapa de presiones donde se muestra la división del mapa para el análisis, los cuadros A y B corresponden a la ubicación de las tuberosidades isquiáticas

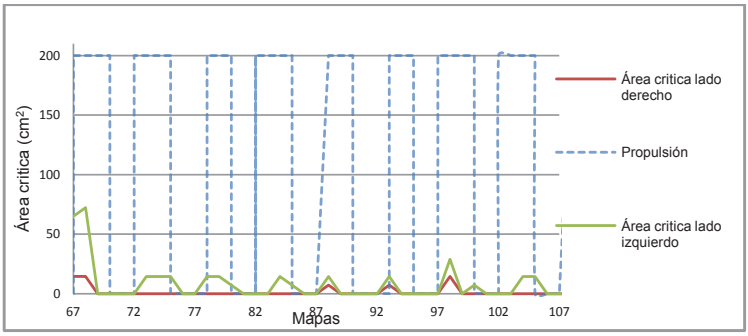
## 3. Resultados y discusión

El comportamiento de: ciclo de propulsión; presiones máximas, presión promedio, valores de las áreas críticas de ambos lados, se describen en las siguientes gráficas.

**Voluntario 1**. Nivel de lesión Torácica 3-completa (T3-C), femenino; peso 63 kg, talla 1.73 m.

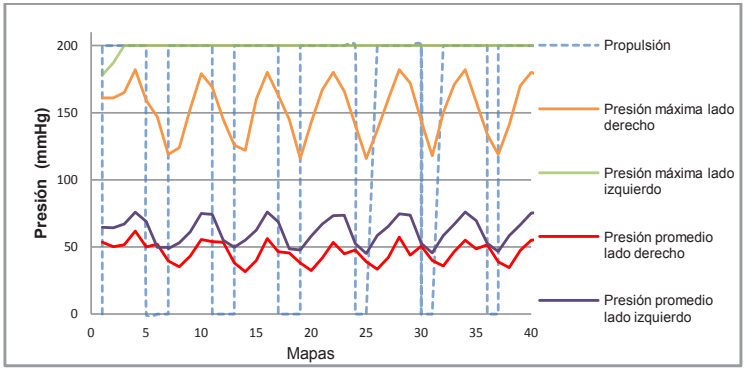



Grafica 1. Presión promedio y presión máxima. Voluntario T3-C

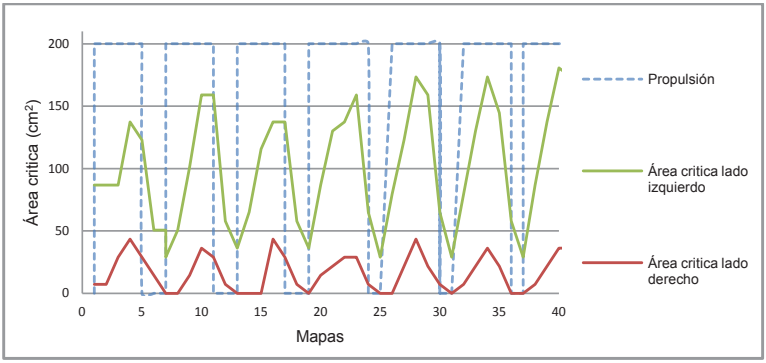



Grafica 2. Área crítica. Voluntario T3-C

**Voluntario 2**. Nivel de lesión Cervical 5-incompleta (C5-I), masculino; peso 65 kg, talla 1.71 m.

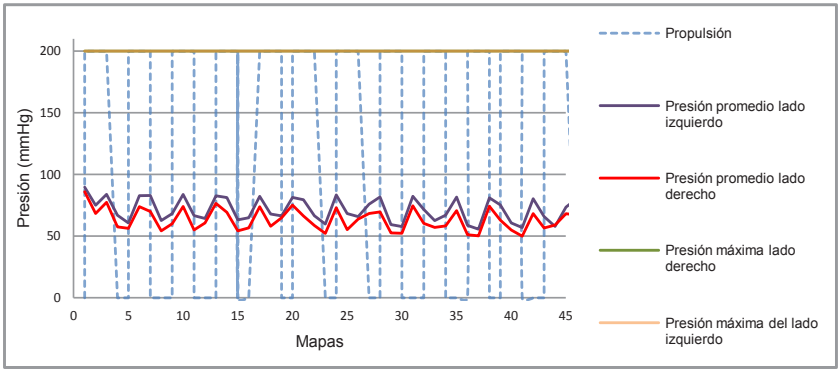



Grafica 3. Presión promedio y presión máxima. Voluntario C5-I.

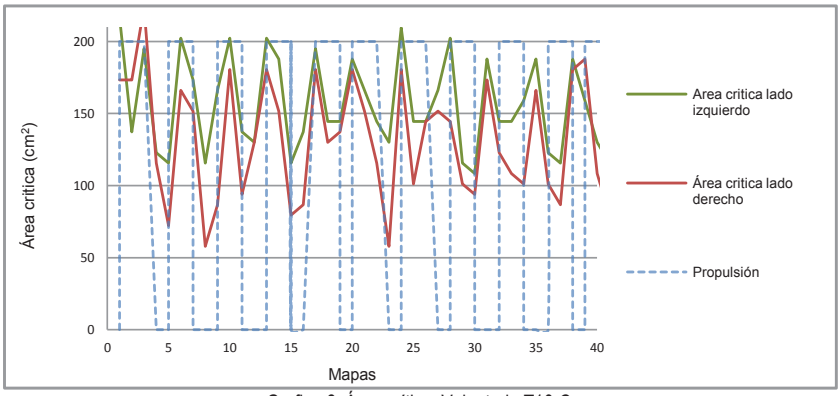



Grafica 4. Área crítica. Voluntario C5-I.

**Voluntario 3**. Nivel de lesión Torácica 10-completa (T10-C), masculino; peso 63 kg, talla 1.71 m.




Grafica 5. Presión promedio y presión máxima. Voluntario T10-C




Grafica 6. Área crítica. Voluntario T10-C.

A pesar de lo reducido de la muestra, los tres casos representan diferentes niveles de lesión, con distintos grados de tono y grupos musculares reclutados durante el ciclo de propulsión.

Voluntario 1: presentaba fuerza adecuada en brazos y manos, control de tronco deficiente debido al nivel de lesión. La presión promedio se mantuvo en un rango menor a 50 mmHg, siendo aceptable de acuerdo a Reswick-Rogers [12], se identificó una diferencia entre lados siendo mayor la presión del lado izquierdo. Las áreas críticas estaban cercanas a las tuberosidades isquiáticas, sin embargo eran reducidas en comparación con los otros sujetos.

Voluntario 2: carece de control abdominal, conservaba control de hombros y bíceps, no puede cerrar el puño y propulsa prácticamente con la muñeca. El comportamiento de sus presiones promedio y máximas fueron similares al primer sujeto, pero superiores encontrándose presiones máximas por arriba de 140 mmHg, y áreas críticas cercanas a prominencias óseas; debido al nivel de lesión, se recomienda plantear rediseño del asiento, para prevenir la formación de puntos de presión. Tanto las áreas críticas como la presión promedio y la presión máxima, son mayores en la izquierda, éste comportamiento se observa sujeto 1 y 3, se plantea la posibilidad que está asimetría se deba a la instrumentación que se le realiza al voluntario, se estudiará esta asimetría.

Voluntario 3: Control de tronco y músculos abdominales bueno, su presión promedio está por debajo de 140 mmHg; la presión máxima y área crítica fueron las más elevadas de los tres casos, lo que sugiere un rediseño del asiento, a pesar de que el sujeto puede por sí mismo realizar descargas de peso y vigilar el estado de la piel.

En todas las gráficas se observa que los máximos valores de presión promedio, presión máxima y área crítica, se presentan cuando el voluntario toma el aro, durante la fase de empuje del ciclo de propulsión y disminuye antes de iniciar la fase de recuperación, estas variaciones pueden deberse a que posiblemente exista un movimiento pélvico, originado por los grupos musculares involucrados durante el movimiento de los miembros superiores para realizar la propulsión.

## 4. Conclusiones y trabajos futuros)

El comportamiento de los datos es similar a lo reportado por *Tam et. al*. [9], los resultados obtenido en nuestro estudio son menores, lo que sugiere que el uso de los asientos a la medida fabricados en el INR reduce las presiones ya que *Tam* [9] no se usaba asientos a la medida. Nuestro estudio abre la posibilidad de generar nuevos métodos de evaluación de las presiones, mientras se realizan sus actividades diarias.

## 5. Agradecimientos

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por el apoyo para realizar los proyectos SALUD-2009-1-115219 y SALUD-2007-01-71035.

## Referencias

[1] Dabnichki D. T. P.«Pressure variation under the isquial tuberosity a push cycle,» Medical Engineerin & phisics, vol. 20, pp. 242 - 256, 1998.

[2] Sprigle S., Faisant T., Chung K., “Clinical Evaluation of Custom-Contoured Cushions for the Spinal Cord Injured”. Archives of physical Medicine and Rehabilitation, 71: 655-657, August 1990.

[3] Yang Y.S. , Chang G.L., Hsu M.J., Chang J.J. « Remote monitoring of sitting behaviors for community-dwelling manual wheelchair users with spinal cord injury» Spinal Cord . 47: 67-71. Jan 2009.

[4] Springle S., Chun K., Brubaker C., “Reduction of sitting pressures with custom contoured cushions”, Journal of Rehabilitation Research and Development. 27(2): 135-140, 1990.

[5] Rosenthal M., Felton R., Hileman D. A. «A wheelchair cushions designed to redistribute sites of sitting pressure» Archives of physical Medicine and Rehabilitation. 77, (3):278-82, Mar 1996.

[6]Galíndez-Novoa C.V, Lobato-Calleros M.O., Gayol-Mérida D.A. «User perception: a further dimension to improve product functionality for users with disabilities. Case: wheelchair cushion to prevent pressure ulcers in spinal cord injured wheelchair users» Journal of Consumer Satisfaction, Dissatisfaction and Complaining Behavior, Vol. 26, 2013 (in press).

[7]Crawford S. «The Application of the Force Sensing Array (FSA) Pressure Mapping System in Clinical Setting». Tesis Doctoral, Faculty of Life and Health Sciences, University of Ulster, 2004.

[8] Kernozek T.W., Lewin J.E, «Seat interface pressures of individuals with paraplegia: influence of dynamic wheelchair locomotion compared with static seated measurements» Arch Phys Med Rehabil, vol. 79, pp. 313 - 316, 1998.

[9] Tam E.W, Mak A.F., Lam W.N., Evans J.H., Chow Y.Y., «Pelvic Movement and Interface Pressure Distribution During Manual Wheelchair Propulsion,» Arch Phys Med Rehabil, vol. 84, nº 10, pp. 1466 - 1472, 2003.

[9]Quiñones I., Vela E., Pérez A. I., Alessi A., Bernal F., Aguado X., Berral F. «Desarrollo de modelo biomecánico para la evaluación cinemática de miembros torácicos» ISSN: 0212-8799 Archivos de Medicina del Deporte, 2010.

[11]Tovar J.A., Quiñones I., Bernal F., Vela E., Pérez A.I. «Diseño y construcción de un ergómetro para silla de ruedas» Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica 2011: Suplemento Resúmenes Congreso nov. (CNIB2011): ISSBN: 978-607-477-565-5. 2011.

[12] Reswick J.R, Rogers J, «Experience at Rancho Los Amigos Hospital with Devices and Techniques to Prevent Pressure Sores» Bedsore Biomechanics, Kennedy, Cowden & Scales (Eds.), Baltimore, pp. 301 - 310, 1976.

# Desenvolvimento de um Sistema Eletrônico para Avaliação da Força na Região Plantar

M. F. R. Urban[1], M. A. A. Sanches[2], M. V. N. Junqueira[3], R. F. Kozan[4], L. H. V. Felão[5], P. H. Capelotti[6], C. A. Alves[7], M. A. Bazani[8], A. A. de Carvalho[9]

[1]Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Elétrica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1955, mateushq@hotmail.com
[2]Centro Universitário Toledo Araçatuba/ Departamento de Engenharia Elétrica: Rua Antônio Afonso de Toledo, 595, Araçatuba, SP, Brasil, +55-18-3636-7000, sanches840@hotmail.com
[3]Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Elétrica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1955, marcosvnj@yahoo.com.br
[4]Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Elétrica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1955, renankozan@hotmail.com
[5]Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Elétrica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1955, vit_felao@hotmail.com
[6]Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Elétrica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1955, pedrocapelotti@hotmail.com
[7]Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Elétrica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1224, caa@dee.feis.unesp.br
[8]Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Mecânica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1191, bazani@dem.feis.unesp.br
[9]Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Elétrica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1223, carvalho.aparecido@gmail.com

**Resumo.** Este trabalho apresenta um baropodômetro, dispositivo eletrônico utilizado para avaliar a distribuição de forças na região planar de pacientes. O equipamento está sendo implementado no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica do Departamento de Engenharia Elétrica, UNESP – Campus Ilha Solteira. Um protótipo do equipamento com 15 sensores foi construído com o intuito de se avaliar a estrutura mecânica do mesmo e os sensores utilizados. O circuito eletrônico que será utilizado na versão final do equipamento será muito semelhante ao que foi desenvolvido para o protótipo. Um programa de computador em LabVIEW está em fase de desenvolvimento, objetivando a aquisição dos dados pelo computador, assim como os cálculos e apresentação dos parâmetros necessários para a avaliação da distribuição de força na região plantar de pacientes.

**Palavras chave:** Sensor de Força, Baropodômetro, PSoC, Podoposturologia.

## 1. Introdução

A avaliação do equilíbrio e da marcha através de um baropodômetro auxilia profissionais da saúde no diagnóstico, tratamento e acompanhamento de indivíduos acometidos por patologias que causam distúrbios neuromusculares.

Dentre as diversas patologias que acometem o plano motor, o acidente vascular encefálico (AVE) é uma delas. A hemiplegia, por exemplo, é um sinal evidente decorrente de um AVE, sendo uma de suas características a paralisia total ou parcial dos músculos voluntários. Com isso, funções vitais como a deambulação, equilíbrio e sustentação do peso corporal ficam prejudicadas, comprometendo também a movimentação coordenada do membro inferior e o ato de apoiar-se sobre os pés. As alterações proprioceptivas e de esquema corporal dificultarão o equilíbrio e a marcha [1].

No Brasil, o número de vítimas fatais por AVE chega a quase 100 mil pessoas: passou de 84.713, em 2000, para 99.726, em 2010 [2]. A instabilidade da marcha e os distúrbios neuromusculares causados pelo AVE constituem um dos principais fatores que resultam na queda [3]. Segundo dados da Secretaria Estadual de

Saúde, no estado de São Paulo cerca de 1,5 mil idosos morreram em 2010 devido à quedas dentro e fora de casa [4]. Essa quantidade representa aproximadamente quatro mortes por dia.
Na literatura há numerosos exemplos de como a avaliação podoposturológica pode auxiliar na busca por uma melhor qualidade de vida em diferentes faixas etárias ([5]; [3], [6]; [7]), aprofundando os conhecimentos sobre patologias que acometem o membro inferior ou influenciam seu correto funcionamento ([8]; [9]).
Um exemplo foi descrito no trabalho de Cavanagh e Ae, que mencionam a existência de técnicas para o estudo da distribuição de pressão nos pés de humanos e animais há mais de 100 anos [10]. Entretanto, nos dias atuais, por mais avançada que a tecnologia esteja, poucos equipamentos foram propostos para a avaliação biomecânica de um indivíduo. Os equipamentos comerciais utilizam um grande número de tecnologias, possibilitando obter muitas informações, que em grande parte são repetidas e que contribuem para elevar os custos do equipamento.
O objetivo deste trabalho é apresentar as etapas da implementação de um baropodômetro de baixo custo, que em trabalhos futuros será utilizado para avaliar o risco de queda de indivíduos e permitirá o desenvolvimento de uma nova metodologia para avaliação postural de indivíduos. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia do Campus da Universidade Estadual Paulista (UNESP) de Presidente Prudente (Protocolo nº 27/2011).

## 2. Metodologia

O projeto está sendo desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica do Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, da UNESP.
O novo sistema consistirá de uma plataforma para cada pé para utilização de indivíduos que calçam até o tamanho 40, de acordo com os gabaritos da empresa Podaly [11]. Os sensores estão sendo dispostos em posicionamento matricial em cada plataforma, isolados mecanicamente entre si e alojados em compartimentos que facilitem eventuais manutenções do equipamento, Figura 1.

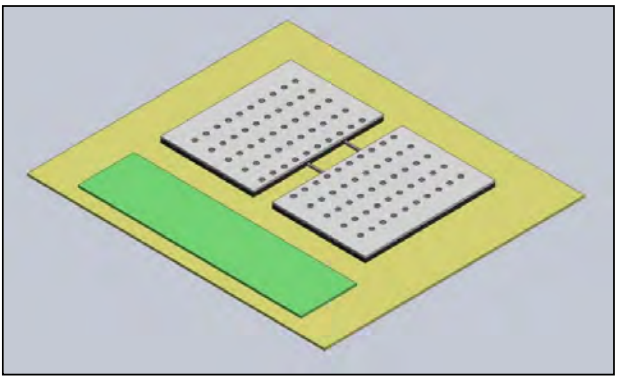


Figura 1. Desenho do novo equipamento proposto.

Diferentemente dos baropodômetros comerciais, serão utilizados um número reduzido de sensores, aproximadamente 100. Os dados poderão ser analisados de forma dinâmica, durante os testes, com os pacientes posicionados sobre as plataformas do equipamento.
Dentre os diversos tipos de sensores disponíveis comercialmente, escolheu-se o modelo FSR 400 da Interlink Eletronics (EUA) [12]. Sensores FSR são dispositivos poliméricos que apresentam uma diminuição de resistência elétrica ao se aplicar uma força mecânica sobre a área ativa do sensor.
Após os sensores serem calibrados e analisadas para diferentes implementações, construiu-se um protótipo com 15 sensores (Figura 2), com o intuito de se analisar possíveis dificuldades na implementação, influências da estrutura mecânica sobre os sensores ou erros na varredura do sensores.

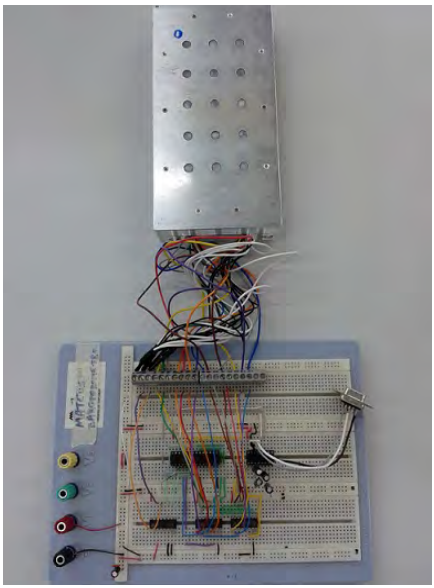


Figura 2. Foto do protótipo e do circuito em desenvolvimento.

Seguindo o circuito eletrônico recomendado pelo fabricante para conversão da variação da força mecânica aplicada sobre a superfície ativa do sensor em uma variação de tensão (Figura 3), construiu-se em *protoboard* um circuito eletrônico similar, consistindo de um dispositivo PSoC CY8C29466-24PXI [13], um resistor de precisão RM de 10kΩ e multiplexadores HEF4051 para a varredura dos sensores (Figura 3).

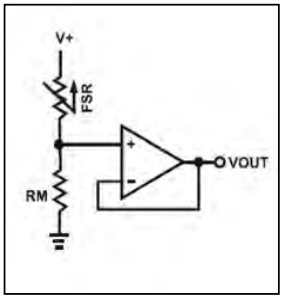



Figura 3. Circuito para conversão força-tensão recomendado pelo fabricante.

O sistema de aquisição de dados foi implementado com tecnologia embarcada. Utilizando o circuito integrado PSoC CY8C29466-24PXI (Cypress, EUA), é possível desenvolver aplicações versáteis [13]. Com um único componente é possível a implementação do circuito de condicionamento de sinais e do circuito de interfaceamento de dados, utilizando um conversor analógico/digital e uma unidade de comunicação serial. O circuito integrado MAX232 efetua a conversão do padrão TTL para o padrão RS-232, possibilitando a comunicação serial com o computador.

Foi desenvolvido um programa em LabVIEW (National Instruments, EUA) para a apresentação dos dados adquiridos dos sensores. O programa permite a realização de testes da comunicação serial entre o computador e o dispositivo PSoC, com o intuito de avaliar se o programa e o circuito eletrônico estão funcionando de acordo com os objetivos do projeto.

Para avaliar o risco de queda em pacientes será desenvolvida uma nova metodologia baseada nos exercícios da Escala de Equilíbrio de Berg, que serão feitos com os pacientes posicionados sobre as plataformas do equipamento.

## 3. Resultados e discussão

Na Figura 4, são apresentados os gráficos obtidos no processo de calibração de 8 sensores FSR 400.

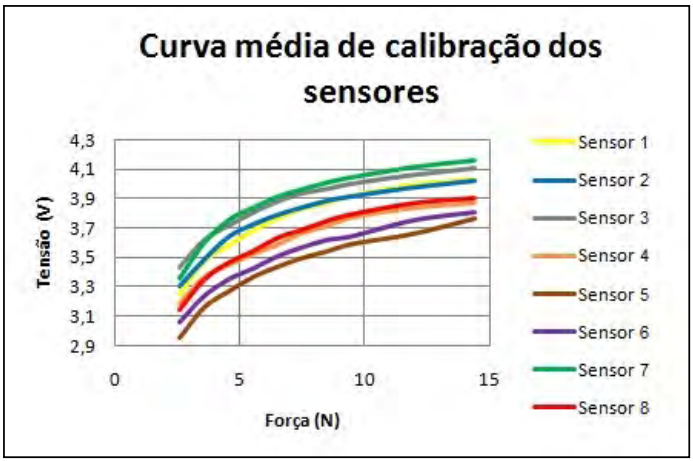



Figura 4. Gráfico de calibração dos 8 sensores FSR400.

A partir das curvas médias de cada sensor verifica-se que a maior diferença entre as curvas é apresentada entre os sensores 5 (curva inferior) e 7 (curva superior), representados no gráfico nas cores marrom e verde. Na implementação do baropodômetro, os sensores serão calibrados individualmente.

Realizando-se testes para aferir a precisão dos sensores implementados, obteve-se o valor de 0,22%, que está abaixo da faixa de 2% a 5%, especificada pelo fabricante. Este resultado é similar ao obtido por Jensen, Radwin e Webster [14] e por Carvalho e Radwin [15] e ocorre devido à utilização de um domo que proporciona uma distribuição uniforme da carga aplicada sobre a área sensível do sensor.

Foram realizados testes de carregamento e descarregamento de força sobre todos os sensores utilizados no protótipo. Através de curvas de calibração individuais dos sensores, pode-se obter a histerese de cada um, sendo de 3,6% o pior valor encontrado.

O circuito eletrônico implementado em *protoboard* utiliza três multiplexadores controlados pelo dispositivo PSoC, permitindo a amostragem de uma matriz com até 128 sensores.

## 4. Conclusões e trabalhos futuros

Realizou-se a implementação do protótipo de um baropodômetro com 15 sensores. Como o sistema se encontra em fase de implementação, foi desenvolvido um programa de computador em LabVIEW para possibilitar a interatividade necessária com o desenvolvedor do projeto.

O circuito eletrônico é capaz de adquirir informações de até 128 sensores, uma quantidade superior ao necessário (100 sensores). Além disso, o circuito eletrônico possibilitou verificar que não há qualquer efeito de carregamento nas medidas entre os sensores devido à varredura eletrônica e à construção mecânica utilizada.

O sensor é de fácil construção, baixo custo, apresenta precisão de 0,22% e histerese máxima de 3,6%, atendendo às exigências de projeto.

O programa de computador está sendo desenvolvido. Nas próximas etapas serão realizados testes com estruturas de formatos e distribuição de pesos conhecidos para aferir os dados obtidos e verificar se a estimação da distribuição de peso apresentada pelo programa atende às exigências de projeto.

## Referencias

[1] M. A. A. Sanches, Sistema Microcontrolado para Medição de Forças na Região Plantar e nos Membros Superiores de Pacientes, Ilha Solteira: UNESP, 2007.

[2] S. Bessa, "AVC: governo alerta para principal causa de mortes," Agência Nacional de Saúde - Ascom/MS, 29 10 2012. [Online]. Available: http://portalsaude.saude.gov.br/portalsaude/noticia/7904/162/avc:-governo-alerta-para-%3Cbr%3Eprincipal-causa-de-mortes.html. [Acesso em Agosto 2013].

[3] F. Puisieux, B. Pollez, D. Deplanque, C. Di Pompeo, V. Pardessus, A. Thevenon e P. Dewailly, "Successes and setbacks of the falls consultation: report on the first 150 patients," American journal of physical medicine and rehabilitation, vol. 80, nº 12, 2001.

[4] J. D. V. Mendes, "Perfil da Mortalidade de Idosos no Estado de São Paulo em 2010," Coordenadoria de Controle de Doenças/Secretaria de Estado de Saúde de SãoPaulo (CCD/SES-SP), São Paulo, 2012.

[5] J. Swanenburg, E. de Bruin, K. Favero, D. Uebelhart e T. Mulder, "The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers," BMC Musculoskeletal Disorders, vol. 9, nº 1, pp. 1-10, 2008.

[6] S. C. C. Fabrício, R. A. P. Rodrigues e M. L. d. C. Junior, "Causas e consequências de quedas de idosos atendidos em hospital público," Revista de Saúde Pública, vol. 38, nº 1, pp. 93-99, 2004.

[7] J. A. Stebbins, M. E. Harrington, C. Giacomozzi, N. Thompson, Z. A. e T. N. Theologis, "Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children," Gait and Posture, vol. 22, nº 4, pp. 372-376, 2005.

[8] K. Hill, M. Fearn, S. Williams, L. Mudge, C. Walsh, P. McCarthy, M. Walsh e A. Street, "Effectiveness of a balance training home exercise programme for adults with haemophilia: a pilot study," Haemophilia, vol. 16, nº 1, pp. 162-169, 2010.

[9] A. Shumway-Cook e M. H. Woollacott, Controle motor: teoria e aplicações práticas, 2 ed., São Paulo, SP: Manole, 2003, p. 592.

[10] P. R. Cavanagh e M. Ae, "A technique for the display of pressure distributions beneath the foot," Journal of Biomechanics, vol. 13, nº 2, pp. 69-75, 1980.

[11] Podaly, "Podaly Posturologia," Agosto 2013. [Online]. Available: http://www.podaly.com.br/site/produtos/index.php?idCategoria=1.

[12] Interlink Eletronics, "Interlink," Agosto 2013. [Online]. Available: http://www.interlinkelectronics.com. [Acesso em 2013 February 15].

[13] Cypress, "Cypress Semiconductor Corporation," Agosto 2013. [Online]. Available: http://www.cypress.com. [Acesso em 15 February 2013].

[14] T. R. Jensen, R. Radwin e J. G. Webster, "A conductive polymer sensor for measuring external finger forces," Journal of Biomechanics, vol. 24, nº 9, pp. 851-858, 1991.

[15] A. A. Carvalho e R. G. Radwin, "A new method for extending the range of conductive polymer sensors for contact force," International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 17, pp. 285-290, 1996

# Identificação Paramétrica de Modelo Dinâmico de Geração de Movimento de Membros Inferiores com Redes Neurais Artificiais

E.R.M.D. Machado[1], F.A.M. Santos[2], M.C.M. Teixeira[2], A. A. Carvalho[2], R. F. Kozan[2], M.A.A. Sanches[2], M.V.N. Junqueira[2], M.F.R. Urban[2], M.I.Nobukuni[2], J.V. de Paulo[2],

[1]Universidade Estadual Paulista/FEIS: Rua Rio de Janeiro, 266, Ira Solteira, Brasil, (18)3743-1162, daruichi@mat.feis.unesp.br

[2]Universidade Estadual Paulista/FEIS: Av. Professor José Carlos Rossi, 1370, Campus III, Ilha Solteira, Brasil, (18)3743-1150 feliphearіel@ig.com.br, marcelo@dee.feis.unesp.br, aac@dee.feis.unesp.br, lsi@engineer.com

**Resumo.** Neste trabalho é proposta a identificação paramétrica do modelo da perna apresentado por Ferrarin e Pedotti [1] utilizando Redes Neurais de Hopfield [2]. A identificação será realizada utilizando o algoritmo proposto em [3], que permite uma rápida estimação dos parâmetros da planta, sendo insensível às condições iniciais da planta e à dinâmica dos filtros de estado. O objetivo é obter os parâmetros de cada paciente antes de se iniciar as rotinas de tratamento de geração e controle de movimentos funcionais dos membros inferiores.

**Palavras Chave:** Identificação, Redes Neurais de Hopfield, Geração de Movimentos, Membros Inferiores.

## 1. Introdução e conteúdo

A incapacidade motora ou redução da mobilidade dos membros inferiores geradas por algum tipo de lesão medular causa um acelerado atrofiamento dos músculos. Este processo gera várias consequências dentre elas a redução das atividades de diversos órgãos como o coração, os rins e os pulmões e deteriora sensivelmente a saúde do paciente [4].

Muitos profissionais utilizam da Estimulação Elétrica Neuromuscular Funcional (EENF) para melhorar a circulação do sangue no membro paralisado e auxiliar todo o sistema circulatório. Em geral, o estímulo é realizado em um sistema de malha aberta e este processo pode, algumas vezes, gerar uma hiperestimulação e causar a fadiga muscular [1].

Um sistema de controle em malha fechada pode ser utilizado em rotinas de tratamento para gerar movimentos funcionais. Uma vez conhecidos os parâmetros que compõem as equações dinâmicas do sistema, a lei de controle deve ser capaz de produzir sinais de eletroestimulação adequados para gerar o movimento e manter a posição da perna em um ângulo desejado, evitando a hiperestimulação e adiando a fadiga.

Entretanto, os parâmetros são altamente variáveis e dependem de fatores como a saúde física e o estado emocional do paciente. Então, estes parâmetros devem ser identificados e a resposta temporal dos sinais do controlador-estimulador deve ser analisada em simulações antes de serem submetidos aos pacientes.

A identificação dos parâmetros de sistemas dinâmicos parcialmente desconhecidos é um assunto de grande importância prática, pois uma vez conhecido o modelo matemático, podem-se utilizar resultados clássicos para projetar um controlador de modo que o sistema controlado apresente um desempenho desejado, especificado previamente.

A busca de métodos ou algoritmos que possibilitem uma identificação rápida e com pouca sensibilidade a perturbações tem sido tema de trabalho de muitos pesquisadores, especialmente no controle de sistemas biológicos, devido á alta variabilidade dos parâmetros destes sistemas [4], [5].

As redes neurais artificiais são poderosas ferramentas para serem aplicadas em controle e atualmente a literatura fornece resultados sobre configurações que, dentro de certas condições, identificam, estabilizam, linearizam, efetuam controle inverso e são descritas várias aplicações, inclusive para plantas não lineares, [2], [3], [5]-[10].

John Hopfield propôs uma rede baseada em uma função energia [2] e esta rede tem sido utilizadas por diversos pesquisadores para a determinação de parâmetros da planta [3], [5],[7]-[9].

Neste trabalho é proposta a identificação paramétrica do modelo da perna proposto em [1] utilizando a Rede Neural de Hopfield com a configuração proposta em [3], que identifica os parâmetros reduzindo as condições iniciais não nulas na planta e nos filtros estados mesmo na presença de ruídos de medição.

## 2. Metodologia

### 2.1. Modelo proposto por Ferrarin e Pedotti [1]

Ferrarin e Pedotti [1] apresentaram um modelo matemático baseando-se em um sistema simples do membro inferior com dois segmentos rígidos, coxa e canela-pé e relaciona a largura do pulso aplicado com o torque gerado na articulação do joelho. Os movimentos da junção do tornozelo não foram considerados, reduzindo o número de graus de liberdade, evitando toda a modificação das características passivas do joelho provocado pelo movimento do tornozelo.

A eletroestimulação funcional é aplicada ao músculo quadríceps, por meio de eletrodos fixados na pele da coxa do paciente. O objetivo é provocar a contração do músculo, visando posicionar o ângulo do joelho em um valor especificado. A Figura 1 ilustra o modelo.

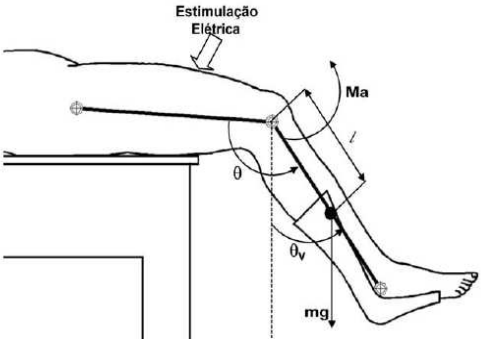



Figura 1: Conjunto Perna-Pé Proposto em [1].

- $\theta$ : ângulo do joelho (ângulo entre coxa e canela no plano sagital);
- $l$ : é a distância entre o joelho e o centro da massa do complexo canela-pé;
- $\theta_V$ : é o ângulo da canela (ângulo entre a canela e o sentido vertical no plano sagital);
- $m$ : massa do complexo canela – pé;
- $g$ : aceleração da gravidade;
- $M_a$ : torque ativo do joelho produzido por estimulo elétrico.

O equilíbrio dinâmico destes componentes, em da junção do joelho, pode ser expresso pela seguinte equação diferencial não linear de segunda-ordem:

$$J\ddot{\theta}_V = -mglsen(\theta_V) + M_S - B\dot{\theta} + M_a \tag{1}$$

- $J$ é o momento inercial do complexo de canela-pé;
- $\dot{\theta}$ é a velocidade angular comum do joelho;
- $\ddot{\theta}$ é a aceleração angular da canela;
- $B$ é o coeficiente de atrito viscoso;
- $M_S$ é o torque devido ao componente de rigidez;

A função de transferência para o modelo foi obtida em [9] e é dada por:

$$H(s) = \frac{G/(J\tau)}{s^3 + \frac{(J+B\tau)}{J\tau}s^2 + \frac{(B+k\tau)}{J\tau}s + \frac{k}{J\tau}} \tag{2}$$

com $\mathrm{k} = mglcos(\theta_{v0}) - E\gamma(\theta_{v0} + \pi/2 - \omega)e^{-E\left(\theta_{v0}+\frac{\pi}{2}\right)} + E\gamma e^{-E\left(\theta_{v0}+\frac{\pi}{2}\right)}$, E, $\tau$ e $\gamma$ são constantes.

A equação de movimento foi linearizada em torno de um ponto de operação e em seguida foram obtidas as equações de estados. A equação (3) apresenta a equação de estados da função de transferência (2). Veja [10].

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \Delta P, \tag{3}$$

sendo $a_{31} = -k/J\tau$ , $a_{32} = -(B+k\tau)/J\tau$ , $a_{33} = -(J+B\tau)/J\tau$ e $\Delta P$ a largura de pulso.

Em [1] os autores forneceram uma tabela com valores de $\tau$ para entrada tipo degrau e rampa para diversos pacientes sadios e hemiplégicos e um gráfico com valores do ganho estático G da função de transferência identificada, para cada paciente e para várias frequências.

### 2.1. Rede Neural de Hopfield

A Rede Neural Artificial de Hopfield [2] é uma rede auto associativa no qual os valores sinápticos dos neurônios são atualizados localmente. O estado do neurônio depende apenas de sua conexão sináptica, ou de seu peso, para um dado instante e, portanto, não estabelece nenhum procedimento de treinamento para determinar a matriz de pesos, como ocorre na maioria das outras redes. Um procedimento de projeto baseado na função de Lyapunov é usado para determinar a matriz peso.

Hopfield projetou uma matriz peso T e o vetor de entrada I de modo a formar uma função denominada de função energia E, que pode ser minimizada. Muitos problemas podem ser representados por uma função quadrática e serem convertidos a uma função energia E. Como a rede de Hopfield é capaz de minimizar E, ela também pode minimizar a função original. O problema se resume em obter uma função energia adequada.

O sistema de identificação utilizando a rede de Hopfield é um sistema de identificação paramétrica, no qual os parâmetros são estimados pela minimização de uma função energia. O estado de mínimo da rede determina os parâmetros do sistema. O modelo de Hopfield [6] consiste de várias unidades de processamento, chamadas "neurônios", interligadas. Um neurônio "i" é modelado por:

$$\frac{dU_i}{dt}=S_i-\frac{U_i}{R_i}+I_i,\ V_i=\alpha_i g(\beta_i U_i),\ U_i\ e\ V_i\in R \tag{4}$$

onde $S_i$ é a entrada, $U_i$ o estado, $V_i$ a saída, $\alpha_i$, $\beta_i$ e $R_i$ são constantes positivas, $I_i$ é uma constante e $h(.)$ é uma função sigmoide, sendo que normalmente, $h(U_i)=tanh(U_i)$. Hopfield estudou a possibilidade da determinação de um mínimo local da função energia

$$E_h=-\frac{1}{2}\sum_{i=1}^{n}\sum_{j=1}^{n}T_{ij}V_iV_j-\sum_{i=1}^{n}I_iV_i+\sum_{i=1}^{n}\frac{1}{R_i\alpha_i}\int_0^{\frac{V_i}{\alpha_i}}h^{-1}(v)dV, \tag{5}$$

sendo $\alpha_j$, $I_i$, $T_{ij}=T_{ji}$, e $j=1,...n$ constantes e $h^{-1}(v)$ é a função inversa de $h(v)$, utilizando um sistema dinâmico composto de neurônios interligados. Uma forma válida, simples e muito utilizada dos resultados de Hopfield é quando $R_i\to\infty$, $i=1,...n$ o que resulta na remoção do último termo à direita de $E$ e do termo $U_i/R_i$.

### 2.2. Algoritmo de Identificação proposto em [3]

Em [3] foi proposta uma configuração da Rede de Hopfield que permite a identificação de sistemas dinâmicos lineares e invariantes no tempo, sem a disponibilidade de $\dot{x}$. O algoritmo utiliza um fator de esquecimento que minimiza o efeito das condições iniciais da planta e dos filtros de estados, mesmo na presença de ruídos de medição. A configuração propõe uma identificação rápida, sem desprezar nenhuma informação fornecida pelo sistema de aquisição de dados.

Considere o sistema

$$\begin{aligned}\dot{x}&=A_px+B_pu,\\ x_m&=x+w.\end{aligned} \tag{6}$$

onde $u\in\Re$, $x\in\Re^n$ é o vetor de estado da planta e não é disponível. O vetor $x_m$ é o vetor de estado da planta medido e $x_m(0)$ pode ser não nulo. O sinal $w$ é um sinal ruído. As matrizes $A_p$ e $B_p$ são desconhecidas. Seja A e B as matrizes estimadas de $A_p$ e $B_p$, respectivamente. O objetivo deste trabalho é a determinação destas matrizes.

Considere a planta (6) e o filtro de estados $G(s)=a/(s+a),\ a>0$ e defina os sinais filtrados de $x(t)$ e $u(t)$ como $X_f(s)=G(S)*X(S)$ e $U_f(s)=G(S)*U(S)$ considerando condições iniciais não nulas na planta e nos filtros [3], então

$$\dot{x}_f=-ax_f+ax \tag{7}$$

$$\dot{u}_f=-au_f+au \tag{8}$$

Logo,

$$x_f(t)=e^{-at}x_f(0)+a\int_0^t e^{-a(t-\tau)}x(\tau)d\tau=e^{-at}x_f(0)+x_F(t) \tag{9}$$

$$u_f(t)=e^{-at}u_f(0)+a\int_0^t e^{-a(t-\tau)}u(\tau)d\tau=e^{-at}u_f(0)+u_F(t) \tag{10}$$

Em [3] foi definida a equação do erro dada em (11):

$$\Delta e_q=A(x_f(t)-e^{-at}x_f(0))+B(u_f(t)-e^{-at}u_f(0))+ae^{-at}x(0)-ax(t)+a(x_f(t)-e^{-at}x_f(0))=0 \tag{11}$$

A equação (12) apresenta a função energia na forma discreta, desprezando os termos constantes (independentes de A e B):

$$E_P = \sum_{j=1}^{M} (1/2)\Delta e_q(jT)^T \Delta e_q(jT) = -(1/2)V^T TV - I^T V \tag{12}$$

$$V^T = [a_{11}\ a_{12}\ a_{13}\ a_{21}\ a_{22}\ a_{23}\ a_{31}\ a_{32}\ a_{33}\ b_1\ b_2\ b_3], \tag{13}$$

$$I^T = \sum_{j=1}^{M} \begin{bmatrix} x_1^j(ae^{-at}x_1(0) - ax_1(j\Delta) + ax_1^j), & x_2^j(ae^{-at}x_1(0) - ax_1(j\Delta) + ax_1^j), & x_3^j(ae^{-at}x_1(0) - ax_1(j\Delta) + ax_1^j) \\ x_1^j(ae^{-at}x_2(0) - ax_2(j\Delta) + ax_2^j), & x_2^j(ae^{-at}x_2(0) - ax_2(j\Delta) + ax_2^j), & x_3^j(ae^{-at}x_2(0) - ax_2(j\Delta) + ax_2^j) \\ x_1^j(ae^{-at}x_3(0) - ax_3(j\Delta) + ax_3^j), & x_2^j(ae^{-at}x_3(0) - ax_3(j\Delta) + ax_3^j), & x_3^j(ae^{-at}x_3(0) - ax_3(j\Delta) + ax_3^j) \\ u^j(ae^{-at}x_1(0) - ax_1(j\Delta) + ax_1^j), & u^j(ae^{-at}x_2(0) - ax_2(j\Delta) + ax_2^j), & u^j(ae^{-at}x_3(0) - ax_3(j\Delta) + ax_3^j) \end{bmatrix}, \tag{14}$$

$$T = -\sum_{j=1}^{T} [M_j]. \tag{15}$$

Para um sistema de terceira ordem:

$$M = \begin{bmatrix} {x_1^j}^2 & x_1^j x_2^j & x_1^j x_3^j & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x_1^j u^j & 0 & 0 \\ x_2^j x_1^j & {x_2^j}^2 & x_2^j x_3^j & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x_2^j u^j & 0 & 0 \\ x_3^j x_1^j & x_3^j x_2^j & {x_3^j}^2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x_3^j u^j & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & {x_1^j}^2 & x_1^j x_2^j & x_1^j x_3^j & 0 & 0 & 0 & 0 & x_1^j u^j & 0 \\ 0 & 0 & 0 & x_2^j x_1^j & {x_2^j}^2 & x_2^j x_3^j & 0 & 0 & 0 & 0 & x_2^j u^j & 0 \\ 0 & 0 & 0 & x_3^j x_1^j & x_3^j x_2^j & {x_3^j}^2 & 0 & 0 & 0 & 0 & x_3^j u^j & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & {x_1^j}^2 & x_1^j x_2^j & x_1^j x_3^j & 0 & 0 & x_1^j u^j \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x_2^j x_1^j & {x_2^j}^2 & x_2^j x_3^j & 0 & 0 & x_2^j u^j \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x_3^j x_1^j & x_3^j x_2^j & {x_{13}^j}^2 & 0 & 0 & x_3^j u^j \\ u^j x_1^j & u^j x_2^j & u^j x_3^j & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & {u^j}^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & u^j x_1^j & u^j x_2^j & u^j x_3^j & 0 & 0 & 0 & 0 & {u^j}^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & u^j x_1^j & u^j x_2^j & u^j x_3^j & 0 & 0 & {u^j}^2 \end{bmatrix}$$

sendo $x_i^j = \int_0^{jT} g(t-\tau)x_i(\tau)d\tau = x_{Fi}(jT)$, $x_F = [x_{F1} \quad x_{F2}]^T$, $u^j = \int_0^T g(t-\tau)u_i(\tau)d\tau = u_F(jT)$

O vetor $V^T$ é composto pelos elementos de A e B que se deseja estimar. A Rede Neural de Hopfield [2] dada por

$$\dot{U}_i = TV + I \quad \text{e} \quad V_i = \alpha_i h(\beta_i U_i) \tag{16}$$

converge para um mínimo local da função energia $E_P$ de (12) e se a entrada for persistentemente excitante, teremos um único mínimo local e global e a estimação ocorrerá sem problemas [3].

Definindo-se $x_{mF}$ e $w_F$ como os sinais $x_m$ e w filtrados, respectivamente, tem-se que:

$x_{mF} = x_F + w_F$, $\dot{x}_{mF} = -ax_{mF} + ax_m$, $\dot{x}_F = -ax_F + ax$, $\dot{w}_F = -aw_F + aw$ e $\dot{u}_F = -au_F + au$

Em [3] foi definida uma nova equação do erro considerando o ruído.

$$\begin{aligned} \Delta e_q(t) &= A(x_{mf} - w_f) + Bu_f + ae^{-at}(x_m(0) - w(0)) - a(x_m - w) + a(x_{mf} - w_f) \\ &= Ax_{mf} + Bu_f - Aw_f + ae^{-at}(x_m(0) - w(0)) - ax_m + ax_{mf} + \dot{w}_f. \end{aligned} \tag{17}$$

Então, a função energia (17) pode ser representada por:

$$E = (1/T_f)\int_0^{T_f} \Delta e_q(t)^T \Delta e_q(t)dt = E_1 + E_2, \tag{18}$$

$$E_1 = (1/T_f)\int_0^{T_f} \Delta e_{q_1}(t)^T \Delta e_{q_1}(t)dt \quad \text{e} \quad E_2 = (1/T_f)\int_0^{T_f} \Delta e_{q_2}(t)^T (\Delta e_{q_2}(t) + 2\Delta e_{q_1}(t))dt\,.$$

onde, $\Delta e_{q_1}(t) = Ax_{m_f} + Bu_f + ae^{-at}x_m(0) - ax_m + ax_{m_f}$ e $\Delta e_{q_2}(t) = -Aw_f - ae^{-at}w(0) + \dot{w}_f$.

O termo de $E_1$ em (18) depende apenas de sinais conhecidos. Assim, somente o termo $E_1$ será utilizado para caracterizar a Rede de Hopfield que identificará o sistema. O termo $E_2$ acarretará erros na identificação. Em [3] é apresentada um análise da influência do ruído de medição em $E_2$ onde mostrou-se que é possível projetar os filtros com uma banda passante pequena para diminuir a sensibilidade ao ruído de medição w, seja ele branco ou de alta frequência e ao mesmo tempo, obter uma identificação rápida, independente das condições iniciais dos filtros e da planta.

## 3. Resultados e discussões

Para validar o método na identificação do modelo foram considerados dados das tabelas e gráficos fornecidos em [3] de um dos pacientes hemiplégicos. Os valores utilizados foram: J=0.362[kgm$^2$], G=42500Nm/s, m=4.37[kg], B=0.27[N.m.s/rad], E=2.024[1/rad], $\omega$=2.918[rad], $\lambda$=41.208[N.m/rad] l=23.8[cm]. Logo, os parâmetros de (3) são $a_{31} = -37.8359$, $a_{32} = -36.6967$ e $a_{33} = -1.7403$. O algoritmo de identificação é dado pela equação (16) e a função energia dada por (12) e as matrizes T e I dadas por (14) e (15).

O sinal de entrada utilizado foi um trem de pulsos, período de integração: 0.01s e ganho da rede $\alpha = 10^5$. Condições iniciais: $[x_1(0) \quad x_2(0) \quad x_3(0) \quad x_{1f}(0) \quad x_{2f}(0) \quad x_{3f}(0) \quad u_f(0)] = [4\ 4\ 4\ 1\ 1\ 1\ 1]$. O ruído de medição foi composto por dois sinais senoidais com amplitude 0.1 e 0.3 e frequência de 12000rad/s e 1000rad/s. As simulações foram realizadas no software MATLAB /SIMULINK.
Os parâmetros identificados de (3) são apresentados em (19) e a Figura 2 ilustra a evolução da simulação para os parâmetros $a_{31}$, $a_{32}$ e $a_{33}$.

$$A = \begin{bmatrix} 0.0015 & 1.0005 & -0.0001 \\ 0.0015 & 0.0005 & 0.9999 \\ -37.6827 & -36.7142 & -1.7378 \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} -0.0001 \\ -0.0001 \\ 1.0028 \end{bmatrix} \tag{19}$$

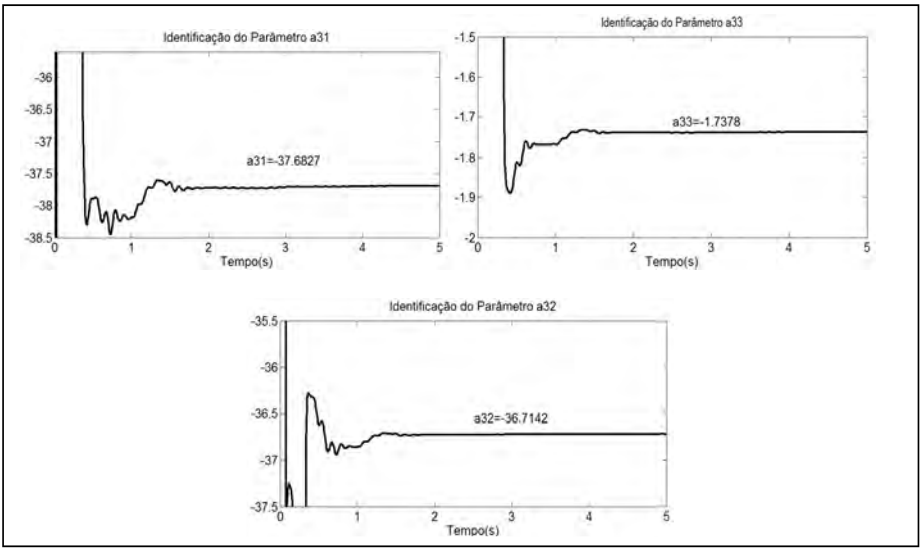
## 4. Conclusões e trabalhos futuros

Neste trabalho foram apresentados resultados de simulações de algoritmo de identificação paramétrica com Redes Neurais de Hopfield do modelo apresentado em [1] com a configuração proposta em [3].

Os parâmetros foram identificados em poucos segundos mesmo na presença de ruídos de medição e das condições não nulas da planta e dos filtros de estado, validando a configuração proposta em [3] para a identificação paramétrica do modelo estudado.

Os resultados deste trabalho serão disponibilizados para os grupos dos Laboratórios de Instrumentação e Controle da FEIS/UNESP que desenvolvem pesquisa na área de geração e controle de membros inferiores visando à reabilitação de pessoas com redução ou incapacidade de movimento de membros inferiores.

Os próximos passos consistem na realização da identificação utilizando dados experimentais para em seguida projetar os controladores para gerar e controlar os movimentos da perna.




## Referencias

[1] Ferrarin, M.; Pedotti, A., The Relationship Between Electrical Stimulus and Joint Torque: A Dynamic Model, IEEE Trans. Rehabil. Eng. Vol. 8, No. 3, pp. 342-352, September 2000.

[2] Hopfield, J. J. Neural Networks and Physical Systems with Emergent Collective Computation Abilities, Proc. Nat. Acad. Sci, Vol. 79, no.4 pp. 2554-2558, 1982.

[3] Teixeira, M. C. M.; Machado, E. R. M. D.; Assunção, Edvaldo; Garcia, J. P. F. Identificação Rápida de Sistemas Dinâmicos com Condições Iniciais Não Nulas. In: Congresso Brasileiro de Automática, 1998, Uberlândia. Proceedings of the XII th Brazilian Automatic Control Conference, pp. 1261-1266, 1998.

[4] Crameri R., M., Cooper, P., Sinclair P.J., Bryant, G, Weston, A. Effect of load during electrical stimulation training in spinal cord injury. Muscle & Nerve, Vol. 29, no 01, pp. 104-111, 2004.

[5] NARENDRA e PARTHASARATHY, 1990; Narendra, K. S.; Parthasarathy, K. Identification and Control of Dynamical Systems Using Neural Networks, IEEE Trans. on Neural Networks, v.1, pp. 4-27, 1990.

[6] Garcia, E.; Antsaklis, P. J. Adaptive Stabilization of Model-Based Networked Control Systems. Proceedings of the 2011 American Control Conference, San Francisco, CA, June 29 - July 1, 2011.

[7] Wang, C.-H. and Hung, K.-N. (2012), Dynamic System Identification Using High-Order Hopfield-Based Neural Network (HOHNN). Asian Journal of Control, Vol.14 pp. 1553–1566. doi: 10.1002/asjc.495.

[8] Shoureshi, R.; Chu, SR.. Hopfield-Based Adaptive State Estimators. International Conference on Neural Networks, San Francisco, CA, USA. pp. 1289-1294, 1993.

[9] Teixeira, M. C. M.; Deaecto, G. S.; Gaino, R.; Assunção, E.; Carvalho A. A.; Machado, E. R. D.; da Silva, T. I. Projeto de um Controlador Linear para Variar o Ângulo de Articulação do Joelho de um Paciente Paraplégico. In: 6th Brazilian Conference on Dynamics, Control and Their Applications, 2007, São José do Rio Preto -SP. 6th Brazilian Conference on Dynamics, Control and Their Applications. pp. 950-956, 2007.

[10] Teixeira, M. C. M.; Machado, E. R. M. D.; Assunção, E. Identificação Rápida de Sistemas Dinâmicos Utilizando Redes Neurais de Hopfield. In: Congresso Brasileiro de Automática, 1996, São Paulo. Anais do XI Congresso Brasileiro de Automática, Vol.1. pp. 543-548, 1996.

# Sistema Eletrônico para Geração e Avaliação de Movimentos Controlados no Membro Inferior de Pacientes

M. A. A. Sanches[1,4], M. V. N. Junqueira[1], R. Kozan[1], M. F. R. Urban[1], W. Pontes[1,4], G. Z. Costal[1], R. Gaino[2], A. C. de Carvalho[3], E. R. M. D. Machado[1], M. C.M.T Teixeira[1], A. A. de Carvalho[1], C. A. Alves[1]

[1]UNESP - Universidade Estadual Paulista / Departamento de Engenharia Elétrica: Av. Brasil, 56, Ilha Solteira, SP, Brasil, +55-18-3743-1955, sanches840@yahoo.com.br, marcosvnj@yahoo.com.br, renankozan@hotmail.com, mateushq@hotmail.com, glauberzc@gmail.com, daruichi@mat.feis.unesp.br, marcelo@dee.feis.unesp.br, carvalho.aparecido@gmail.com

[2]UEL - Universidade Estadual de Londrina / Departamento de Engenharia Elétrica: Campus Universitário, Londrina-PR, Brasil, +55 043 3371 4789, ruberlei.gaino@gmail.com

[3]UNESP - Universidade Estadual Paulista / Departamento Fisioterapia FCT: Presidente Prudente-SP, Brasil, +55 018 3743 1223, augusto@fct.unesp.br

[4]UNITOLEDO - Centro Universitário Toledo / Departamento de Engenharia: Campus Universitário, Araçatuba, SP, Brasil, +55 017 36367020, wesley.pontes@gmail.com, sanches840@yahoo.com.br

**Resumo.** Foi implementado um sistema eletrônico com eletroestimulação funcional (FES) para geração e avaliação de movimentos nos membros inferiores de voluntários paraplégicos e hígidos. O sistema é composto por uma cadeira instrumentada, um dispositivo DSP (Processador Digital de Sinais), algoritmos de controle e um estimulador elétrico neuromuscular com oito canais independentes, no qual os parâmetros são ajustados por um programa desenvolvido em LabVIEW. O sistema permite a realização de testes em malha aberta ou fechada, sendo a realimentação implementada por sensores de posição, velocidade e/ou aceleração angular. Neste trabalho são apresentados testes iniciais com voluntários hígidos e paraplégicos.

**Palavras chave:** Eletroestimulação (FES), Hígido, Paraplégico, Controle, Malha fechada.

## 1. Introdução

De acordo com o censo realizado pelo IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), em 1991 existiam no Brasil 457.162 deficientes físicos, entre hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos, em 2000 eram 955.287 955.287 e em 2010, 13.273.969 pessoas. Nos Estados Unidos um número alarmante de 11 mil novos casos de lesões medulares são relatados a cada ano, dos quais 52% estão relacionados a paraplégicos [1] Na Europa e na América do Norte a prevalência de paralisia muscular foi estimada em 500-1000 pessoas por cem mil da população [2].

Há 40 anos, a expectativa de vida de um paciente com lesão medular era de cinco anos. A maioria dos pacientes morria neste período devido a problemas nos rins. Atualmente, a expectativa de vida deste paciente é próxima a de uma pessoa normal (FARIA, 2006).

Após uma lesão medular, os músculos atrofiam rapidamente, principalmente os músculos grandes da coxa. Uma das consequências da atrofia muscular é que as atividades do coração e do pulmão são reduzidas, fazendo com que as condições de saúde sejam deterioradas [3].

A Estimulação Elétrica Neuromuscular Funcional (EENF) pode auxiliar o sistema circulatório, aumentando a circulação de sangue no membro paralisado, dentre outros benefícios [4], [5], [6] e [7]. A EENF aplicada a níveis adequados pode ser tão eficaz no fortalecimento muscular quanto uma contração muscular voluntária [8].

Um grande desafio enfrentado quando se aplica EENF nos membros inferiores paralisados é gerar movimentos mais suaves e principalmente evitar a hiperestimulação, ou seja, um excesso de eletroestimulação, e adiar a fadiga muscular, tanto quanto possível [9].

Quando se trabalha em malha fechada, pode-se controlar de maneira mais eficiente a estimulação elétrica [10], propiciando um melhor controle dos movimentos e procurando retardar a fadiga dos músculos envolvidos no movimento. Controlar movimentos de membros paralisados de pessoas por meio de FES é um problema particularmente complexo. As dificuldades surgem a partir da planta não ser linear, altamente variante no tempo, ser um sistema instável e também a dificuldade de se trabalhar com diversas plataformas e tecnologias.
Neste trabalho implementou-se um sistema eletrônico, juntamente com algumas ferramentas de controle e instrumentação, para gerar estímulos elétricos na reabilitação de paraplégicos com controladores em malha aberta e fechada.

## 2. Metodologia

### 2.1. Desenvolvimento do sistema

Para a realização de testes com FES foi confeccionada uma estrutura que pudesse comportar todos os sensores e também posicionar adequadamente o voluntário submetido ao teste. Esta estrutura foi denominada “cadeira instrumentada”, no qual se pode verificar uma foto na Figura 1.

Figura 1. Foto da cadeira instrumentada.

A cadeira permite diversas regulagens, como afastamento e angulação do encosto, posicionando o tronco de forma adequada para cada voluntário que será submetido à ENMF. Além disso, há um apoio frontal móvel que auxilia a elevar a parte distal da coxa posicionando adequadamente o joelho.
Os sensores de posição, velocidade e aceleração são fixados em um conjunto denominado “barra instrumentada”. Este conjunto é composto por duas hastes, uma fixa e outra móvel. A haste fixa fica sempre na horizontal, paralela ao segmento ósseo da coxa e a parte móvel paralela ao segmento ósseo da canela, onde esta irá movimentar sempre que o indivíduo movimentar o complexo canela-pé. Na figura 2 é demonstrada a barra instrumentada.
O eletrogoniômetro é fixado em dois pontos, sendo um na haste fixa e o outro na haste móvel. O eixo de rotação do eletrogoniômetro fica alinhado com o eixo de rotação da barra.
Foi projetado um contra peso com a finalidade e equilibrar as forças exercidas em ambos os lados da barra em relação ao eixo de rotação. Com isso, qualquer torque significativo que a barra poderia exercer sobre a perna do voluntário é minimizado. Por fim, foi utilizado também um rolamento entre a haste fixa e a móvel para diminuir a força de atrito.
Para verificar a calibração dos sensores que compõe a barra foi utilizado o equipamento comercial *“OPTOTRACK”*. Este equipamento faz registro de deslocamento, utilizando infravermelho, com precisão de décimos de milímetros. Um dos testes realizados consistia em simular o movimento de um pêndulo com a haste móvel a partir de uma determinada posição.

Foi utilizado um eletroestimulador neuromuscular funcional com oito canais independentes, modulação por largura de pulso (PWM), forma de onda retangular, bifásica, carga balanceada e capacidade de fornecer correntes com amplitude de até 140 mA. Os parâmetros para formar o sinal de estimulação são enviados por softwares desenvolvido no LabVIEW e/ou DSP. Na Figura 3 pode-se verificar uma foto do eletroestimulador.

Figura 2. Barra instrumentada.

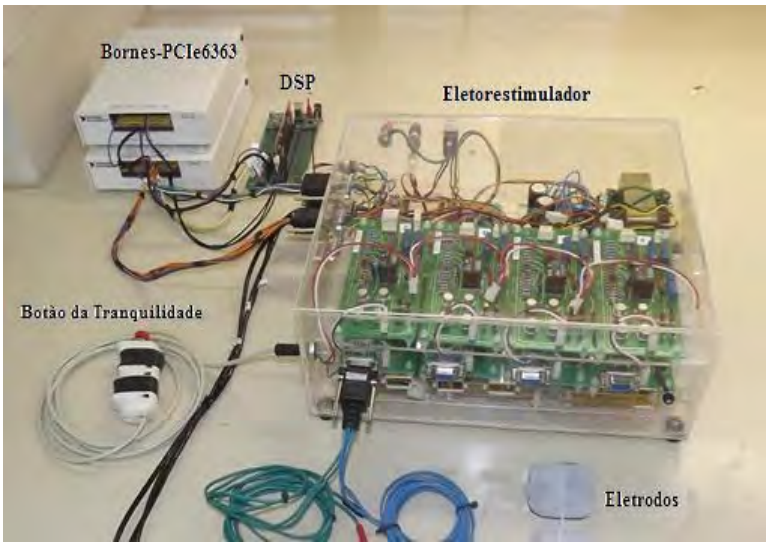



Figura 3. Eletroestimulador.

Foi desenvolvido um programa em LabVIEW que possibilita controlar o sistema e ajustar os parâmetros de eletroestimulação e fazer a aquisição de sinais dos sensores. Foi utilizada também a placa de aquisição de dados PCIe6363 da *National Instrument* e um *Experimenter´s Kit USB DockingStation* com DSP F28335 Delfino, Texas Instruments. Na Figura 4 pode-se verificar a tela do LabVIEW.

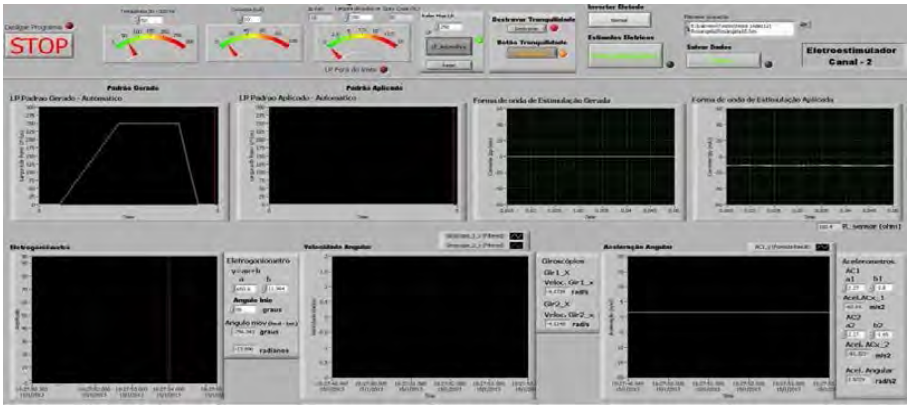



Figura 4. Tela do LabVIEW.

Com a elaboração dessa estrutura, em conjunto com todos os sensores, tem-se uma plataforma versátil, que pode ser utilizada não só para testes com FES, mas também para outros experimentos que envolvam observação dos movimentos dos membros inferiores.

### 2.2. Utilização do sistema em malha aberta

Foram duas utilizações principais em malha aberta:

- No teste de repetibilidade, onde se aplicava estímulos em uma mesma pessoa, em dias diferentes, com os mesmos parâmetros.
- No teste de identificação dos parâmetros do modelo matemático que representa a dinâmica de movimento de extensão do joelho.

Na Figura 5 pode ser verificado um diagrama de blocos, juntamente com os respectivos equipamentos, ilustrando o sistema em malha aberta.

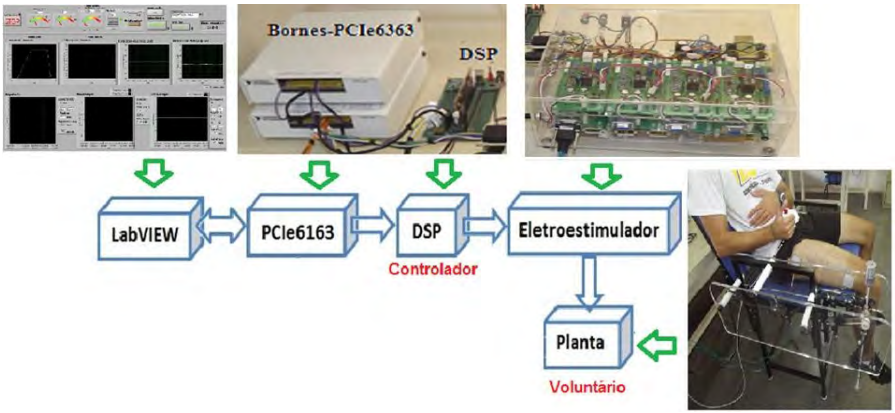



Figura 5. Diagrama de blocos do sistema em malha aberta.

Foram realizados testes com voluntários de ambos os sexos, hígidos e paraplégicos. Cabe ressaltar que foram desenvolvidos protocolos para utilização do sistema e testes com voluntários. A realização dos testes foi autorizada e amparada pelo comitê de ética em pesquisas envolvendo humanos, submetido ao sistema Plataforma Brasil, sob o número CAAE 00977212.1.10015402.

### 2.3. Utilização do sistema em malha fechada

Foram desenvolvidos controladores para aplicação de ENMF em malha fechada objetivando o controle da posição da perna em um ângulo desejado.
Primeiramente era realizada a identificação dos parâmetros do modelo matemático que representa a dinâmica de movimento do membro, depois desenvolvido um controlador para a planta identificada, então o controlador era embarcado no DSP e depois aplicado no voluntário.
O sistema fornecia ao controlador parâmetros necessário para aplicar a lei de controle adotada, onde, para o PID (Proporcional Integral Derivativo) o ângulo de posição da perna e para o Fuzzy Takagi-Sugeno, posição, velocidade e aceleração.
Na Figura 6 esta ilustrado um diagrama de blocos com o sistema em malha fechada.

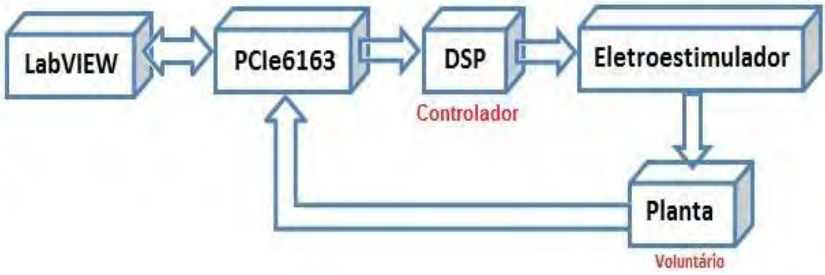



Figura 6. Diagrama de blocos do sistema em malha fechada.

Neste caso a placa PCIe tem um *feedback* do que esta ocorrendo no movimento do membro inferior do voluntário e assim pode atuar nos parâmetros da eletroestimulação.

## 3. Resultados

A realização dos testes foi autorizada e amparada pelo comitê de ética em pesquisas envolvendo humanos, submetido ao sistema Plataforma Brasil, sob o número CAAE 00977212.1.10015402.
Na Figura 7 ilustra uma tabela com alguns voluntários participantes.

| Voluntário | Sexo | Idade (anos) | Massa Corp. (Kg) | Altura (m) | Tipo de lesão | Tempo de lesão | Pratica ativ. Fis. regularmente |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| H1 | M | 33 | 67 | 1,75 | | | Não |
| H2 | M | 25 | 72 | 1,75 | | | Não |
| H3 | M | 22 | 75 | 1,68 | | | Sim |
| H4 | M | 23 | 81 | 1,70 | | | Não |
| H5 | M | 26 | 78 | 1,77 | | | Não |
| H6 | F | 33 | 54 | 1,56 | | | Sim |
| H7 | F | 26 | 52 | 1,63 | | | Não |
| H8 | F | 52 | 62 | 1,58 | | | Não |
| P1 | M | 33 | 68 | 1,68 | PC | 33 anos | Não |
| P2 | M | 33 | 72 | 1,67 | PC | 33 anos | Não |
| P3 | M | 48 | 70 | 1,80 | | 28 anos | Não |
| P4 | M | 35 | 85 | 1,82 | | 3 anos | Não |

Figura 7. Tabela com alguns voluntários participantes.

### 3.1. Utilização do sistema em malha aberta

Na Figura 8 pode-se verificar testes em malha aberta realizados com um voluntário hígido (H1).

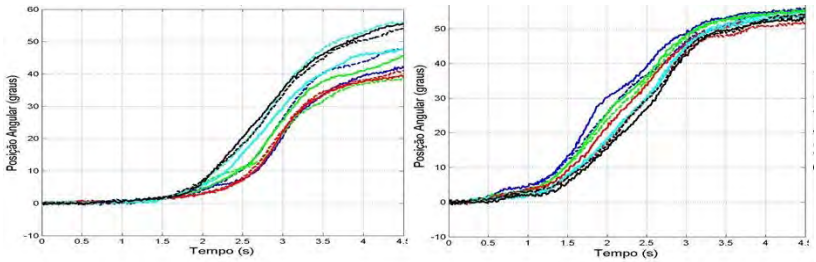



Figura 8. Testes em malha aberta realizados com voluntário hígido.

Na Figura 9 pode-se verificar testes em malha aberta realizados com um voluntário paraplégico (P3).

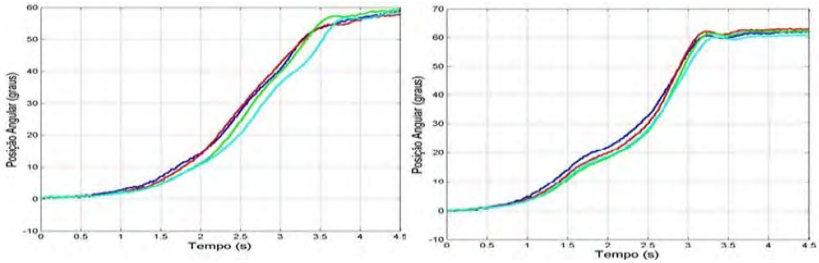



Figura 9. Testes em malha aberta realizados com voluntário paraplégico.

Estes são apenas dois dos testes realizados, mas pode-se verificar que no paraplégico as aplicações de estímulos provocaram movimentos semelhantes com as mesmas tendências enquanto no hígidos as subidas foram mais esparsas, principalmente no primeiro dia de testes. É prematuro conclusões, mas segundo autores, esta ocorrência pode ser devido a parcela reflexa, uma vez que os voluntários hígidos tem toda parte sensorial preservada.

### 3.2. Utilização do sistema em malha fechada

Na Figura 10 pode-se verificar testes em malha fechada realizados com um voluntário hígido e um paraplégico, onde a tem-se a linha ideal, representando o controlador projetado e simulado e também a linha real, resultado da aplicação no voluntário.

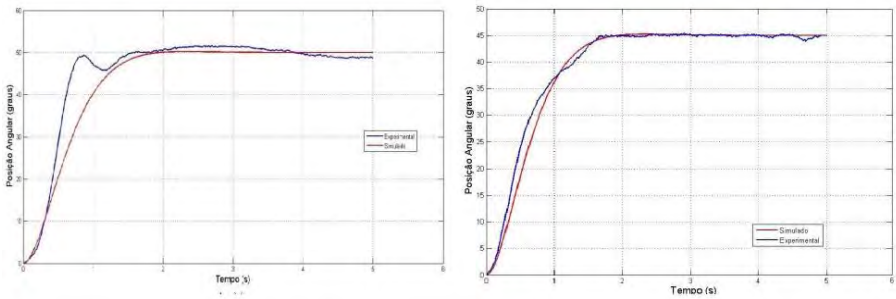



Figura 10. Testes em malha fechada realizado em voluntário hígido e paraplégico.

## 4. Conclusão

Implementou-se um versátil sistema eletrônico para gerar e avaliar movimentos nos membros inferiores de pessoas hígidas e paraplégicas. Todos os sensores foram calibrados, testados e comparados com equipamentos comerciais, se mostrando precisos e com alta acurácia.

Através da interface implementada, o usuário tem total controle sobre o experimento, podendo intervir da forma que achar necessária e monitorar todas as grandezas que estão sendo verificadas.

Esta plataforma permitiu que trabalho, até então simulados, fossem implementados na prática, utilizando DSP como controladores em malha fechada.

Devido ao sistema permitir mensurar diversas grandezas, é possível utilizar mais parâmetros para realimentação. Assim, diversos tipos de controladores podem ser implementados.

Foram realizados testes com controle em malha fechada em pessoas hígidas e paraplégicas, sendo os resultados discutidos e analisados com os disponíveis na literatura.

## Referencias

[1] SCI-INFO. *Spinal cord injury facts & statistics.* 2009. Disponível em: < http://www.sci-info-pages.com/facts.html>. Acesso em: 02 set. 2011.

[2] Rittipad, k.; Charoen, B. *A PID controller for ankle movement restoration. In: Technology and Innovation for Sustainable Development Conference*. [S.l.: s.n.], 2008.

[3] Faria, U. C. Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual, Ilha Solteira, 2006.

[4] Scremin, A. M. E.; Kurta, I.; Gentili, A. ;Wiseman, B. ;Perell, K. *Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Philadelphia*, v. 80, n. 12, p. 1531-1536, 1999.

[5] Crameri R. M.; Weston A.; Climstein M.; Davis G. M.; Sutton J. R. *Effects of electrical stimulation-induced leg training on skeletal muscle adaptability in spinal cord injury. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, New York*, v. 12, n. 5, p. 316-322, 2002.

[6] Man I. O. W.; Lepar, G. S.; Morrissey, M. C.; Cywinski, J. K. *Effect of neuromuscular electrical stimulation on foot/ankle volume during standing. Medicine and Science in Sports and Exercise, Hagerstown,* v. 35, n. 4, p. 630-634, 2003.

[7] CrameriI, R. M.; Cooper, P.; Sinclair P. J.; Bryant, G.; Weston, *A. Effect of load during electrical stimulation training in spinal cord injury. Muscle & Nerve*, *New York*, 2004. v. 29, n.1, p. 104-111, 2004.

[8] Lieber, R. L.; Silva, P. D.; Daniel, D. M. *Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery. Journal of Orthopaedic Research, New York*, v. 14, p. 131-138, 1996.

[9] Mohammed, S.; Poignet, P.; Fraisse, P.; Guiraud, D. *Lower limbs movement restoration using input-output feedback linearization and model predictive control. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS, 2007, San Diego. Proceedings of the… San Diego*: IEEE, 1997, p. 1945-1950.

[10] Crago, P. E.; Pecham, P. H.; Thrope, G. B. *Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* v. 27, n. 12, p. 679-684, 1980.

# Controle da Posição da Perna de Pessoas Hígidas Utilizando um Controlador PID

R. F. KOZAN[1], A. A. CARVALHO[1], M. V. N. JUNQUEIRA[1], M. A. A. SANCHES[1,2], M. F. R. URBAN[1], M. C.M.TEIXEIRA[1], E. R. M. D. MACHADO[1], W. PONTES[2], G. Z. COSTAL[2], R. GAINO[3]

[1]Universidade Estadual Paulista Júlio Mesquita Filho, UNESP, Campus de Ilha Solteira, Departamento de Engenharia Elétrica, Avenida Brasil, nº56, Ilha Solteira, SP, Brasil.
[2]Centro Universitário Toledo, UNITOLEDO, Rua Antônio Afonso de Toledo, Araçatuba, SP, Brasil.
[3]Universidade Estadual de Londrina, UEL Pr 445 Km 380.
E-mails: renankozan@hotmail.com, carvalho.aparecido@gmail.com, marcosvnj@yahoo.com.br, sanches840@yahoo.com.br, mateus.urban@gmail.com, marcelo@dee.feis.unesp.br, daruichi@mat.feis.unesp.br, wesley.pontes@gmail.com, glauberzc@hotmail.com, ruberlei.gaino@gmail.com

**Resumo.** A Estimulação Elétrica Funcional (FES) tem sido utilizada na ajuda do restabelecimento de funções motoras em pacientes paraplégicos. Aplicada em níveis adequados, pode ser tão eficaz no fortalecimento muscular quanto uma contração muscular voluntária. Este trabalho faz parte de um projeto multidisciplinar que integra controle e instrumentação que tem por objetivo controlar os movimentos dos membros inferiores de paraplégicos. Utilizando um processador digital de sinais e um modelo matemático linear simplificado implementou-se um sistema de controle em malha fechada, por meio de um controlador PID, da posição da perna de uma pessoa hígida. Implementou-se também o circuito lógico de um estágio formador de onda de um Estimulador Elétrico Neuromuscular, utilizando LabVIEW. Os parâmetros de estimulação podem ser alterados com agilidade e facilidade. Resultados experimentais ficaram muito próximos aos obtidos através das simulações. O sistema de controle conseguiu estabilizar a posição da perna de pessoas hígidas no ângulo desejado.

**Palavras-chave:** FES. PID. DSP. LabVIEW.

## 1. Introdução

Em 2000, segundo o [1], o número de deficientes físicos, paraplégicos e hemiplégicos era de 955.287. Na Europa a prevalência de paralisia muscular foi estimada em 500-1000 pessoas por cem mil [2].
Após a lesão medular, os músculos atrofiam rapidamente, o que leva a diminuição das atividades do coração e do pulmão. A Estimulação Elétrica Funcional (FES) é uma metodologia para ativar eletricamente diversos músculos[3]. A FES tem sido utilizada na ajuda ao restabelecimento de funções motoras [4].
Atualmente, o uso da FES é comumente realizado em malha aberta, entretanto quando se trabalha em malha fechada, pode-se controlar de maneira mais eficiente a estimulação elétrica [5], propiciando um melhor controle dos movimentos e evitando uma fadiga mais rápida dos músculos envolvidos no processo.
No Brasil ainda há poucos pesquisadores e centros que trabalham na área de Engenharia de Reabilitação, fazendo com que apenas um reduzido número de pacientes possa ser beneficiado.
Neste trabalho, utilizando FES, efetuou-se a implementação de um sistema de controle em malha fechada da posição da perna de uma pessoa hígida.

## 2. Metodología

### 2.1. Estimulador Elétrico Neuromuscular

O Estimulador Elétrico Neuromuscular é composto por oito canais, com dois estágios: um formador de onda e outro de potência.
O estágio formador define os parâmetros da estimulação, que são: o tipo de onda, a frequência do sinal, a largura de pulso e o interpulso.

No estágio de potência é fornecida a potência necessária ao sinal de saída. Neste estágio é definido se o estimulador será de tensão ou corrente.
Por almejar um eletroestimulador controlado, optou-se pelo de corrente, uma vez que é imprescindível estimar a carga aplicada.

### 2.2. Cadeira Ergonométrica e Sensores

Para o monitoramento da aceleração angular foram utilizados dois acelerômetros tri-axiais MMA7341 que foram calibrados com um shaker da fabricante PCB, modelo 394B06
A velocidade angular foi monitorada através do uso de giroscópios modelo LPR510AL.
Para o monitoramento do deslocamento angular, foi utilizado um eletrogoniômetro resistivo, modelo NIP 01517.0001, da Lynx.
A cadeira ergonométrica, Figura 1, utilizada nos experimentos possui estruturas específicas para fixar os sensores e propiciar um posicionamento adequado do indivíduo.

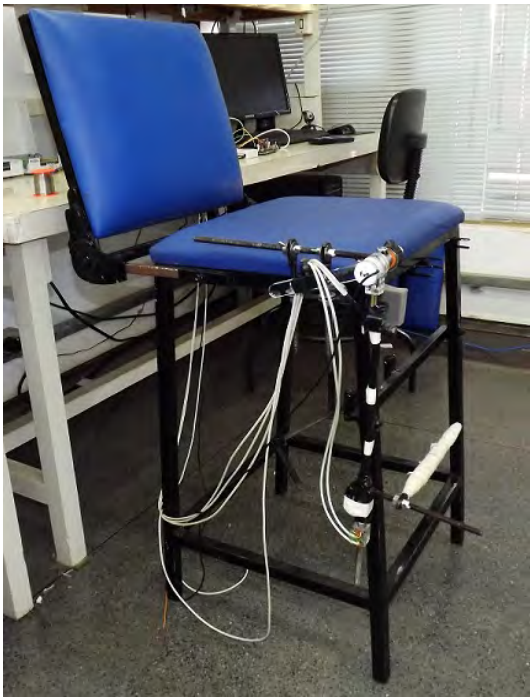


Figura 1. Cadeira Ergonométrica.

### 2.3. Software para ajuste de parâmetros

Elaborou-se uma interface, Figura 2, composta pelo software LabVIEW e a placa PCIe6363 da National Instruments.
O programa desenvolvido é capaz de ajustar todos os parâmetros de estimulação. A frequência de estimulação pode variar entre 30 e 300Hz, a amplitude também pode variar de 0 a 120mA e a largura do pulso de estimulação pode ser ajustada em µs.
Com a elaboração dessa interface, o usuário tem total controle sobre o experimento, podendo intervir da forma que achar necessária e monitorar todas as grandezas que estão sendo medidas.

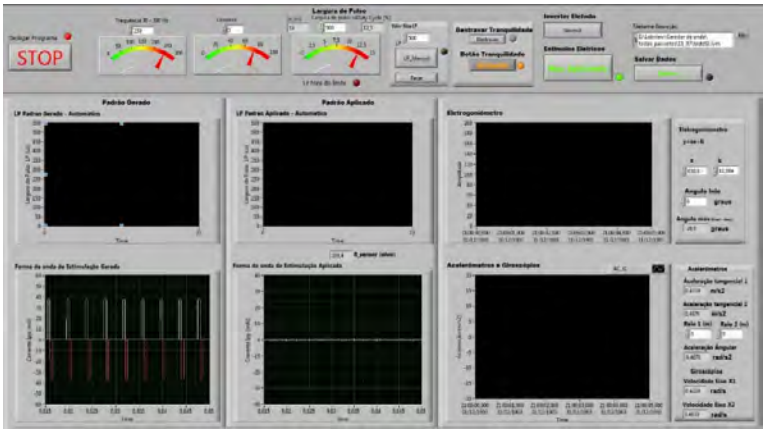



Figura 2. Interface criada no LabVIEW.

### 2.4. Metodologia dos testes

Foram realizados quatro tipos de testes com os três voluntários, todos em dias diferentes.
No primeiro encontra-se o melhor ponto de ativação do voluntário.
No segundo executa-se o protocolo de repetibilidade para analisar o efeito da fadiga muscular após quinze estimulações seguidas com intervalo de 2 minutos entre elas.
No terceiro executa-se o protocolo de identificação, com o bloco "Transfer Function Estimation", Figura 3, dos parâmetros do modelo da perna.
A frequência foi de 50Hz e a largura do pulso foi de 250µs. O controlador projetado irá controlar a corrente média aplicada durante a estimulação variando a largura do pulso de estimulação.
O modelo foi escolhido, baseado nos estudos de [6], que apresenta o modelo linear simplificado dos membros inferiores.
No quarto teste executa-se da controle da posição da perna. Insere-se um ângulo pré-estabelecido, e deseja-se que a posição da perna chegue ao ângulo de referência.
Projetou-se o controlador utilizando o Botão "Tune" do bloco PID do MATLAB/Simulink. As especificações foram o tempo de estabelecimento para critério de 2% de 3s para a primeira planta e 2,5s para a segunda.
O controlador foi gravado em um DSP da família 28335 Delfino da Texas Instruments, de forma a receber o ângulo de referência, a realialimentação, realizasse o controle, e gerasse a forma de onde de estimulação.

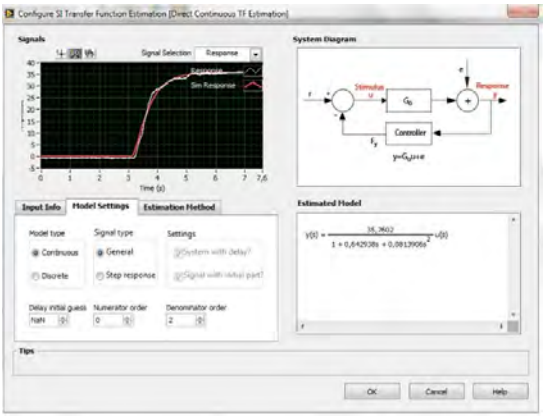



Figura 3. Tela do Bloco de Estimação de Função de Transferência.

## 3. Resultados e discussões

### 3.1. Teste de Repetibilidade

Na Figura 4, 5 e 6 estão os gráficos com as curvas com maiores e menores amplitudes durante cada dia de teste, para os voluntários 1, 2 e 3 respectivamente.
Nota-se que nenhum teste foi igual a outro, mesmo para uma mesma pessoa. Evidenciando que os parâmetros do modelo matemático se alteram a todo momento.
Nos voluntários 1 e 2, as tendências se mantiveram, modificando apenas suas amplitudes máximas, diferente do voluntário 3, que não houve padrão na tendência. Desta forma, o voluntário 3 foi o escolhido para realizar os testes de identificação e controle.

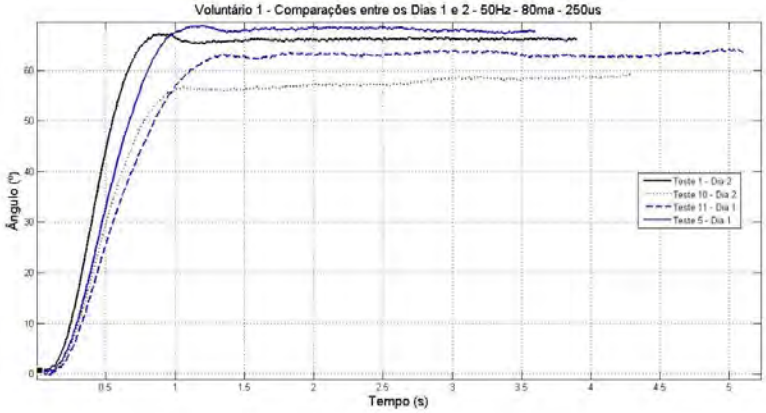



Figura 4. Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 1.

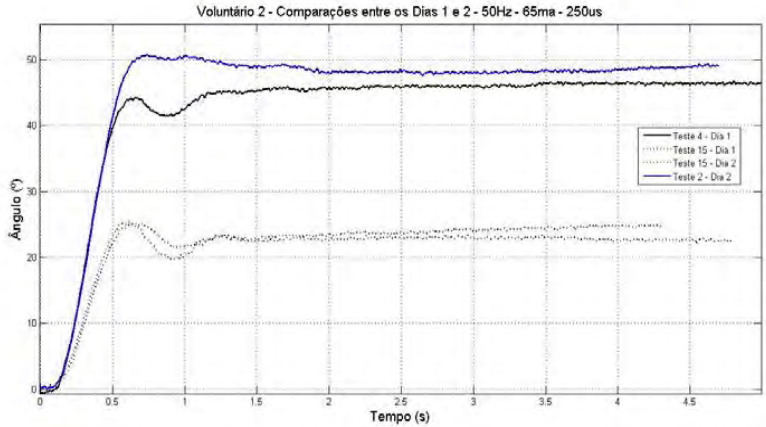



Figura 5. Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 2.

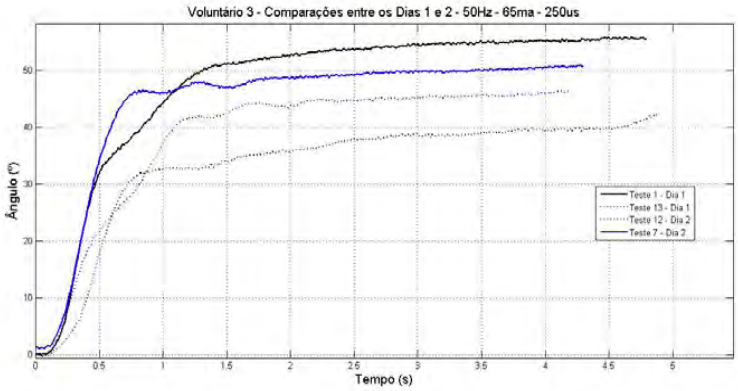



Figura 6. Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 3.

### 3.2. Teste de Identificação

As plantas identificadas foram simuladas no software Matlab e plotadas em um mesmo gráfico juntamente com as curvas experimentais.
Na Figura 7 está apresentado o resultado da comparação para o teste 1, e na Figura 8 para o teste 2.

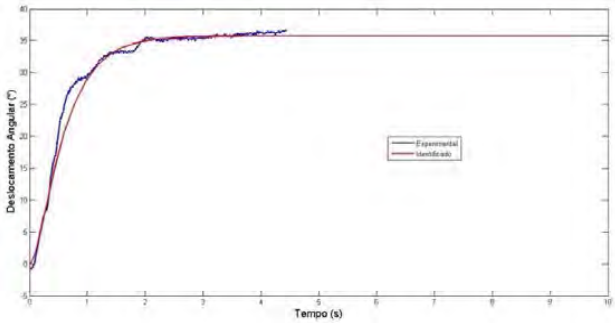



Figura 7. Simulação da Planta Identificada Para o Primeiro Teste do Voluntário 3

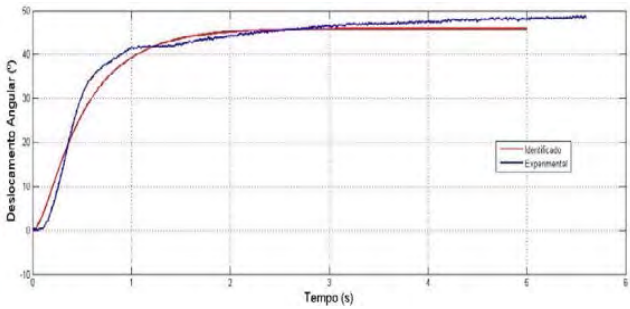



Figura 8. Simulação da Planta Identificada Para o Segundo Teste do Voluntário 3

Nota-se que ambas as identificações representam bem o sinal experimental, sendo que a correlação para o teste 1 foi de 0.9506 e para o teste 2 foi de 0.9309.

### 3.3. Teste de Controle da Posição da Perna

Foram realizados um total de onze testes de controle. Dois deles para a primeira planta identificada, com a corrente de 60mA, e o restante com a segunda planta identificada, com a corrente de 65mA.
Na Figura 9 está apresentado um dos testes, em que o ângulo de referência é igual a 60º, partindo da origem. Esse experimento foi repetido três vezes consecutivas, com intervalo de 2 minutos.
Em todos os casos a posição da perna da pessoa hígida atingiu a posição inserida como referência. Os tempos de estabelecimento foram próximos ao projetados. O transitório na maioria dos casos não foi o esperado. Considera-se os resultados obtidos satisfatórios.
As características da variação angular da mesma pessoa em testes diferentes mudam constantemente. Dessa forma os parâmetros identificados que serviram como base para projetar o controlador, no momento do teste em malha fechada não se pode afirmar que se mantém.

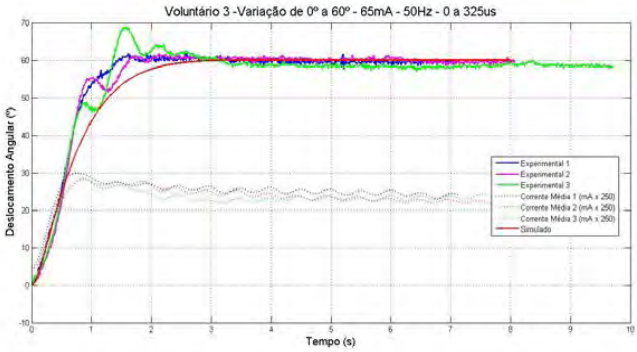



Figura 9. Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 60º - corrente de 65mA

## 4. Conclusões

A plataforma de testes desenvolvida é versátil e segura, e atendeu as necessidades da pesquisa. O programa de interfaceamento da plataforma torna o uso dos equipamentos da plataforma fácil e rápido.
Durante o teste de repetibilidade, pode-se notar visivelmente que todas as estimulações resultaram em variações angulares diferentes. Isso confirma que os parâmetros do modelo matemático do músculo variam a todo o momento. Os testes de identificação podem ser considerados satisfatórios, uma vez que as correlações dos dois testes realizados ficaram acima de 0,93.
Nos testes de controle da posição angular, pode-se observar que em todos os casos o controlador fez com que a perna se estabelecesse na posição desejada pelo usuário, com erro de regime inferior a 2% e com tempos de estabelecimentos próximos aos projetados.
Os testes realizados mostraram que o objetivo do trabalho foi atingido, abrindo novas oportunidades para trabalhos futuros com novos controladores e com movimentos mais complexos.

## Referências

[1] INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. *Censo demográfico*. Rio de Janeiro, 2000.
[2] RITTIPAD, K.; CHAROEN, B. A pid controller for ankle movement restoration. In: WATKINS, A.; EHST, M. (Eds.). *Science, technology and innovation:* capacity building for sustainable growth and poverty reduction. Washington, DC: World Bank, 2008.
[3] HAN-CHANG, W.; SHUENN-TSONG, Y.; TE-SON, K. A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for fes applications. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Piscataway, v. 51, n. 1, p. 2-9, 2002.
[4] MARTIN, P. S. O milagre de voltar a andar. *Revista Galileu*, São Paulo, v. 95, n. 300, p. 57-61, jun. 1999.
[5] CRAGO, P. E.; PECKHAM, P. H.; THROPE, G. B. Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Piscataway, v. 27, n. 12, p. 679-684, 1980.
[6] LAW, L. A. F.; SHIELDS, R. K. Predicting human chronically paralyzed muscle force: a. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v. 100, n. 3, p. 1027-1036, Nov. 2006.

# Marcha Agazapada, Diagnóstico y Tratamiento Guiado por Laboratorio de Marcha

DR. Pedro Manuel Pérez Pimentel

Director del laboratorio de marcha Patronato Cibao de Rehabilitación: Centro Dr. Rafael Castro, Hospital Regional Universitario José María Cabral y Báez, Santiago de los Caballeros, R.D., TEL: 809-582-5859., Fax: 809-971-1057, dr.castroclaro.net.do.
Cirujano de pié y neuro-ortopeda, HOMS y Clínica Dr. Bonilla, Santiago de los Caballeros, R.D., TEL: 829-947-22 y 809-247-388, EXT: 8327 y 7340, FAX: 809-247-4210, neuro-ortopedia.com, Twitter Pedro Manuel Pérez Pimentel, Facebook Clínica del pié y neuro-ortopedia.

**Resumen.** La marcha agazapada es uno de los trastornos más prevalentes y preocupantes de los patrones de marcha en los pacientes con alteraciones motoras del tipo parálisis cerebral (espasticidad) o Mielomeningocele (parálisis flácida). Tiende a ser progresivo y si se deja sin tratar puede llegar a limitar la ambulación del individuo, al punto de perder dicha capacidad y quedar limitado a utilización de sillas de ruedas y aparatos para poder realizar las actividades del diario común. El tratamiento apropiado para los problemas leves a moderados del crouch según la clasificación de Michael Schwartz envuelve una combinación de medidas terapéuticas farmacológicas para tratar la espasticidad y los movimientos anormales (distonía, corea), ortesis y correcciones quirúrgicas para tratar la contractura y disfunción de brazo de palanca torsional. Los casos severos de crouch serán tratados con procedimientos que corrijan la insuficiencia de los cuádriceps (descenso de pátela) y contractura articular de rodillas (osteotomía extensora femoral distal).

**Palabras clave:** Crouch gait o marcha agazapada, disfunción de brazo de palanca (DBP), parálisis cerebral Infantil (PCI), ortesis, contractura muscular.

## 1. Introducción y contenidos.

La marcha agazapada es un término acuñado para describir una marcha con excesiva flexión de rodillas durante la fase de apoyo, y es una de las marchas patológicas más prevalentes en niños y adolescentes con trastornos motores (PCI). Sin tratamiento, el patrón empeora con el tiempo llevando a dolor, deterioro de la marcha y disminución de la habilidad de caminar. Las intervenciones terapéuticas son complejas, debido a que la descripción del crouch gait se hace en el plano sagital, y la misma tiene deformidades torsionales óseas en el plano coronal, transverso más debilidad muscular [1].
El crouch se define como una flexión mayor de 20 grados de la rodilla al contacto inicial, otros incluyen el apoyo medio monopodal más dorsiflexión del tobillo. Desde el punto de vista clínico, un momento extensor continuo se incluye, siendo esto un componente de la insuficiencia del cuádriceps [2].
Uno de los mecanismos fundamentales para mantener una postura erecta durante la marcha es la habilidad de numerosos músculos para extender la cadera y rodilla a través de las articulaciones proximales o distales. Los músculos biarticulares (isquiotibiales, psoas, rectus femoris, gastrocnemius) y los monoarticulares (Iliaco, vastos, glúteo máximo) son los principales encargados de mantener la bipedestación, siendo los biarticulares los principales afectados en los trastornos motores con espasticidad más acortamiento, mientras que los monoarticulares se tienden a mostrar largos con debilidad [3].
Para mantener la postura erecta se debe cumplir el acople Flexión plantar/extensión de la rodilla que ocurre con la contracción excéntrica del soleo durante la primera parte del apoyo medio para evitar la dorsiflexión del tobillo y controlar la progresión de la fuerza de reacción del suelo sobre el pié. Esto resiste el momento flexor externo, que en este punto se encuentra detrás de la rodilla, creando una aceleración en dirección opuesta para extender la rodilla. La acción excéntrica del soleo continúa hasta que la fuerza de reacción al suelo pasa anterior a la misma, creando un momento extensor externo en la rodilla, previniendo un colapso

en flexión de la misma. Cualquier factor que reduzca la efectividad de este y otros mecanismos protectores llevarán al crouch [4].

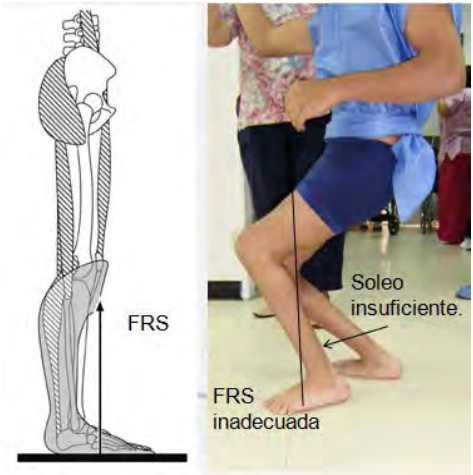



Figura1. Muestra el efecto del acople flexión plantar extensión de la rodilla para mantener la postura erecta. Dibujo izquierdo donde se mantiene la rodilla extendida y en la derecha donde no se cumple este principio por debilidad y se produce flexión de rodillas.

Los factores de riesgo primarios para el crouch gait son la debilidad de los plantiflexores, DBP incluyendo deformidades del pié, contractura en flexión de la rodilla y debilidad de los isquiotibiales. La debilidad de los plantiflexores se puede deber a lesión de motoneurona inferior (Mielomeningocele) donde lo que prevalece es la hipotonía; inhabilidad para activar selectivamente el músculo; pérdida de habilidad del músculo para generar fuerza secundario a daño cerebral (PCI). Desafortunadamente, la pérdida de la fuerza usualmente se debe a sobre alargamiento del tendón de aquíles de forma iatrogénica. En un estudio reciente en adolescentes y adultos jóvenes con crouch persistente, más del 87% de los sujetos tuvo cirugía del tendón de aquíles [5].

La disfunción de brazo de palanca, particularmente la torsión tibial externa reduce la aceleración de la extensión de la rodilla durante el apoyo monopodal. Esto es reduce el momento interno que restringe el movimiento anterior de la tibia. La torsión tibial externa de más de 30 grados reduce la capacidad del soleo de extender la cadera y la rodilla por más de un 50%, pero no cambia el brazo de momento del músculo. La versión femoral interna no incrementa el crouch [6].

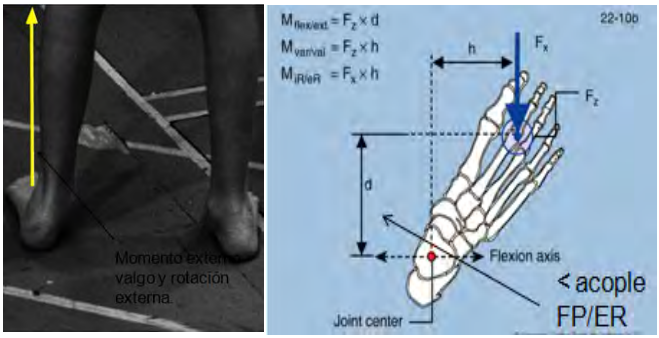



Figura 2. Se muestra como las deformidades torsionales producen alteración del acople flexión plantar extensión de la rodilla conllevando a flexión de rodillas, dorsiflexión de tobillos y marcha agazapada.

Las contracturas de rodillas con más de 10 grados de flexión tienen alto riesgo de desarrollar crouch. El rol de los isquiotibiales como productor de este tipo de patrón patológico de marcha, es sobre estimado y anteriormente se pensaba, que era el principal causante de dicho problema. Las pruebas clínicas que estiman la cortedad de los isquiotibiales (ángulo poplíteo) carecen de validez para predecir o categorizar el grado de severidad del crouch. Un 34% de los sujetos con crouch tienen longitudes y velocidades normales de los isquiotibiales, lo cual fue estimado por un software de laboratorio de marcha que mide el comportamiento de los mismos durante el ciclo de marcha [7].
La naturaleza progresiva del crouch Gait fue descrito por primera vez por Sutherland y Cooper (1978). Sin importar la causa, cuando ocurre flexión de rodillas y caderas se desencadenan una secuencia de eventos negativos que llevan al aumento del momento externo flexor en la rodilla y en la cadera, que crean mayor flexión de dichas articulaciones. Esto desencadena una contracción inversa (momento interno) del cuádriceps, isquiotibiales y glúteos intentando producir extensión en la cadera y rodilla para mantener la posición erecta. Por el contrario, los músculos biarticulares producen mayor momento externo flexor en rodillas y caderas, conllevando a un círculo vicioso que produce aun más crouch o agazapamiento [8].

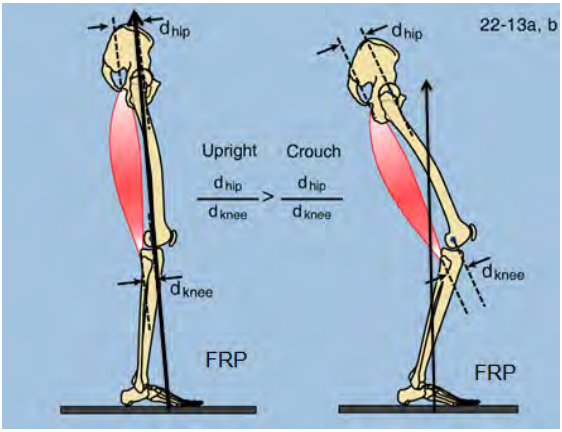
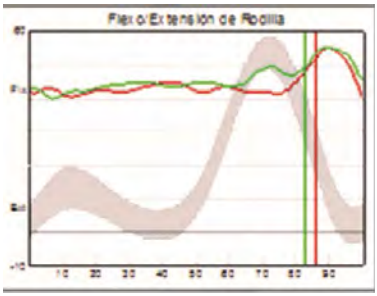


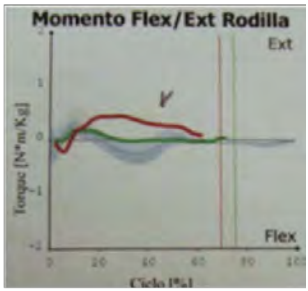

Figura 3. Se observa como los músculos biarticulares (isquiotibiales y recto femoral) que son los encargados de mantener la postura erecta en el crouch, aumentan el momento flexor externo de las rodillas y caderas, produciendo mayor deformidad en flexión de las mismas y perpetuando el crouch por retroalimentación positiva.

Antes de la era de las computadoras, modelos musculares, y análisis de marcha, el tratamiento para el crouch en la parálisis cerebral estaba confinando a la terapia física, ortesis, y liberación de partes blandas. Debido a la alta tasa de infección, retardo en la curación, implantes inadecuados, la cirugía ósea estaba reservada para los casos más extremos. El manejo del tono no estaba disponible, por lo que el común denominador eran alargamientos musculares a repetición durante el crecimiento. La cirugía incluía el alargamiento de aquíles, pero el tratamiento específico para el crouch era dirigido hacia los músculos isquiotibiales. El primer estadio de tratamiento era tenotomía, alargamiento o transferencia de los isquiotibiales al fémur distal y un segundo estadio con deformidades extremas en flexión de la rodilla era alargamiento de isquiotibiales más avance del tendón patelar. La complicación de dichos tratamientos es hiperextensión de rodillas o genu recurvatum [9].
La complejidad del crouch gait demanda atención a un gran número de factores para entenderlo y poder desarrollar una estrategia de tratamiento. Se toma como parámetros la historia clínica donde se enfoca el tiempo que tiene que desarrolló la deformidad y la rapidez de progresión. Tipos de tratamientos realizados **(usualmente los procedimientos quirúrgicos son efectuados por ortopedas sin entrenamiento en dicha área, y el 87% del crouch en estos casos suele ser iatrogénico por alargamiento de aquiles e isquiotibiales de forma desproporcionada al acortamiento).** Se debe hacer un examen físico detallado donde se busquen deformidades torsionales del fémur, tibia y pies. Se realizan rayos x de la pelvis, columna dorsal, rodillas en máxima extensión en posición supina para medir la altura patelar, y si hay fracturas por

stress en el tubérculo tibial o polo inferior de la pátela. En el análisis observacional de la marcha se puede mirar la flexión persistente de rodillas con diferentes posiciones del tobillo, dependiendo la severidad del agazapamiento. El análisis cuantitativo de la marcha incluye una flexión persistente de la rodilla durante el apoyo medio desde el punto de vista cinemático, que se puede acompañar de limitación de la movilidad (rodilla rígida). El crouch severo puede incluir dorsiflexión excesiva del tobillo o del mediopié (se llama mini-tobillo). El análisis cinético en el crouch severo demuestra un momento extensor persistente durante el apoyo medio en la rodilla. Hay una disminución de la extensión de la cadera en el apoyo terminal en casi todos los tipos de crouch. El movimiento articular de la cadera no está alterada, aunque generalmente se encuentra en flexión. El tilt pélvico puede ir de retro a antepulso dependiendo de los factores que produzcan la deformidad. El software de medición de velocidad y longitud de los músculos es muy útil, debido a que con este podemos estimar si los isquiotibiales están largos o cortos, evitando tratamientos inadecuados en dichos grupos musculares. Arnold et al. (2006) estudió 152 sujetos, donde encontró que el 27 % tenía los isquiotibiales cortos y lentos, 30 % sólo lentos, 34 % los tenía normales, y un 9 % sólo los tenía cortos [10].




4




5

Figuras 4 y 5. Se ve grafico cinemática con excesiva flexión de rodillas y disminución del rango de movilidad. A la derecha se ve gráfico cinética donde se produce momento extensor compensatorio por parte del cuádriceps en el apoyo medio.

El objetivo del tratamiento es reducir o eliminar el dolor y restaurar la marcha a su normalidad. Puede incluir terapia física, yesos de estiramiento, medicamentos inyectados como la toxina botulínica o el fenol al 7%, ortesis, manejo del tono muscular y cirugía ortopédica. Si el crouch es leve, el cual es típicamente visto en niños, se maneja la espasticidad, sino mejora se realizan cirugías múltiples niveles para corregir las deformidades a nivel del fémur, tibias y pies. El crouch moderado esta presente en el niño peri-adolescente, que tiene mucho tiempo caminando en esta posición y probablemente ha desarrollado contracturas en los isquiotibiales. Los músculos biarticulares están acortados y los monoarticulares están elongados y débiles. Por eso no debe realizarse la tenotomía del tendón de aquíles en pacientes con trastornos motores (PCI, Mielomeningocele), debido a que alargamos el soleo (monoarticular) y el gastronemio (biarticular) debilitando aun más este complejo, lo cual lleva a un crouch iatrogénico. Es importante antes de pensar en elongar los isquiotibiales, hacer un estudio de longitud muscular y velocidad, ya que nos da de forma precisa la conducta a tomar ante los resultados emitidos, evitando así alargamientos innecesarios, donde el recurvatum de rodilla es de difícil tratamiento. El crouch severo es visto en adolescentes con múltiples tratamientos previos. La mayoría tiene patela alta y contractura en flexión de la rodilla. El tratamiento de este grupo depende del grado de flexión de la rodilla y si queda crecimiento restante. Si hay crecimiento restante se hace una epifisiodesis anterior con grapas o placas en 8, y si ha cerrado la fisis, se hace una osteotomía extensora femoral distal con avance del tendón patelar. El manejo posoperatorio debe hacerse con inmovilización seguido de terapia física, lo cual permite más movilidad y bienestar en el paciente [11].

El tratamiento del crouch es complejo. Muchos, pero no todos de los factores causantes han sido identificados. Un mejor entendimiento de los mecanismos neurales del balance, control motor, propiocepción y debilidad, nos llevará a un mejor tratamiento. **Por esto es importante que el tratamiento quirúrgico de estos pacientes sea llevado a cabo por un especialista con entrenamiento en dicha área (neuro-ortopeda), y además tenga a su mano un laboratorio de marcha para poder realizar una evaluación**

**exhaustiva y determinar el mejor tratamiento en conjunto con los servicios de fisiatría, terapia física, neurología, psicología, neurocirugía y/o cirujano de columna y pediatría.**

6

7

Figuras 6 y 7 donde se detalla en la izquierda una osteotomía extensora de fémur distal y en la derecha un avance del tendón patelar.

## Referencias

[1] Anderson FC, Pandy MG (2001) Dynamic optimization of human Walking. J Biomech Eng 123: 381-90.
[2] Arnold AS et al (2006) The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. Gait Posture 23:273-81.
[3] Chambers HG (2001) treatment of functional limitations at the knee in ambulatory children with cerebral palsy. Eur J Neurol 8 (Suppl 5): 59-74.
[4] Chen J, Woollacott MH (2007) Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy.J Mot Behav 39: 306-13.
[5] Gage JR (2004) The treatment of gait problems in cerebral palsy. London: Mac Keith press. P 382-97.
[6] Rozumalski A, Schwartz MH (2008) Naturally arising crouch groups reflect clinical differences. ESMAC, Antayala, Turkey, Sept 2008.
[7] Rodda JM, Graham HK, Carlson L (2004) Sagital gait patterns in spastic diplegia. J Bone Joint Surg Br 86: 251-8.
[8] Rose SA, De Luca PA, Davis RB (1993) Kinematic and kinetic evaluation of the ankle after lengthening of the gastrocnemius fascia in children with cerebral palsy. J Pediatr Orthop 13: 727-32.
[9] Schwartz MH, Stout J, Novacheck TF, Gage JR (2004) Comprehensive treatment of ambulatory children with cerebral palsy: an outcome assessment. J Pediatr Orthop 24: 45-53.
[10] Stout JL, Gage JR, Scwartz MH, Novacheck TF (2008) Distal Femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement to treat persistent crouch gait in cerebral palsy. J Bone Joint Surg Am 90: 2470-84.
[11] Morais Filho et al (2008) Treatment of fixed knee flexion deformity and crouch gait using distal femoral extension osteotomy in cerebral palsy. J Child Orthop 2: 37-43.

# Laboratorio de Marcha: su Utilidad Clínica

DR. Pedro Manuel Pérez Pimentel

Director del laboratorio de marcha Patronato Cibao de Rehabilitación: Centro Dr. Rafael Castro, Hospital Regional Universitario José María Cabral y Báez, Santiago de los Caballeros, R.D., TEL: 809-582-5859., Fax: 809-971-1057, dr.castroclaro.net.do.
Cirujano de pié y neuro-ortopeda, HOMS y Clínica Dr. Bonilla, Santiago de los Caballeros, R.D., TEL: 829-947-22 y 809-247-388, EXT: 8327 y 7340, FAX: 809-247-4210, neuro-ortopedia.com, Twitter Pedro Manuel Pérez Pimentel, Facebook Clínica del pié y neuro-ortopedia.

**Resumen:** La marcha humana es el proceso mediante el cual un individuo se desplaza de un lugar a otro eficientemente. Es difícil estudiar la misma bajo simple observación, por lo que existen instrumentos especializados que permiten la recopilación de información en tiempo real y en tres dimensiones, que permiten dilucidar las alteraciones que producen desviaciones en los patrones de marcha. El análisis de marcha es una herramienta de medición que utiliza la cinemática, cinética, electromiografía dinámica, consumo de oxígeno, baropodografía y software de medición de velocidad y longitud muscular para tener una fotografía en el tiempo del patrón de marcha del individuo en estudio. Esta información se compara con una base de datos de personas sin problemas (sin alteraciones torsionales o motoras), para poder identificar donde se encuentra la anomalía que produce dicho patrón de marcha, y en otros casos para ver el resultado de un tratamiento (se compara con la data del mismo paciente antes de ser sometido a una intervención terapéutica). **Los resultados del análisis de marcha no proveen un récipe de tratamiento como algunos quieren sugerir. La información obtenida será interpretada en base al conocimiento y entrenamiento del investigador que está utilizando la data.**

**Palabras clave:** Análisis de marcha, cinemática, cinética, parálisis cerebral Infantil (PCI), electromiografía, baropodografía, estudio de longitud y velocidad muscular.

## 1. Introducción y contenidos.

La Marcha humana es el proceso mediante el cual un individuo se desplaza de un lugar a otro eficientemente. Las primeras huellas fueron encontradas en el lago Langebaan, África, con una antigüedad de 117 mil años donde los primates evolucionaron hacia el género Homo. Para que ocurra una marcha adecuada se deben cumplir 5 pre-requisitos: Estabilidad durante el apoyo, paso libre del pie durante el balanceo, preparación adecuada del pié durante el balanceo para el contacto inicial, longitud adecuada del paso y si estos se cumplen conllevan a conservación de la energía. Al describir marcha normal nos referimos a un ciclo de marcha, este se inicia cuando un pié toca el suelo, y termina cuando el mismo pié toca el suelo de nuevo. Se divide en dos fases: la fase de apoyo y balanceo. La fase de apoyo se divide en contacto inicial, respuesta a la carga, fases de doble apoyo, apoyo monopodal o medio, apoyo terminal, pre-balanceo y la fase de balanceo en inicial, medio y terminal [1].
El análisis de marcha es una herramienta diagnóstica, que provee información importante acerca de la forma de caminar del individuo en estudio, y que tanto esta se desvía de la normalidad. Sin embargo, no provee un récipe terapéutico como suelen sugerir algunos, sino que la información a interpretar recae sobre el investigador que está usando la data. En un laboratorio de marcha, los elementos del estudio usualmente incluyen: (1) estudio cuantitativo tridimensional del movimiento (cinemática), (2) medidas de los momentos y poderes que se producen en las principales articulaciones de las extremidades inferiores (cinética), (3) las señales de apagado o prendido de los diferentes músculos (electromiografía dinámica), (4) medición del gasto metabólico (consumo de oxígeno), y (5) presiones dinámicas del pié durante la marcha (baropodografía). El análisis de marcha provee una foto del patrón de marcha del individuo, pudiéndose comparar con la base de datos de patrones de normalidad. Además, un niño con distrofia muscular la progresión de la enfermedad puede ser comparada con un estudio del mismo individuo hecho previamente, lo que ayudaría a determinar el tratamiento en dicho punto para evitar la pérdida de la ambulación (aumentar

la dosis de esteroides, cambiar tipo de terapia física, indicar ortesis o realizar cirugía mínima que no lleve a encamamiento prolongado) [2]

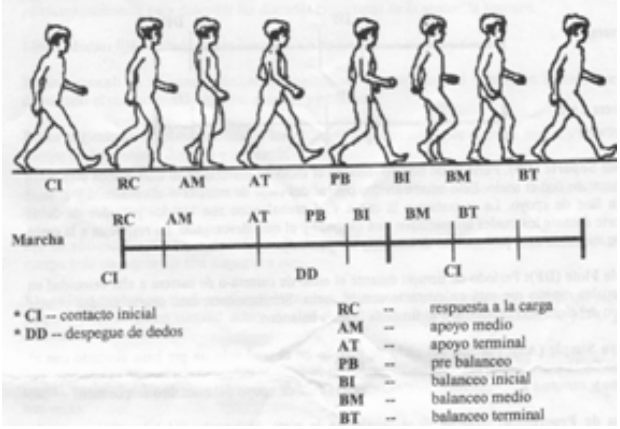



Figura 1. Ciclo de marcha que se divide en fase de apoyo y balanceo, además de poder visualizar las sub-fases.

La comparación de los resultados con una base de datos de individuos con marcha normal ayuda, debido que le da información de cuan desviado esta el patrón de marcha, y además resalta cuales articulaciones están más afectadas. Con el tiempo el investigador podrá clasificar condiciones, y describir patrones de marcha patológicos que son característicos de una patología. La hemiplejia espástica tiene cuatro patrones de envolvimiento, que son difíciles de separar sin estudio computarizado de marcha. Aún mas, protocolos de tratamiento se han realizado para dichos patrones, por lo tanto, una vez el patrón ha sido identificado el tratamiento apropiado puede ser determinado. El análisis de marcha provee información de cómo las alteraciones del balance, control motor selectivo y espasticidad alteran el movimiento. Los individuos con un control cerebral anormal, contracturas musculares, y/o disfunción de brazo de palanca, son forzados a introducir otras anormalidades en su marcha para compensar los problemas producto de la patología neurológica o torsional. En la hemiplejía espástica, esta compensación puede ser el vaulting o equino compensatorio del lado menos afectado para contrarrestar el pié caído en el balanceo. En la hemiplejía más severa (III y IV), las respuestas compensatorias pueden alterar tanto la marcha, que parecerían triplejícos o cuadripléjicos. Descifrar estos efectos compensatorios es difícil con el análisis de marcha, pero casi imposible sin la ayuda del mismo [3].

La interpretación del análisis de marcha no debe ser hecha por separado. Siempre se deberá realizar en conjunto con la historia del paciente, y las medidas clínicas que se realizaron en la evaluación. Una historia cuidadosa, que dilucidará tratamientos previos, tales como cirugías ortopédicas o manejo focal para la espasticidad, proveerá una explicación para ciertas desviaciones de la marcha. Factores de confusión tales como el dolor, stress emocional y/o medicamentos pueden producir cambios significativos sobre la marcha de un sujeto en un intervalo corto de tiempo, y pueden llevar a una interpretación errada de la data arrojada por el estudio. Una interpretación cuidadosa del análisis del movimiento debe incorporar información acerca de la velocidad de la marcha, presencia o no de ortesis, y ayuda de dispositivos para caminar, los cuales pueden alterar la marcha. El examen físico provee información que el análisis de marcha no puede arrojar directamente. Esto incluye información acerca de disfunción del brazo de palanca (deformidades torsionales de huesos largos y/o alteraciones en el pié), fuerza muscular y/o contractura, grado de alteración del control motor selectivo, y el balance muscular. Con esta información adicional, el interpretador podrá distinguir si se trata de una contractura dinámica o estática con la data arrojada. La información arrojada por la cinemática y la cinética es comparada con la del video del sujeto en dos planos en tres planos. A veces puede encontrarse la razón de las anomalías en los datos arrojados viendo el video de marcha en el plano sagital y coronal [4].

El análisis de marcha tiene muchos usos en el tratamiento de un individuo con trastornos neuromusculares. Podemos por lo tanto identificar los problemas de marcha y reflejarlos en una lista. Luego esta puede ser categorizada como deformidades primarias (neurológicas), secundarias (crecimiento) y terciarias (compensatorias). Una vez hecho esto, podemos hacer tratamiento interdisciplinario, como reducción de la espasticidad (rizotomía dorsal por neurocirugía o el servicio de cirugía de columna), colocación o modificación de las ortesis (servicio de neuro-ortopedia y fisiatría), modificación de los protocolos de terapia física y corrección de las deformidades de brazo de palanca (neuro-ortopedia). Estos tratamientos han mejorado con el paso del tiempo debido que hemos podido evaluar nuestros resultados con estas herramientas. Las limitaciones actuales para modelar el pié, ha llevado que la decisión terapéutica del mismo se haga comparando los resultados arrojados con rayos x en apoyo, baropodometría, video en cámara lenta para poder tomar una decisión terapéutica los más acertada. La comparación de los valores posterior al tratamiento con los anteriores, ha permitido obtener una curva de aprendizaje. Esto ha llevado al reemplazo de algunos procedimientos lesionales, como la tenotomía de aquiles o alargamiento abierto del mismo en Z en la zona 3, que alarga el soleo que esta usualmente débil y elongado, al gastronemio que se encuentra espástico y acortado, pudiendo crear procedimientos que solo aborden el problema (Strayer y Baumann). Ha permitido evaluar la ortesis, lo que ayuda no solo a mejorar la indicación de las mismas, sino que ayuda a rediseñarlas y hacer modelos más funcionales [5].

La cinemática estudia el movimiento de los segementos articulares en los tres planos del espacio. Podemos observar el tronco, pelvis, y las tres articulaciones de las extremidades inferiores (cadera, rodilla y tobillo) bilateralmente en los tres planos a traves del ciclo de marcha. Las medidas lineales (velocidad, longitud de paso y zancada, tiempo de apoyo, etc) son variables cinemáticas. Además podemos ver si hay consistencia de un ciclo a otro y simetría de un lado a otro [6].

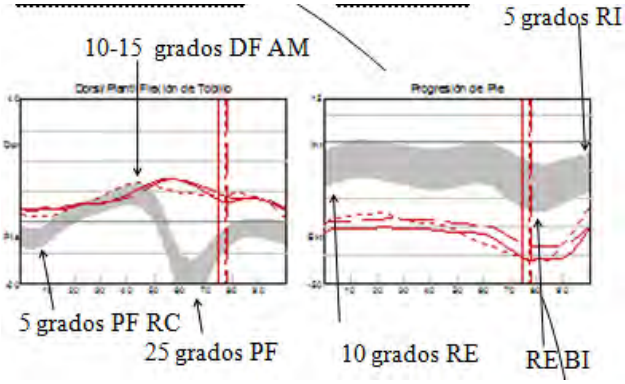



Figura 2. Se puede apreciar el plano sagital del tobillo a la izquierda (cinemática), donde el sombreado gris es lo normal y la línea roja refleja dorsiflexión del tobillo al contacto inicial, apoyo terminal y en balanceo. A la derecha está el plano transversal del pié que se encuentra en rotación externa, demostrando una torsión tibial externa.

La cinética describe la razón de la marcha anómala. Esta envuelve el estudio de fuerzas, momentos, energía, y poderes asociados a la producción del movimiento. Esta se subdivide en momentos y poderes. Los gráficos de momentos miran los puntos donde se pasa de un momento extensor a flexor, y si de hecho ocurre. También se mide la magnitud, la forma del momento en estudio, y si se corresponde con el tiempo de contracción en la electromiografía. Cuando se interpretan las gráficas de poderes, vemos el tiempo, magnitud y la forma del poder comparada con el estandarte. Nos dice si se produce poder neto, y si la contracción es concéntrica (acortamiento o generación de poder) o excéntrica (elongación o absorción de poder) [7].

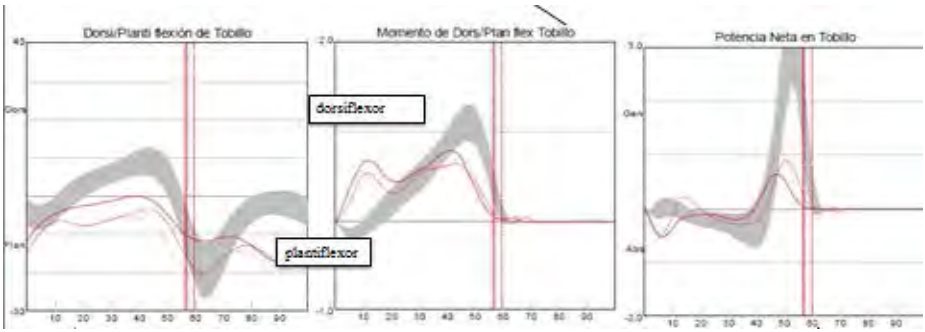



Figura 3. A la izquierda vemos la cinemática del tobillo, donde el mismo está en equino en fase de apoyo y balanceo. Al centro observamos la gráfica de momentos, donde podemos ver como se generan dos picos de momentos flexores, producidos por el equino y espasticidad de los plantiflexores. A la derecha se ve el gráfico de poder, y se puede ver que la generación del mismo es positivo en el apoyo terminal (concéntrica), pero se encuentra disminuido.

El gráfico de longitud o velocidad muscular usualmente se realiza en el psoas y en los isquiotibiales. Es difícil verificar la longitud y modulación de los músculos biarticulares durante la marcha, debido a que los individuos caminan con posiciones y posturas anormales que afectan a más de una articulación. Estos proveen información acerca de su longitud a lo largo del ciclo de marcha y su patrón de movimiento (modulación) [7].

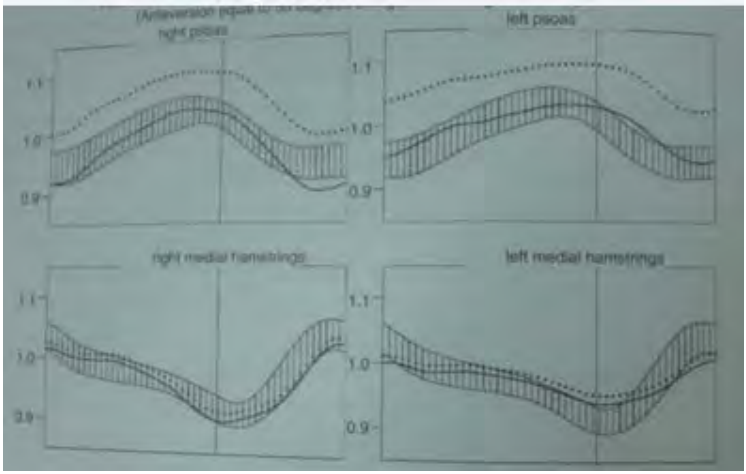



Figura 4. En los gráficos de longitud y velocidad se puede observar que las líneas punteadas demuestran una excursión limitada del movimiento en ambos psoas, mientras que la línea continua demuestra sólo leve acortamiento del psoas derecho en el balanceo terminal. Se concluye con dicho grafico que hay espasticidad y leve acortamiento del psoas derecho, que deber ser verificado por el examen físico.

El objetivo de la electromiografía dinámica está centrada en tres aspectos: (1) identificación de espasticidad y otros tipos de hipertonía, (2) evidencia de selectividad, control, y coordinación muscular, y (3) la contribución de los músculos individuales [8].

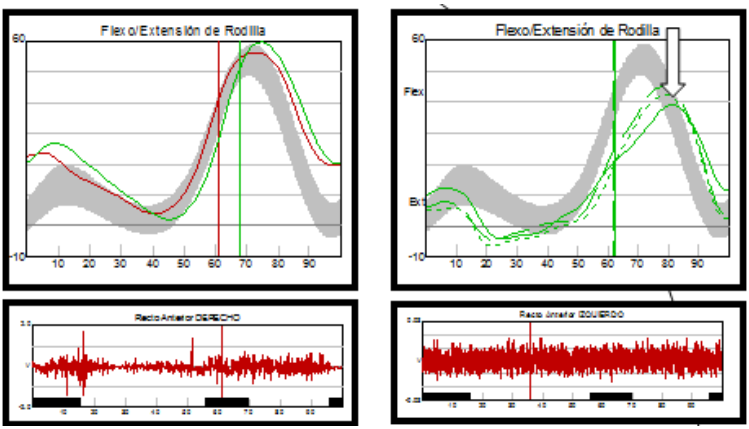



Figura 5. Se puede observar en el gráfico derecho la movilidad limitada de la rodilla. Cuando la comparamos con la electromiografía observamos que el recto anterior se mantiene en el lado derecho siempre activo, mostrando datos típicos de espasticidad que sustentan al diagnóstico de rodilla frenada.

La baropodometría permite ver cómo se comporta el pié estáticamente (reposo), y dinámicamente a través del ciclo de marcha, pudiendo inferir que músculos o cuales deformidades están produciendo el apoyo anómalo. Esta información nos ayuda a tomar medidas terapéuticas al momento de comparar estos datos con los otros hallazgos arrojados por estudio. Se puede valorar también el gasto de energía del individuo para valorar la eficiencia de la marcha. Esto puede tener importancia en el pronóstico, ya que nos permite valorar como la espasticidad, incremento del tono muscular o la co-contracción puede repercutir en la marcha. Se toma en cuenta la cantidad de oxigeno utilizado por unidad de tiempo, y esto se compara con la data normalizada para ver el impacto de sus deformidades en el consumo de oxígeno [9].

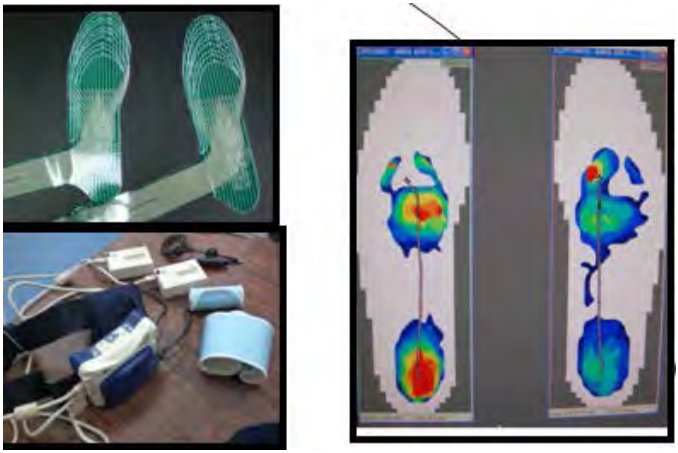


Figura 6. Se puede observar en la derecha como se ve aumento de señal en el antepié y retropié izquierdo, por pié cavo.

El análisis computarizado de marcha es una herramienta diagnóstica, para documentar de forma precisa los parámetros de marcha de un individuo en cualquier punto del tiempo. Se ha evidenciado su importancia en la detección y localización de patologías específicas de la marcha. Esto permite al examinador construir una lista de los problemas, que incluyan todos los elementos que producen un patrón de marcha patológico. Después de tener dicha lista podremos realizar protocolos de tratamiento, donde luego compararemos los nuevos estudios con los anteriores, lo que nos permitirá ver el impacto de dicho tratamiento y así crear una

curva de aprendizaje. **Siempre se debe tener en cuenta que esta herramienta no arroja decisiones terapéuticas, sino que dichas decisiones están bajo la responsabilidad de la persona entrenada que revisa la data.**

## Referencias

[1] Anderson FC, Pandy MG (2001) Dynamic optimization of human Walking. J Biomech Eng 123: 381-90.
[2] Arnold AS et al (2006) The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. Gait Posture 23:273-81.
[3] Chen J, Woollacott MH (2007) Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy.J Mot Behav 39: 306-13.
[4] Rodda JM, Graham HK, Carlson L (2004) Sagital gait patterns in spastic diplegia. J Bone Joint Surg Br 86: 251-8.
[5] Rose SA, De Luca PA, Davis RB (1993) Kinematic and kinetic evaluation of the ankle after lengthening of the gastrocnemius fascia in children with cerebral palsy. J Pediatr Orthop 13: 727-32.
[6] Baker R, Hausch A, Macdowell B (2001) Reducing the variability of oxygen consumption measurements. Gait Posture 13: 202-9.
[7] Basmajian JV, De Luca CJ (1985) Muscles alive-Their functions revealed by electromyography, 5th edn. Baltimore: Williams and Wilkins.
[8] Hoffinger SA, Rab GT (1993) Hamstrings in cerebral palsy crouch gait. J Pediatr Orthop 13: 722-6.
[9] Schwartz MH, Rozumalski A, Trost JP (2008) The effect of walking speed on the gait of tipically developing children. J Biomech 41:1639-50.

# Arquitectura de Control Distribuida Para un Exoesqueleto de Rehabilitación de Marcha

M. Bortole[1], J. L. Pons[1]

[1]Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Arganda del Rey, Madrid, España, Tel. (34) 91-8711900
{m.bortole, jose.pons}@csic.es

**Resumen.** H1 es un exoesqueleto robótico de miembro inferior desarrollado por el grupo de Bioingeniería del CSIC, Madrid. Su objetivo es mejorar el proceso de rehabilitación de la marcha para pacientes que han sufrido un ictus o una lesión medular. El presente trabajo está enfocado en el desarrollo de una red de control distribuida para tal exoesqueleto. El objetivo de esta red es permitir la creación de un arquitectura de control basada en nodos. Cada nodo es responsable por la adquisición de señales y el control de una articulación del exoesqueleto. La red es estrictamente determinista y fue optimizada para envío y recepción de pequeños paquetes de datos, lo que garantiza operación en tiempo real. Además de eso, la red es flexible en cuanto a la configuración y gestiona errores en cuanto a la recepción o desconexión de cables. Las características de la arquitectura de control y su aplicación en el exoesqueleto H1 son descritas en este trabajo.

**Palabras clave:** Red de Control, Exoesqueleto, Rehabilitación.

## 1. Introducción

El objetivo del exoesqueleto H1 es la rehabilitación de la marcha en pacientes que han sufrido un ictus o una lesión medular. El exoesqueleto fue desarrollado en el marco del proyecto HYPER (*Hybrid Neuroprosthetic and Neurorobotic Devices for Functional Compensation and Rehabilitation of Motor Disorders).* El proyecto HYPER propone un avance significativo en la investigación de dispositivos robóticos en interacción cercana con el cuerpo humano, tanto en la rehabilitación como en la compensación funcional de trastornos motores en actividades de la vida diaria. Evidencias recientes indican que la terapia robótica en combinación con los programas tradicionales de terapia pueden mejorar el aprendizaje motor funcional [1-4].
Con el objetivo de ser usado en personas discapacitadas, el dispositivo necesita presentar un estructura ligera para poder ser llevado por estas personas. Además de la estructura mecánica, los dispositivos para control y actuación del exoesqueleto deben también ser lo más ligero y compacto posible.

## 2. Metodología

H1 es un exoesqueleto robótico con seis grados de libertad, uno en la cadera, otro en la rodilla y otro en el tobillo de cada pierna. Estas seis articulaciones son actuadas en el plano sagital por motores planos sin escobillas, en conjunto con reductoras tipo “strain wave gear” (popularmente conocidos como reductoras tipo harmonic drive). Cada articulación cuenta con un sensor de posición y un sensor de par de interacción entre el exoesqueleto y el usuario. Para una completa descripción acerca del exoesqueleto H1, el lector debe referirse a [5].
La primera versión de la estructura de control desarrollada para H1 puede ser vista en la Fig. 1. El sistema cuenta con un ordenador estándar PC104, dos tarjetas de adquisición de señales, una tarjeta CAN, seis drives para controlar los motores de las articulaciones y una fuente de alimentación. Todo este sistema electrónico va montado en una mochila que es llevada por el paciente, como mostrado en la Fig. 2.
Para cada una de las seis articulaciones, las señales de los sensores son llevadas por un bus analógico hasta las tarjetas de adquisición en la mochila de control. El sistema de control en esta primera versión funciona bien, pero presenta algunos inconvenientes.
El primero se refiere a la cantidad de cables necesarios para llevar todas las señales de los sensores por la estructura del exoesqueleto. Además de la cantidad de cables, las señales sufren interferencia por ser analógicas y es muy difícil detectar errores causados, por ejemplo, por cables partidos, generando un

posible problema en el control. Otro problema se refiere al elevado tamaño y peso de los componentes en la mochila de control, por ser componentes comerciales para aplicaciones generales.

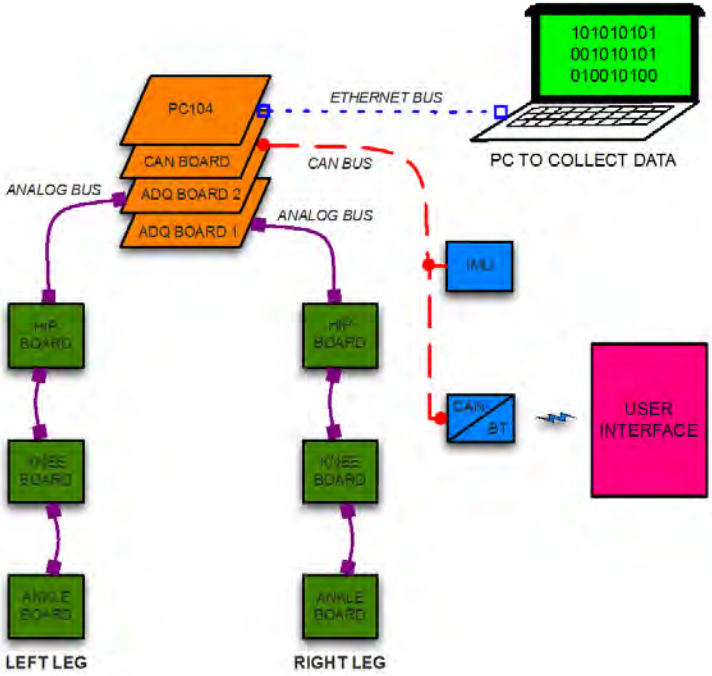



Figura 1. Primera versión de la estructura de control del exoesqueleto H1.

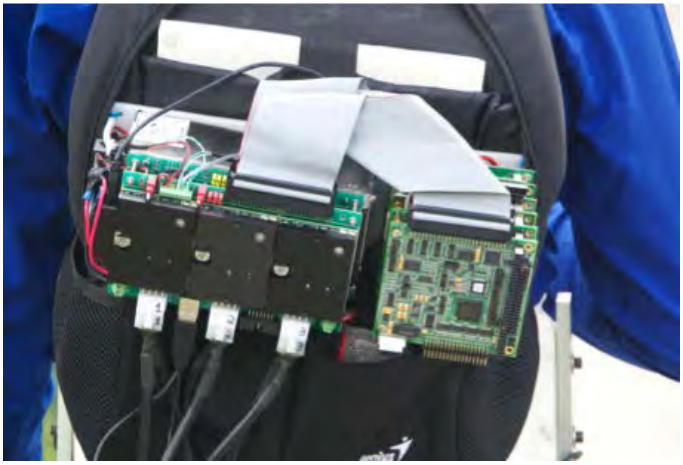


Figura 2. Mochila llevada por el paciente, donde va montado la arquitectura de control.

Para contornar estos problemas encontrados en la primera versión del hardware, fue criado un nuevo hardware de control. Como componentes comerciales son para aplicaciones muy genéricas, toda la electrónica fue desarrollada bajo medida para esta aplicación en concreto.

La parte mas importante del desarrollo fue un hardware de adquisición de datos, control y comunicación, que es responsable por controlar cada articulación del exoesqueleto. En la secuencia son detalladas las tres características más importantes de este hardware: la adquisición de señales de lo sensores de cada articulación, el drive para control del actuador y la comunicación entre los nodos del sistema.

## 3. Resultados y discusión

### 3.1. Adquisición de Señales

El hardware puede adquirir señales de hasta cuatro sensores analógicos: un potenciómetro para medida de la posición angular de la articulación, un puente de galgas extensiométricas para medir el par de interacción entre el exoesqueleto y el usuario y dos sensores de fuerza resistivos para detección de contacto de la plantilla del exoesqueleto con el suelo.
Cada señal analógica es filtrada y posteriormente convertida en valor digital de 10 bits. Además de estas cuatro señales, son adquiridas también informaciones relacionada con el actuador de la articulación: el par del motor, la velocidad de la articulación y la temperatura del conjunto motor/drive.
Una vez digitalizadas, las señales son convertidas en el valor físico de la variable que representan. Tras la conversión, los datos son empaquetados en 6 bytes para ser enviados al controlador principal del sistema.
En la Fig. 3 puede ser visto la arquitectura general del hardware desarrollado. En esta nueva arquitectura solamente 4 cables son necesarios en la estructura del exoesqueleto: dos cables para alimentación del sistema (24 VDC) y dos cables para el bus de comunicación.

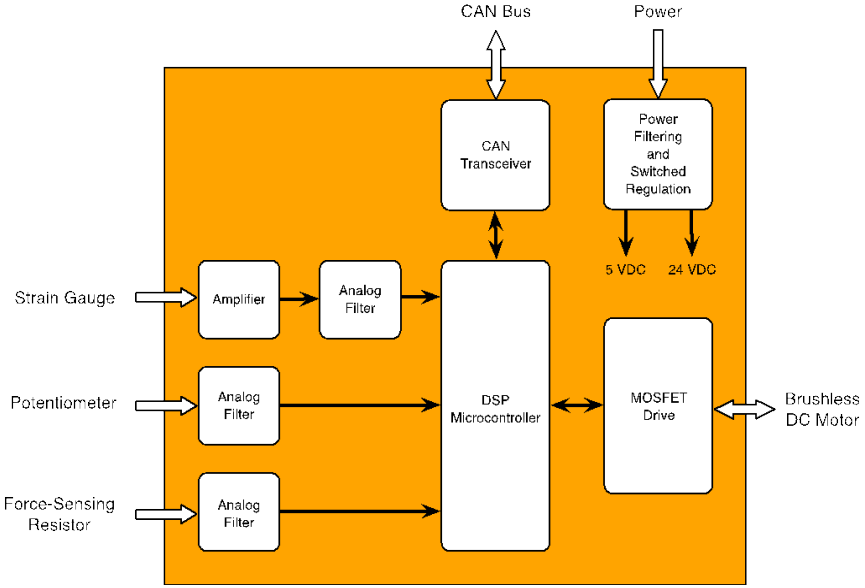



Figura 3. Arquitectura general del hardware desarrollado.

### 3.2. Drive Para Control del Motor

En esta nueva arquitectura los drives de control de los motores DC sin escobillas van embebidos directamente en el hardware desarrollado. El drive, desarrollado específicamente para esta aplicación, presenta ventajas importantes comparado al modelo comercial anterior: es mas ligero y compacto, recibe consignas digitales directamente y al ser montado al lado del motor disminuye la cantidad de ruido electromagnético y la cantidad de cables por la estructura del exoesqueleto. Además, como los drives son pequeños lo suficiente para ser montados en la propia estructura mecánica al lado de la articulación, no necesitan ser llevadas por el paciente en la mochila de control.

En la Fig. 4 se muestra una foto del hardware de adquisición de datos y control de los motores que fue desarrollado.

Figura 4. Hardware de adquisición de datos y control del motor con dimensiones reducidas: 55 x 30 x 15 mm.

### 3.3. Comunicación Digital Sin Limitación de Nodos

Como otra importante característica del sistema, la arquitectura desarrollada cuenta con un bus de comunicación determinístico de tiempo real basado en la tecnología CAN. A través de este bus digital, cada articulación es un nodo que envía datos relacionados con sus sensores y recibe consignas de control del controlador principal en el PC104. El bus CAN es muy fiable en lo que refiere a la información transmitida, lo que hace de él una importante elección para esta aplicación. Además, la cantidad de nodos permitida en el bus es teóricamente ilimitada y no se necesita ninguna alteración al añadir o quitar nodos.

La red es estrictamente determinista y fue optimizada para envío y recepción de pequeños paquetes de datos, lo que garantiza operación en tiempo real. La frecuencia de envío de datos es de 1 kHz. De esta forma, a cada 1 ms todos los drives envían al controlador la información de los sensores y reciben la consigna de control para los motores. Los drives procesan en control de bajo nivel de los motores, mientras el PC104 se encarga de todo el control de más alto nivel, donde son implementadas las terapias de rehabilitación.

Además de eso, la red es flexible en cuanto a la configuración y el controlador de alto nivel gestiona errores en cuanto a la recepción de los paquetes de datos. En el caso de la no recepción de la información de cualquiera de los nodos (en el caso de la desconexión de cables, por ejemplo), el controlador principal para el exoesqueleto para evitar daños al usuario.

## 4. Conclusiones y trabajos futuros

Este trabajo presenta el desarrollo de una arquitectura de control distribuida para un exoesqueleto de rehabilitación de marcha. El sistema desarrollado esta en fase de pruebas con sujetos sanos, y tras su validación será usado en rehabilitación de pacientes que han sufrido un ictus o una lesión medular.

La arquitectura distribuida presenta distintas ventajas comparadas al sistema anterior. La primera se refiere a la cantidad de cables y conexiones en la estructura mecánica del exoesqueleto: antes se usaban mas de 20 cables y ahora apenas 4 en la nueva versión. Además, la calidad de las señales de los sensores es superior y se puede detectar prácticamente al instante fallos y/o la pierda de conexión con cualquiera de los nodos. Eso hace el control del exoesqueleto mas fiable y seguro para el usuario. En la Fig. 5 se puede ver la nueva estructura de control. Cuando comparada a la Fig. 1, se nota la ausencia de las dos tarjetas de adquisición de datos, además de no tener los 6 drives en la mochila.

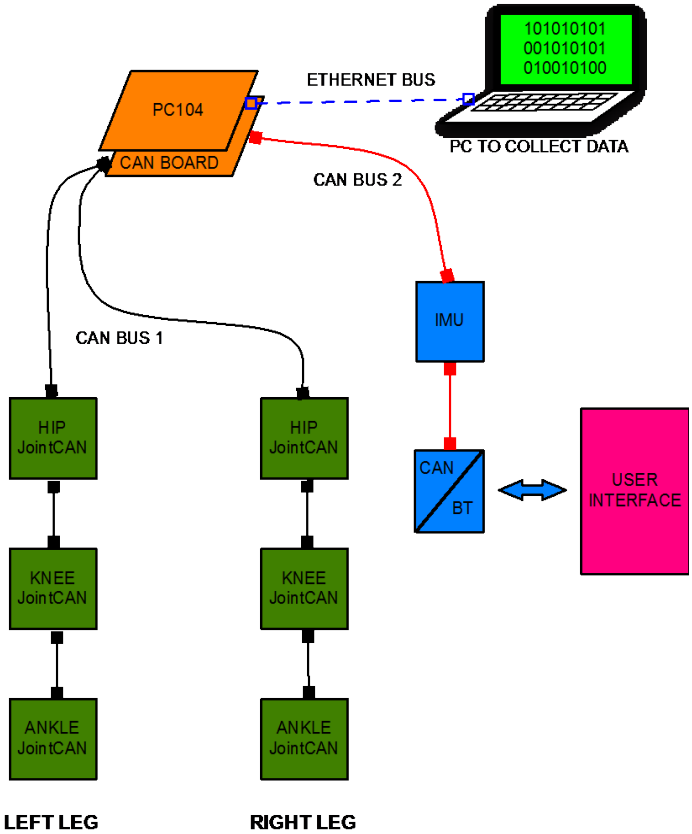



Figura 5. Nueva versión de la estructura de control del exoesqueleto H1.

Finalmente, otra ventaja se refiere a la creación del un sistema más ligero, sobretodo desde el punto de vista del usuario. Como los drives de los motores son pequeños lo suficiente para ser integrados directamente en cada articulación, no hay necesidad de ser llevados por el paciente. Tampoco son necesarias las dos tarjetas de adquisición de datos, ya que las señales llegan ya digitales por el bus. Así, se reduce aun mas el peso y el coste del sistema final.

## Referencias

[1] Volpe, B.T., Krebs, H.I., Hogan, N., Edelstein, L., Diels, C., Aisen, M. A novel approach to stroke rehabilitation: Robot-aided sensorimotor stimulation. Neurology 54: pp. 1938-1944, 2000.

[2] Hidler, J., Nichols, D., Pelliccio, M., Brady, K. Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices. Topics in Stroke Rehabilitation 12: pp. 22-35, 2005.

[3] Banala, S.K., Kim, S.H., Agrawal, S.K., Scholz, J.P. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics: pp. 653-658, 2008.

[4] Krebs, H.I., Hogan, N., Aisen, M.L., Volpe, B.T. Robot-aided neurorehabilitation. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 6(1): pp. 75-87, 1998.

[5] Bortole, M., Del-Ama, A., Rocon, E., Moreno, J.C., Brunetti, F., Pons, J.L. A robotic exoskeleton for overground gait rehabilitation. ICRA - International Conference on Robotics and Automation. pp. 3341-3346, 2013.

# Estudio Preliminar para la Detección en Línea de Espasmos

F. Resquín[1,2], F. Brunetti[1,2], J.L. Pons[1]

[1]Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC).Carretera Campo Real km 0,2, 28500, Madrid, España, +34 918711900. (jose.pons@csic.es) [2]Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción": Tte. Lidio Cantalupi y G. Molinas, Asunción, Paraguay, +595 21334650. (franresquin@gmail.com, fjbrunetti@uca.edu.py)

**Resumen.** La espasticidad representa un desorden motor-sensorial que aparece posterior a lesiones en el sistema nervioso central (SNC), como lesiones en la médula espinal (LME) o accidentes cerebro vasculares (ACV). Los espasmos son movimientos patológicos involuntarios presentes en personas con espasticidad. Los afectados son sometidos a terapias periódicas de rehabilitación con el objetivo de mejorar su calidad de vida. Ayudas tecnológicas para rehabilitación y compensación de personas afectadas por LME y ACV deben lidiar con estos movimientos repentinos e involuntarios. En este escenario la detección temprana y automática de los espasmos se presenta como un desafío para esta área. En este trabajo se presentan el resultados de los primeros estudios realizados para el desarrollo de un sistema de detección de espasmos flexores presentes en el miembro inferior durante las terapias robóticas de rehabilitación. Los espasmos fueron simulados en sujetos sanos evocando reflejos de retirada por medio de estimulación eléctrica en la planta del pie.

**Palabras clave:** Reflejo de retirada, reflejo nociceptivo, espasmos, IMU, EMG.

## 1. Introducción

La espasticidad es una enfermedad que afecta a más de doce millones de personas alrededor del mundo, [1]. La hipertonía, hiperreflexia, coactivación muscular, clonus y espasmos son los síntomas más característicos asociados a la espasticidad, los cuales van presentándose con el transcurrir de la enfermedad, [2].

El espasmo es uno de los síntomas más comunes presentes en personas con espasticidad. Está definido como una contracción muscular brusca e involuntaria [3]. Dependiendo de la postura podría presentarse en dos patrones diferentes: reflexión o extensión, produciendo cambios en las articulaciones de la pierna (tobillo, rodilla y cadera).

Durante las terapias de rehabilitación es común que los pacientes se vean afectados por espasmos. En las terapias tradicionales, si un espasmo es detectado, el terapeuta para el ejercicio o terapia y acomoda al paciente de manera a contrarrestar sus efectos. En este contexto, los neurocontroladores de exoesqueletos y neuroprótesis (NP) actuales no poseen la capacidad de detectar la aparición de espasmos, y menos aún gestionarlos de alguna manera.

El proyecto de investigación español HYPER (CONSOLIDER-INGENIO), tiene como objetivo desarrollar nuevas terapias de rehabilitación basadas en compensación funcional, utilizando exoesqueletos y NP. En este proyecto se ha propuesto el uso de controladores para NP inteligentes, capaces de detectar de forma temprana la aparición de estos movimientos bruscos e involuntarios. Ajustando los parámetros de acción de la NP se pretende adaptar la terapia y mejorar el control en la interacción humano-robot.

En este trabajo se presentan los primeros resultados de los desarrollos de los algoritmos de detección. El objetivo final es desarrollar un sistema que utilice estos algoritmos y que pueda ser incorporado en controladores de exoesqueletos y NP, para mejorar el desempeño del robot y brindar la capacidad de detectar o manejar movimientos indeseados durante terapias de rehabilitación. Presentamos las primeras pruebas realizadas en condiciones controladas con sujetos sanos, de manera a caracterizar el comportamiento de los movimientos involuntarios.

El reflejo nociceptivo (RN) es activado cuando una persona percibe un estímulo doloroso, y como consecuencia se produce un movimiento de retirada del miembro para prevenir daños potenciales de los

tejidos, [4]. Los RN generan movimientos bruscos e involuntarios, similares a los espasmos. Por este motivo, para simular la detección de espasmos, RN serán evocados por medio de estimulación eléctrica funcional en la planta del pie. Este reflejo de retirada será caracterizado utilizando sensores inerciales (IMU) y electromiografía (EMG), para obtener la cinemática del miembro y los intervalos de activación muscular.

## 2. Metodología

Para desarrollar el sistema de detección de espasmos necesitamos medidas que representen tanto el patrón cinemático como de activación muscular durante la ocurrencia de los mismos. La evocación de RN para similar la ocurrencia de espasmos se basa en la hipótesis de que estos reflejos presentan el mismo comportamiento que los espasmos desde el punto de vista biomecánico. En esta sección se explica la metodología utilizada para la implementación del protocolo de generación de reflejos nociceptivos o de retirada que simulan el comportamiento espasmódicos en personas sanas.

### 2.1. Participantes

La evocación de los reflejos de retirada fue realizada en las instalaciones del Grupo de Bioingeniería del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC). Tres voluntarios fueron sometidos a la prueba, y todos dieron su consentimiento por escrito. Ninguno de los voluntarios presenta daño cognitivo o impedimento físico. Ninguno de los participantes fue sometido a las pruebas anteriormente.

### 2.2. Estimulación eléctrica y sistema de generación

En [6] se presentó el protocolo utilizado para la generación de reflejos de retirada y el sistema de generación de dichos reflejos en situaciones en que las personas se encontraban quietas (situación estática). En este trabajo se implementa el mismo protocolo y sistema de generación de reflejos de retirada pero en condiciones dinámicas, cuando el sujeto se encuentra realizando la marcha. La marcha representa un caso típico e ideal de rehabilitación de las funciones neuromotoras de los miembros inferiores, además corresponde un escenario de intervención planteado en el proyecto HYPER. Se busca generar la flexión (perturbación) de las articulaciones del miembro durante la marcha fuera de los rangos comunes del proceso para simular el comportamiento espasmódico.
Cada participante realizó una caminata en cinta a una velocidad de 3 km/h. El estudio de detección de espasmos está basado en terapias de rehabilitación, donde las patologías en la marcha son notorias. El participante realizó cinco pruebas, consistente en 10 pasos continuos en la cinta a velocidad fija. Posterior a esto, otras cinco pruebas fueron realizadas, donde se generó una perturbación externa en tiempos aleatorios durante la marcha, de forma a producir la flexión de las articulaciones de la pierna, simulando la aparición de los espasmos.

### 2.3. Adquisición de señales

Señales de electromiografía (EMG) y unidades de medida inercial (UMI) fueron utilizados siguiendo la misma disposición y metodología presentada en [8]. Los datos fueron agrupados en intervalos de tiempos, con diferentes tamaños de ventanas, utilizando 50% de superposición.
Las señales de EMG fueron utilizadas para detectar activación muscular durante el proceso de marcha. El algoritmo de simple umbral ha sido desarrollado para la detección de actividad muscular. La UMI nos brinda información sobre la cinemática (aceleración, velocidad angular y orientación) de los segmentos del miembro inferior. Se utilizó la matriz de rotación para determinar los ángulos de las articulaciones del tobillo y la rodilla.

## 3. Resultados y discusión

El principal objetivo es identificar la ocurrencia de los reflejos de retirada utilizado los parámetros extraídos de los sensores. Este problema fue formulado como un problema de clasificación, donde las clases corresponden a la presencia/ausencia de los RN. Los datos obtenidos fueron etiquetados marcando presencia o ausencia de espasmo para poder analizar las características cinemáticas de estos dos estados.
Las pruebas de marcha previas a la evocación de los RN en los participantes, fueron utilizados para obtener el patrón durante condiciones normales de la marcha, es decir sin perturbaciones. Los resultados están

expresados en función al porcentaje (%) del ciclo de marcha. El comienzo (0%) corresponde al evento de apoyo medio definido en el proceso de la marcha. En la figura (1) se muestran los valores de aceleración (primera columna) y velocidad angular (segunda columna) del pie, pierna y muslo en función al ciclo de la marcha obtenidos durante las pruebas sin perturbación. Los puntos grises representan el valor instantánea de cada participantes. Las curvas azules representan el promedio de los valores instantáneos y las líneas rojas la desviación estándar.

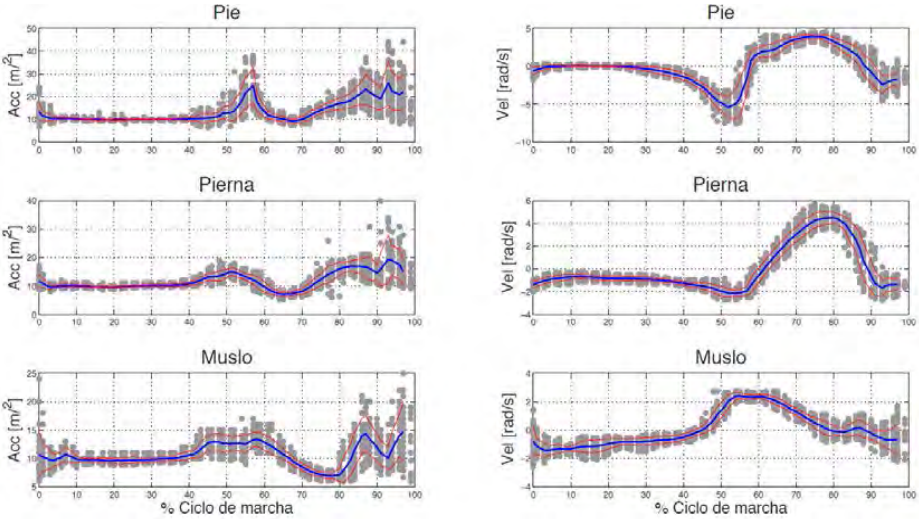



Figura 1. Valores de aceleración (primera columna) y velocidad angular (segunda columna) para el pie, pierna y muslo en función al ciclo de la marcha durante las pruebas sin perturbaciones. Los puntos grises representan los valores físicos instantáneos de los participantes, la línea azul el valor promedio y las líneas rojas la desviación estándar.

Estos valores cinemáticos promedios, RMS y los ángulos de las articulaciones correspondientes a las primeras cinco pruebas sin perturbaciones fueron utilizados para caracterizar la marcha. En la figura (2) se observan las medidas promedio (primera columna) y RMS (segunda columna) para la aceleración y velocidad angular de los segmentos del miembro inferior representados en el espacio de medidas. Los puntos de diferentes colores indican valores para diferentes ciclos de la marcha. Las cruces azules (x) representan los valores correspondientes del 0 al 25 % del ciclo de la marcha. Los círculos rojos (o) representan los valores del 25 al 50 %, los colores verdes (+) representan los valores del 50 al 75 % y los amarillos (*) los valores para la última etapa de la marcha, del 75 al 100% del ciclo. Puede observarse que estos valores están caracterizados en función al ciclo de la marcha, con excepción de ciertos casos donde algunos intervalos se encuentran solapados (tercera fila). Estas gráficas permiten identificar valores normales para el ciclo de la marcha. Las perturbaciones son detectadas en función a estos valores.

Posterior a las pruebas sin perturbaciones, se aplicó el protocolo de generación de reflejos mientras los participantes se encontraban realizando la marcha. En total cinco perturbaciones por participante fueron generadas. En la figura (3) se muestran la aceleración (primera columna) y velocidad angular (segunda columna) en función al ciclo de la marcha cuando se aplicó el estímulo eléctrico para generar la perturbación. Las líneas azules y rojas representan los valores de dos ciclos previos a la evocación del estímulo, y la línea verde corresponde el ciclo de la marcha en el que el estímulo ha sido aplicado. Las líneas celestes verticales indican el comienzo y final de la aparición del reflejo de retirada. Como es de esperarse, debido al estímulo se producen variaciones notorias en la cinemática del pie, pierna y muslo. En general, las variaciones en los valores físicos fueron más notorias que las variaciones en los ángulos de las articulaciones. En algunas pruebas se produjeron respuestas leves, no se distinguían variaciones en los ángulos de las articulaciones pero sí en los valores de aceleración y velocidad angular de algunos segmentos, por ejemplo, sólo en el pie.

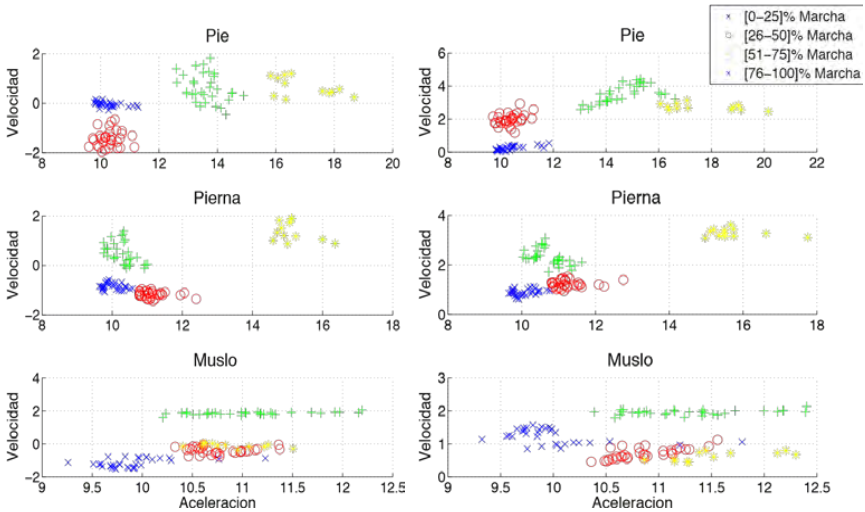



Figura 2. Valores promedios (primera columna) y RMS (segunda columna) de la aceleración y velocidad angular del pie, pierna y muslo expresados en el espacio de medidas. Estos valores corresponden a los valores cinemáticos de la marcha sin perturbación.

Para identificar las características de las señales de EMG durante el ciclo de marcha, se calculó el promedio de activación muscular para cada periodo del ciclo de marcha definido en el párrafo anterior (025, 25-50, 50-75 y 75-100 %) para las pruebas sin perturbación. Esto permite detectar activaciones musculares anormales generados debido al movimiento de retirada evocado. Destacamos que estos valores de activación muscular no sufrieron variación cuando se aplicó la perturbación, debido a que el reflejo produce una corta duración de activación muscular.

Una característica importante en los sistemas de control es el retardo del sistema. El retardo de la salida debe ser minimizada de manera a actuar lo antes posible. Para probar el efecto del tamaño de la ventana en el retardo de detección de los clasificadores, hemos considerado la detección en condiciones ideales. Esto es, los datos fueron agrupados en ventanas, y se ha hallado la diferencia de tiempo entre el instante considerado como el comienzo del espasmo y el instante en que la primera ventana con datos etiquetados como presencia de espasmos se ha llenado. En este instante el clasificador debería detectar el espasmo. En la primera columna de la tabla (1) se muestra el retardo promedio. Como es de esperarse el retardo aumenta a medida que el tamaño de la ventana aumenta.

Para probar la calidad de los las características seleccionadas hemos utilizado el software Weka Tool Kit, con los algoritmos de árbol de decisión (C4.5) y tablas de decisión. Estos algoritmos fueron utilizados con la técnica de validación cruzada de 10 bloques. En la tabla (1) se aprecia que la precisión en la detección de ambos clasificadores no presentan diferencias significativas (menor al 1%). También se observa se aprecia que la precisión de los clasificadores disminuye a medida de el tamaño de la ventana aumenta.

## 4. Conclusiones y trabajos futuros

En este trabajo se ha presentado los resultados preliminares obtenidos en el desarrollo de un sistema de detección de espasmos. Los valores cinemáticas y de activación muscular están caracterizados en función a la fase de marcha. Los valores de aceleración, velocidad angular y ángulos de las articulaciones presentan características particulares para cada instante de la fase de marcha. Identificando la fase de la marcha, con los valores cinemáticos es posible detectar anomalías o perturbaciones que producen la flexión fuera de un rango normal de las articulaciones del miembro inferior. Se ha obtenido un desempeño mayor al 90% en la detección de los espasmo con los algoritmos de reconocimiento de patrones. El tamaño de la ventana de detección debe ser mantenida lo más pequeña posible, para evitar retardos en la detección y tener un mejor desempeño en la detección.

Como trabajo futuro se plantea la mejora del algoritmo de detección de actividad muscular, que permita identificar la presencia de los reflejos (activaciones musculares cortas). El estudio sobre la redundancia y dimensión de las características extraídas para la detección y la adaptación del sistema a la arquitectura HYPER en tiempo real.

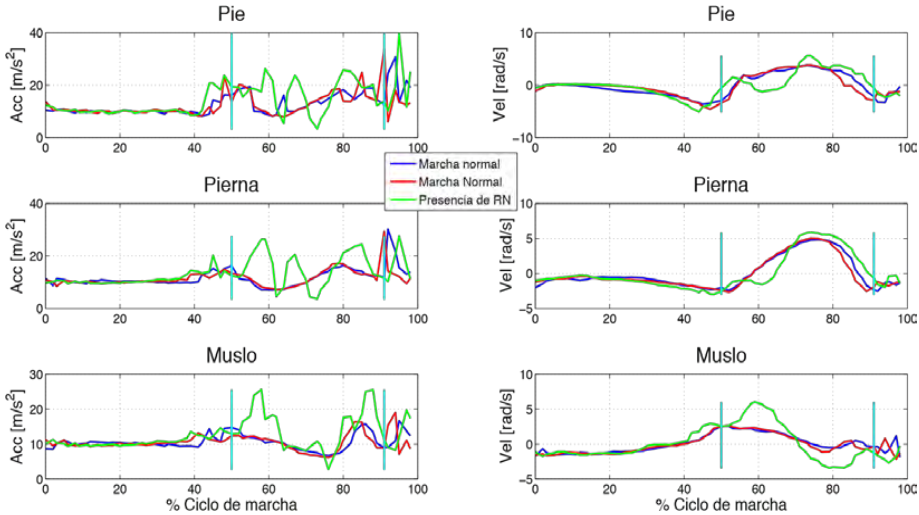



Figura 3. Valores físicos de aceleración (primera columna) y velocidad angular (segunda columna) del pie, pierna, y muslo durante la marcha, cuando se aplica la estimulación o perturbación. Las líneas azules y rojas representan los ciclos de marcha previos al estímulo. La línea verde corresponde el ciclo de marcha en el que la perturbación está presente y las líneas verticales representan el intervalo de tiempo en el que se considera presencia de espasmo.

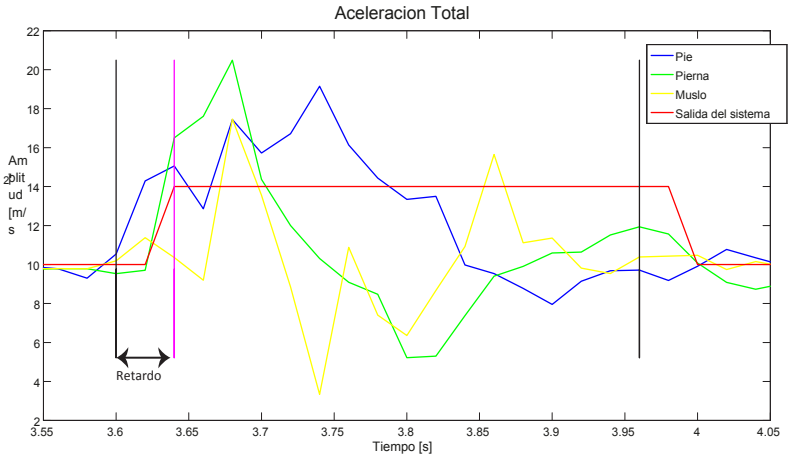



Figura 4. Aceleración total del pie (azul), salida del sistema de detección de espasmo (rojo) y intervalos de presencia y ausencia de espasmos. El primer intervalo anterior a la primera línea vertical negra (línea negra horizontal) corresponde a la ausencia de espasmo, mientras el participante se encuentra quieto y relajado. El segundo intervalo de tiempo (línea verde horizontal) corresponde a la presencia de espasmo, cuando el movimiento es detectado. La línea roja horizontal representa el retardo del sistema en la detección del espasmo.

| Tamaño de la ventana | Retardo promedio [ms] | Precisión [%] Árbol de decisión | Precisión [%] Tabla de decisión |
|---|---|---|---|
| 100 ms | 10,6 | 92 | 92 |
| 200 ms | 23 | 92,4 | 92,5 |
| 300 ms | 50,7 | 90,9 | 92,9 |
| 400 ms | 51,7 | 89,2 | 91,3 |

Tabla 1. Resultados obtenidos en la detección de los reflejos de retirada. Valores promedios encontrados para el retardo de detección y exactitud para diferentes tamaños de ventanas.

## Referencias

[1] WEMOVE, Worldwide Education and Awareness for Movement Disorders. “http://www.wemove.org/spa/spa_epi.htm”. Ultima visita: 06/09/2012.
[2] Biering-Sørensen et. al., "Spasticity-assessment: a review." Spinal Cord 44.12 (2006): 708-722.
[3] J. Gómez-Soriano and T. J., “Espasticidad después de la lesión medular: revisión de los mecanismos fisiopatológicos, técnicas de diagnóstico y tratamientos fisioterapéuticos actuales,” Fisioterapia, vol. 32(2), pp. 89–98, 2010.
[4] Skljarevski, V., and N. M. Ramadan. "The nociceptive flexion reflex in humans–review article." Pain 96.1 (2002): 3-8.
[5] F. Brunetti, A. Garay, J. Moreno, and J. Pons, “Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the frame- work of hyper project,” in Proceeding of 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011.
[6] Resquín, F., et al. "Protocol and System for Spastic Behavior Simulation through the Generation of Cutaneous Reflexes." Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation. Springer Berlin Heidelberg, 2013. 431435.
[7] J. Moreno, E. de Lima, A. Ruíz, F. Brunetti, and J. Pons, “Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: application on leg orthoses,” Sensors and Actuators B: Chemical, vol. 118, no. 1, pp. 333–337, 2006.
[8] F. Resquin, F. Brunetti, J.L. Pons, “A system for spasm detection during robotic therapies: preliminary results”, in the 18th Annual Conference "Bridging Mind and Body" of the International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS 2013), 6-8 June 2013, San Sebastián, Spain.

# Mobilidade Aumentativa – Desenvolvimento de um Demonstrador Industrial

L. Azevedo[1,2]

[1]ANDITEC, Tecnologias de Reabilitação, Alameda Roentgen, 9C, 1600-757 Lisboa – Portugal
[2] CAPS / IST – Universidade Técnica de Lisboa, Portugal luis.azevedo@anditec.pt

**Resumo.** A presente Comunicação refere o papel decisivo que a "Mobilidade Aumentativa" pode ter em crianças com disfunções neuromotoras graves, ao permitir actividades de mobilidade independente que poderão contribuir significativamente para o seu desenvolvimento global. Apresenta-se um demonstrador industrial dum veículo que permite a crianças com limitações motoras severas entre os 2 e os 9 anos de idade, actividades lúdicas de mobilidade aumentativa permitindo-lhes uma mais adequada interacção com parceiros dos seus contextos significativos. Este demonstrador surge na sequência de anteriores projectos em consórcio, efectuados por grupos de investigação de diversas instituições ibero-americanas no âmbito do Programa de Cooperação CYTED. O desenvolvimento tecnológico agora apresentado, atingiu já o patamar de demonstrador industrial o que lhe permite servir de base a um desenvolvimento industrial de veículos similares que poderão contribuir significativamente para o aumento de qualidade de vida dos seus utilizadores finais.

**Palavras chaves**: disfunções neuromotoras graves, mobilidade aumentativa, mobilidade independente, paralisia cerebral, tecnologias de apoio à Mobilidade.

## 1. Introdução

As crianças com disfunções neuromotoras graves, podem ter limitações severas em várias áreas do seu desenvolvimento, nomeadamente ao nível da Comunicação, Mobilidade e Manipulação, não podendo em consequência vivenciar as mesmas experiências dos seus pares tipicamente desenvolvidos, o que pode provocar atrasos significativos no seu desenvolvimento global. A área da Mobilidade Independente é uma das áreas que poderá estar gravemente afectada impossibilitando muitas vezes a realização de actividades lúdicas consideradas essenciais para o desenvolvimento harmonioso de qualquer criança. O recurso a Tecnologias de Apoio à Mobilidade – Mobilidade Aumentativa - pode permitir que mesmo as crianças mais gravemente afectadas no seu desenvolvimento motor, possam participar activamente e de uma forma lúdica, no mesmo tipo de actividades que os seus pares sem disfunção motora, facilitando a interacção e comunicação com todos os elementos significativos dos seus círculos sociais.

As "cadeiras de rodas" (sobretudo as de propulsão eléctrica) são as tecnologias de apoio que normalmente mais associadas são à mobilidade independente de portadores de disfunções neuromotoras. Esses dispositivos constituem tecnologias de apoio perfeitamente dominadas do ponto de vista tecnológico, sendo possível dotá-las de interfaces específicas para promover a mobilidade de todos os potenciais utilizadores, mesmo aqueles que mais afectados estejam do ponto de vista motor. No entanto, essas cadeiras normalmente utilizam-se para promover uma determinada independência em termos de mobilidade sem terem em linha de conta na maior parte dos casos – e sobretudo em crianças com idades muito baixas - os aspectos lúdicos inerentes a uma actividade dinâmica de mobilidade, aspectos lúdicos esses que tanta importância têm no desenvolvimento harmonioso de qualquer criança (com ou sem deficiência). Ocorre infelizmente também com frequência, que os técnicos de apoio a crianças com disfunções neuromotoras graves, tenham eles próprios um preconceito em relação à mobilidade aumentativa, não a fomentando por considerarem que a criança é *"muito jovem"* ou *"não está preparada para utilizar uma cadeira de rodas eléctrica*". Ultrapassa-se assim, em consequência e com demasiada frequência, a idade em que as crianças com disfunção motora deveriam ter experiências (lúdicas) de mobilidade independente, mantendo essas crianças na dependência total de adultos (familiares ou técnicos) que as "empurram" de um lado para o outro sempre que têm necessidade de se deslocar nos diversos contextos físicos em que se movem sem

darem à criança a possibilidade de escolha sobre quando, onde e para quê pretendem deslocar-se. Em [1] são descritos vários equipamentos para a mobilidade independente que ambicionam ir mais além do que a simples "movimentação" de um ponto para o outro utilizando uma cadeira de rodas. Infelizmente esses sistemas, muitas vezes inovadores, raramente acabam por ser colocados no mercado à disposição de todos os potenciais utilizadores, ficando como meros trabalhos de investigação cujos resultados se bem que frequentemente de realce, não chegam ao comum dos utilizadores pela impossibilidade desses grupos de investigação em industrializarem e comercializarem os dispositivos desenvolvidos. Considerou-se assim essencial promover não só a investigação e o desenvolvimento na área da mobilidade aumentativa, mas sobretudo chegar como resultado desse desenvolvimento, a soluções tecnológicas que pudessem ser reproduzidas industrialmente e colocadas no mercado à disposição de todos os potenciais utilizadores.

## 2. Metodologia

O autor desta comunicação, foi o investigador responsável por projectos sobre Mobilidade Aumentativa em parcerias com outros grupos de investigação iberoamericanos no âmbito do Programa de Cooperação Iberoamericano para o Desenvolvimento CYTED [2]. Destacam-se o Projecto PALMA [3] e o Projecto PALMIBER [4]. Neles foram desenvolvidos vários protótipos – funcionais – de veículos para a Mobilidade Aumentativa, que foram testados com crianças portadoras de paralisia cerebral tanto de Portugal como de Espanha.
As figuras seguintes mostram alguns desses protótipos:

Fig. 1 - Protótipo PALMA (Plataforma de Apoio Lúdica para a Mobilidade Aumentativa)

Fig. 2 - Protótipo PALMIBER – Instituto de Automática Industrial (Espanha)

Fig. 3 – Protótipo PAMIBER – ANDITEC (Portugal)

O primeiro Projecto e protótipo PALMA, finalizado em 2004 e testado subsequentemente em crianças com paralisia cerebral do Centro de Reabilitação de Paralisia Cerebral Calouste Gulbenkian (CRPCCG) em Lisboa, deu origem a um outro Projecto denominado PALMIBER, no âmbito do qual se desenvolveram 2 protótipos tais como mostrado nas Fig.2 e Fig. 3 e que nos últimos 3 anos foram exaustivamente testados em Centros de Reabilitação de Espanha e de Portugal. A ANDITEC [5] empresa leader no consórcio do projecto PALMIBER realizado no âmbito do Programa IBEROEKA/CYTED [6], com base nas conclusões da avaliação com utentes do protótipo PALMIBER – Portugal, decidiu proceder a mudanças técnicas no mesmo, para se chegar a um demonstrador industrial que pudesse servir da base à futura industrialização dum veículo fiável e susceptível de penetrar não apenas no mercado nacional, mas também no mercado internacional, pelas características inovadores desse demonstrador desenvolvido.
Ao proceder-se ao desenvolvimento do demonstrador industrial, foi considerado adequado em relação ao protótipo anterior:

- Manter:
  - O conjunto estrutura - carroceria do veículo, por ser de ergonomia adequada
  - O conjunto de sensores ultrasónicos capazes de dar informação adequada do ambiente físico envolvente, permitindo ao veículo evitar os obstáculos e dar indicação ao utilizador da melhor direcção
  - A interface programável para o técnico, mantendo a possibilidade de escolha dos vários níveis de utilização do veículo:
    - Automático
    - Causa-efeito
    - Treino
    - Utilizador autónomo
  - A unidade de controlo motores/rodas
- Modificar:
  - A consola do técnico onde são programados os diversos níveis de utilização e à qual se acrescentou uma interface USB para programação autónoma, bem como ligação wifi a computador externo
  - Reestruturação de todas as placas de controlo electrónicas, assegurando um elevado grau de fiabilidade, bem como melhorias substanciais na autonomia do veículo (actualmente superior a 8h de utilização)
  - Reformular totalmente a consola de utilizador, com introdução de características específicas nos manípulos para selecção directa, bem como no suporte desta consola à estrutura do veículo, de modo a adequá-la a todos os utilizadores que optem por selecção directa o Introdução de um novo nível, de controlo remoto por PC via Wifi.

## 3. Resultados

Na figura seguinte podem visualizar-se algumas das modificações anteriormente referidas, nomeadamente as consolas do utilizador e do técnico:

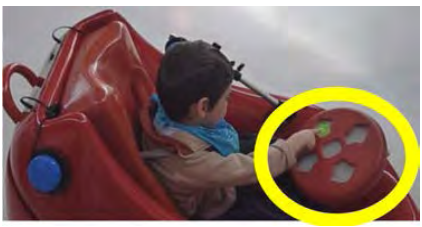


Fig. 4 – Nova consola do utilizador

Fig. 5 – Nova consola (do técnico) para configuração do veículo

Uma vez realizadas todas as modificações, procedeu-se ao teste deste novo demonstrador com crianças portadoras de paralisia cerebral (PC) do CRPCCG em Lisboa. Alargou-se esse teste a portadores não só de PC mas também a utilizadores com disfunções cognitivas e sensoriais. Os resultados foram considerados muito positivos, a fiabilidade do veículo e seus elementos atingiu os níveis considerados adequados e a nova opção introduzida em termos de software – controlo remoto do veículo por computador via WiFi e aquisição de todos os dados do veículo em funcionamento – abre novos caminhos à utilização deste veículo não apenas em situações lúdicas de mobilidade independente, mas também em novos percursos de investigação em actividades pedagógicas e terapêuticas a serem efectuadas com base neste demonstrador e nos conceitos que lhe são inerentes.

## 4. Conclusões

Como foi referido anteriormente, as modificações introduzidas e a sua robustez e fiabilidade, permitem que se tenha passado de um protótipo funcional para um demonstrador industrial. Neste momento esse demonstrador encontra-se preparado para as fases seguintes deste projecto, ou seja a sua industrialização e comercialização, permitindo assim a difusão desta tecnologia de apoio à mobilidade aumentativa inovadora, não apenas no âmbito nacional mas também em termos internacionais pelo estabelecimento de parcerias específicas com instituições, centros de investigação e empresas especializadas.

## Referencias

[1] Azevedo, L., *"A Model Based Approach to Provide Augmentative Mobility to Severely Disabled Children through Assistive Technology"*, Ph.D. Thesis, Universidad del País Basco, Donostia – San Sebastián, Spain, 2006.
[2] http://www.cyted.org/?lang=es
[3] R. Ceres, J.L. Pons, L. Calderón, A.R. Jimenez, L.Azevedo *"PALMA a robotic vehicle for assisted mobility of disabled children"* IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol 24, #6, nov-dec 2005, pp 55-63
[4] A. Ruiz, T. González, R. Raya, R. Ceres, L. Calderón, L. Azevedo *"Experiencias de movilidad y desarollo de niños com parálisis cerebral mediante un vehículo lúdico adaptado"* ,VI Congreso Iberoamericano de Tecnologias de Apoyo a la Discapacidad, Libro de Actas, Volumen I, junio 2011, pp 49-56
[5] www.anditec.pt
[6] http://www.cyted.org/cyted_innovacion/pt/proyectos.php

# Robótica Móvil: Una Herramienta Para Interacción de Niños con Autismo

J. Castillo[1], C. Goulart[2], C. Valadão[1], E. Caldeira[1], T. Freire Bastos[1,2]

[1]Programa de Posgrado en Ingeniería Eléctrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Avenida Fernando Ferrari 514,Vitória, Brasil, Tel +55 27 33352661 javier.castillo@ufes.br

[2]Programa de Posgrado en Biotecnología, Universidade Federal do Espírito Santo, Avenida Marechal Campos, 1468, Vitória, Brasil, Tel +55 27 33352077 teodiano@ele.ufes.br

**Resumen.** El presente artículo aborda una implementación de robots móviles para generar acciones de interacción con niños con autismo. El sistema propone la utilización de herramientas robóticas con énfasis social, una vez que haya una aceptación favorable por los niños con autismo en este tipo de interacción.
El sistema programado permite que el robot identifique la posición del niño y se dirija a su encuentro, conservando una distancia mínima (distancia de interacción). El robot móvil, es provisto de un sensor laser para la obtención de distancia y un computador para programar las ecuaciones de control y las reglas para la interacción. La implementación desarrollada permite dos modos de interacción dependiendo del grado de contacto con el niño, siendo posible ayudarlo en el proceso de evolución social y logrando así convertirse en una herramienta para profesionales e investigadores de esta área.

**Palabras clave:** Robots móviles, autismo, interacción con robots.

## 1. Introducción

El autismo o trastorno del espectro autista es caracterizado por la manifestación de un desorden en el comportamiento social, movimientos estereotipados, dificultades de comunicación y de interacción con personas a su alrededor [1].
Los autistas presentan, generalmente, una limitada reciprocidad de contacto visual y raramente participan en juegos interactivos, poseen dificultades en entender gestos y expresiones faciales, establecer comunicación verbal y no verbal y generalmente son deficientes en comprender sentimientos y estados mentales [2].
Es notoria la importancia social que la robótica asume actualmente, en el mundo, visto que su desarrollo ayuda a mejorar la calidad de vida de personas con algún tipo de discapacidad física o mental. Dentro de la robótica, se encuentran sub-áreas denominadas social, de asistencia y de asistencia social. La primera desarrolla robots que realizan interacciones con personas, utilizando el habla, gestos u otros medios de comunicación. La segunda consiste en robots capaces de ayudar personas que requieren cuidados especiales, por medio de tratamiento o apoyo para personas con deficiencia física, y la tercera consiste en la intersección entre las dos sub-áreas citadas: de asistencia (por la confiabilidad, precisión del movimiento, y la repetitividad) y social (por el auxilio al usuario, entrenamiento, motivación y por influenciar sus cambios de comportamiento), además de enfatizar la expresividad emocional, desarrollo del usuario, apariencia física y robustez durante la interacción [3].
En este articulo, se presenta una implementación con un robot móvil, estableciendo una interacción con niños con autismo, de modo de estimular su atención y capacidad de interactuar con el ambiente a su alrededor.
El artículo está organizado de la siguiente forma: en la sección 2 se presentan los trabajos previos con relación a la robótica aplicada al autismo. En la sección 3 se realiza una descripción acerca del autismo, una breve descripción sobre la robótica móvil y el proceso de interacción entre niños con autismo y robots. En la sección 4 se presenta una metodología para la implementación de los modelos robóticos de interacción. Finalmente en la sección 5 son discutidas las conclusiones y los trabajos futuros.

## 2. Trabajos previos

Existen trabajos que se enfocan en la construcción de robots que establecen una interacción con los niños autistas. Algunos robots son clasificados como colaboradores humanoides, capaces de interactuar con humanos, intentando imitar algunos aspectos, como jugar futbol, bailar, conversar y tocar instrumentos [4]. Dentro de los trabajos existentes, el proyecto AuRoRa (*Autonomous Robotic platform as a Remedial tool for children with Autism)* consiste en la utilización de una plataforma robótica autónoma, en forma de juego, utilizado como herramienta terapéutica que, a través de interacciones sincronizadas y coordinadas, auxilia el papel terapéutico y educacional de esos niños [5]. Un ejemplo es el robot humanoide ROBOTA, capaz de recrear las habilidades de interacción social y de imitación [5]. Otro ejemplo es el robot humanoide KASPAR, que realiza movimientos de cabeza y brazos, articulando gestos para interactuar con niños [6].
El proyecto *Touch Strory* consiste en un software que es compuesto por juegos simples, en los cuales los niños autistas deben manipular las imágenes de modo de montar una secuencia por *touch screen*, permitiendo, de esa forma, el análisis tanto de la capacidad de aprendizaje, y de las estrategias que utilizan para la corrección de las secuencias erradas [7].
El proyecto IROMEC (*Interactive Robotic Social Mediators as Companions*) investiga como los juguetes robóticos autónomos e interactivos pueden ser mediadores sociales, incentivando a los niños con necesidades especiales a explorar la variedad de estilos de juegos individuales y juegos colaborativos (interacción con colegas, cuidadores, profesores, padres y otros) [6].
El proyecto ARIA (*Adaptive Robot-Mediated Intervention Architecture*) desarrolló un sistema robótico adaptativo e individualizado, en la forma de un robot humanoide, que posee una serie de instrucciones verbales y gestuales, auxiliando el desarrollo de las habilidades básicas de aprendizaje social de un niño con autismo [8].
El proyecto MeaVox consiste en una plataforma que permite al autista el montaje de una frase, a través de toques en la pantalla de un celular, de modo de expresar sus emociones y voluntad, las cuales son pronunciadas por el aparato [4].
El proyecto Robótica-Autismo tiene como foco promover la coordinación motora-sensorial y las capacidades de movimientos precisos de adolescentes autistas, a través del desarrollo de una plataforma robótica capaz de promover una interacción social y comunicativa, y el reconocimiento de emociones [9]
En la literatura, hay descrita la construcción de robots móviles, como ROBUS (*RObot Université de Sherbrooke*), en la forma de juguete, que tiene como objetivo aumentar la capacidad de atención del niño autista y torna más interactivo el ambiente a su alrededor [10].

## 3. Marco teórico

### 3.1. Autismo

El trastorno de espectro autista presenta variaciones en la gravedad y en la naturaleza de sus síntomas, es definido por déficits persistentes en la comunicación e interacción social, y también por la presencia de patrones repetitivos y restricciones de comportamiento [3]. Las señales de autismo incluyen dificultad en hablar sobre los sentimientos personales o comprender los sentimientos de los otros, la indisposición para compartir o participar en juegos interactivos, falta de contacto visual y de atención, dificultad de comunicación o de usar el lenguaje, sensibilidad o el contacto físico [3].
A pesar de varias décadas de investigación, actualmente no existe cura para esa condición, aunque hay tratamientos que pueden mejorar la calidad de vida e independencia de los autistas [10][3]. La intervención a temprana edad es fundamental para un resultado positivo a largo plazo y estas requieren altos niveles de apoyo a lo largo de su vida [3].

### 3.2. Robótica Móvil

La robótica tiene actualmente proyectos que envuelven consideraciones tecnológicas e impacto social simultáneamente. Un ejemplo de eso es el desarrollo de robots móviles en forma de juguetes, como herramienta pedagógica para ayudar a niños autistas que no tienen buen desempeño en los aspectos sociales [10]. El desafío es hacer que un robot móvil sea capaz de llamar la atención del niño y estimular la interacción con el ambiente. Además de eso, es interesante que pueda establecer situaciones de interacción

significativa y sofisticada, pudiendo usar el habla, sonidos, indicaciones visuales y movimientos [10]. Estos robots presentan aplicaciones en la vida diaria, como el robot inteligente *Escort*, que se mueve junto con los humanos y los auxilia en la vida diaria, por ejemplo, acompañándolos en cuanto en la carga de objetos pesados, además de ser capaz de determinar su propio camino. El robot móvil reconoce la posición y la distancia a la que se encuentra la persona [11].

### 3.3. Interacción entre robots y niños con autismo

Muchos estudios muestran que la interacción entre robots móviles y niños autistas ha sido satisfactoria, ya que estos son previsibles, simples y de fácil comprensión [5]. Los robots pueden desencadenar en los niños un interés y una amplia variedad de interacciones comparado con juguetes u otros objetos estáticos, además de estimular las habilidades de interacción social, como el contacto visual y la imitación [5].
Cada niño tiene su forma particular de interactuar con los robots, siendo que algunos permanecen sentados, observando y tocando el robot, cuando este se aproxima. Otros se mueven en torno a él, algunas veces mostrando un alto grado de excitación [10]. En la literatura se refiere un caso en el cual el movimiento de un robot ayudó a un niño a tener consciencia sobre el ambiente a su alrededor, inclusive estimulando su locomoción para ir al encuentro con el robot [10].

## 4. Metodología propuesta

En el proceso de interacción son propuestos dos modelos, dependiendo del grado de interacción del niño. Por ejemplo, cuando este tiene poco interés sobre lo que ocurre a su alrededor, el tipo de modelo propuesto es el tipo cachorro, caracterizado por atraer la atención del niño, a través de movimientos de aproximación y alejamiento. El otro ejemplo es aquel utilizado cuando el niño demuestra algún tipo de interés en la interacción con el robot. Para este caso, el modo propuesto es el modo seguidor, en el cual si el niño se aleja del robot, este irá hasta su encuentro. En el caso en que este se aproxime, el robot se alejará manteniendo una distancia denominada de interacción, véase la Figura 1.

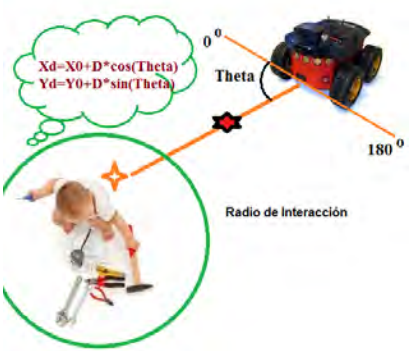



Figura 1 Esquema general de los modos de interacción entre el niño y el robot.

### 4.1. Metodología para implementación del software

Las estrategias de control de robots se basan en un esquema de acción refleja, lo que significa que los componentes del ambiente son percibidos como un estimulo. En este caso, la interacción robot-ambiente genera una acción de control. Esta dependencia con el ambiente, juntamente con las funciones de tipo de control de bajo costo computacional, son muy útiles en el momento de la implementación de un sistema de interacción hombre y robot.
En la Figura 1, se presenta el esquema general del modo de interacción entre un niño y el robot, donde se destaca la definición del radio de interacción, teniendo en cuenta que el niño tiene una forma particular de interacción, y la proximidad para este tiene un alto grado de restricción.

El robot tiene un sistema laser para la detección y localización de la posición del niño. En la Figura 2, se presenta el diagrama de flujo propuesto para la implementación del robot utilizado en la interacción. Esta es la secuencia del diagrama:

1) Parámetros de entrada: definidos como Tiempo Máximo de ejecución y Error Máximo del radio de interacción.
2) Inicialización de variables: El sistema hace una inicialización de sus variables y comienza la lectura de datos del robot.
3) Verificación del tiempo de ejecución: si el tiempo de ejecución fue cumplido, el sistema hace una representación gráfica de las trayectorias, los errores de distancia y de los valores de las velocidades. En el caso de no cumplirse el tiempo de ejecución, el sistema acciona un temporizador para garantizar el tiempo de muestreo.
4) Lectura de datos del robot. El robot tiene información actualizada de las coordenadas de posición, velocidad linear, angular y también del sensor laser.
5) Detección y localización: de la lectura de la información del laser son obtenidas. La distancia y el ángulo del niño, y a partir de estas informaciones se calcula la posición deseada para el robot, según las Ecuaciones (1) y (2):

$$x_D = x + distancia \cdot cos(ángulo) \quad (1)$$
$$y_D = y + distancia \cdot sin(ángulo) \quad (2)$$

6) Ley de control: la implementación de la ley de control tiene que cumplir los postulados de Lyapunov para garantizar que el sistema sea asintóticamente estable, o sea, el sistema llega hasta la posición deseada, apenas siguiendo un camino [12]. En la Figura 3 es presentado el esquema para la ley de control, donde las Ecuaciones (3) y (4) corresponden a la cinemática directa e inversa de este sistema.

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} cos\,\psi & -a\,sin\,\psi \\ sin\,\psi & a\ cos\,\psi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} = C \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} \quad (3)$$
$$\dot{\psi} = \omega$$
$$\begin{bmatrix} v_r \\ \psi_r \end{bmatrix} = C^{-1} \left( \begin{bmatrix} \dot{x}_D \\ \dot{y}_D \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} l_x tanh\left(\frac{k_x}{l_x}\tilde{x}\right) \\ l_y tanh\left(\frac{k_y}{l_y}\tilde{y}\right) \end{bmatrix} \right) \quad (4)$$

7) Verificación del tiempo de muestreo: si el tiempo en el temporizador es menor que el tiempo de muestreo, el sistema genera un retraso, caso contrario, se verifica el error.
8) Verificación del error: si el error es mayor que el establecido, es decir, cuando el robot se está alejando del niño, este tiene que ejecutar las instrucciones desde el ítem 3. Si el error es menor, el robot debe parar.

### .4.2. Modos de interacción

Los modelos robóticos utilizados, en el modo seguidor y el modo cachorro, presentan una pequeña diferencia. En el modo seguidor, el robot va en la búsqueda del niño y cuando se encuentra próximo, el error tiende a ser mínimo, haciendo que este quede quieto. Cuando el niño se aproxima el robot se aleja, para garantizar la distancia definida como radio de interacción.
En el modo cachorro, se presenta el mismo modo de operación que el modo seguidor, con la diferencia que el robot se mueve en dirección contraria cuando el error es mínimo, consiguiendo así el efecto de ir hacia delante y hacia atrás sin que el niño se mueva, intentando atraer su atención, como si fuera un cachorro.

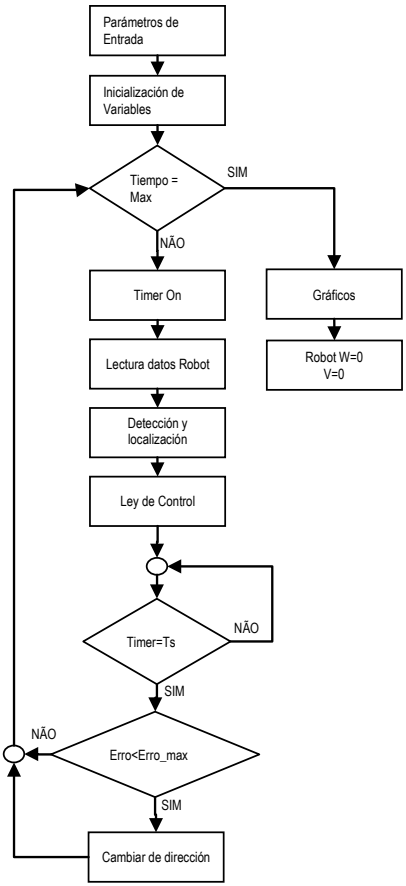



Figura 2 Diagrama de flujo del programa de ejecución de los modos de interacción.

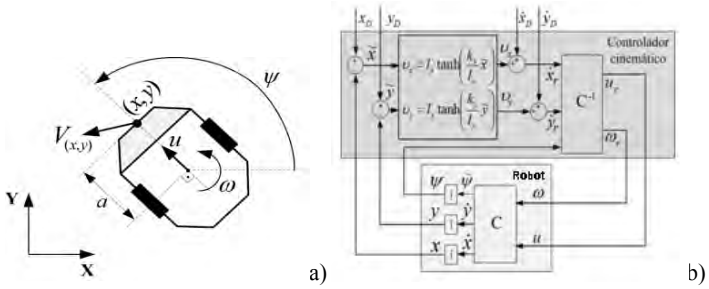



Figura 3 Esquema para la implementación da ley de control a) Eje de coordenadas del robot; b) controlador cinemático y modelo del robot.

### 4.3. Evaluación modos de interacción

La obtención de resultados esperados se realiza a través de una estimación o apreciación por parte de los profesionales y cuidadores de los niños con autismo. Con el fin de establecer una evolución de su

interacción será utilizado el criterio tarea cumplida, el cual ya ha sido implementado en otras investigaciones [13]. Con la finalidad de cuantificar una apreciación subjetiva, el llamado valor esperado de resolución o cumplimiento de tarea $T$ se define según lo presentado en la Ecuación 5.

$$T = 50 + 10 \cdot \left( \frac{\sum_{i=1}^{n} g_i}{\sqrt{n - R \cdot n + R \cdot n^2}} \right) \quad (5)$$

Donde:

$g_i$ es el valor estimado de la tarea cumplida (-2 hasta +2), para la i-ésima tarea;
$n$ es el número de tareas;
$R$ es una constante que estima la correlación entre las múltiples tareas.
Esta fórmula posibilita obtener una estimativa de las tareas definidas para cada individuo.

## 5. Conclusiones y trabajos futuros

Este artículo presenta una propuesta para el proceso de interacción entre un robot y un niño, teniendo como principal objetivo ayudar en la adaptación del niño con autismo al ambiente. Se hizo una revisión de las tecnologías que tienen implementadas las características de interacción.
Para la generación de los dos modos de interacción, los robots disponen de un sistema de detección y localización, y con tales informaciones se obtienen las coordenadas deseadas. En el control de este sistema es definida una distancia de interacción con el fin de generar una posición virtual para el control.
Los modos definidos tienen importancia en el momento de evaluar el grado de interacción del niño y pueden ser modificados fácilmente. La implementación de los modelos especificados en el robot ayudará directamente en el proceso de evolución de la interacción social de esos niños, pudiendo ser una herramienta pedagógica para los padres, profesores, terapeutas e investigadores del área. La propuesta de estos modelos serán evaluados con niños autistas y tendrá forma de juguete, para que su apariencia sea más atractiva.
Como trabajos futuros, se destaca la posibilidad de adicionar un sensor de presencia, para evitar que el robot identifique objetos inanimados, haciendo solo apenas detección y localización de personas.
Muchas veces, la dificultad en la comunicación en la interacción con personas a su alrededor impide el conocimiento sobre los sentimientos y emociones que los individuos con Trastorno del Espectro Autista poseen, así se prevén como trabajo futuro el desarrollo de un sistema que permita monitorear las señales cerebrales del niño y hacer una valoración de sus emociones inherentes a los aspectos de la interacción con los robots y su evolución.

## Referencias

[1] M. Randolph-Gips. Autism: A Systems Biology Disease. In First IEEE International Conference on Healthcare Informatics, Imaging and Systems Biology. pp. 359-366, 2011
[2] B. Robins; F. Amirabollahian; Z. Ji; and K. Dautenhahn. Tactile interaction with a humanoid robot for children with autism: A case study analysis involving user requirements and results of an initial implementation. In 19th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, pp. 704-711, 2010.
[3] B. Scassellati; H. Admoni, H.; and Matari´c, M. Robots for Use in Autism Research. Annu. Rev. Biomed. Eng. vol. 14, pp. 275–94, 2012.
[4] C. Salcedo. Percepção em sistemas de interação humano-robô como suporte a pessoas com limitação na interação social. Robôs Colaboradores. Proposta de Tese de Doutorado ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia elétrica. pp. 11-28, 2013.
[5] A. Duquette, F. Michaud, H. Marcier. Exploring the use of a mobile robot as an imitation agent with children with low-functioning autism. Auton Robot, vol. 24, pp. 147-157, 2007.
[6] B. Robins, E. Ferrari, K. Dautenhahn, G. Kronreif, B. Prazak-Aram, G. Gilderblom, B. Tanja, F. Caprino,E. Laudanna,and P. Marti. Human-centred design methods: development scenarios for robot assisted play informed by user panels and field trials. International Journal of Human- Computer Studies. vol. 68, pp. 873-898, 2010.
[7] M. Davis, N. Otero , K. Dautenhahn, C. Nehaniv, and S. Power;. Creating a software to promote understanding about narrative in children with autism: Reflecting on the design of feedback and opportunities to reason. In 6th International Conference on Development and Learning. pp. 64-69, 2007.

[8] E. Bekele, U. Lahiri, A. Swanson, J. Crittendon.; Z. Warren,and N. Sarkar. A step towards developing Adaptive Robot-mediated Intervention Architecture (ARIA) for children with autism. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. vol. 21 (2), pp. 289-299, 2013.
[9] S. Costa, C. Santos, F. Soares, M. Ferreira, and F Moreira. Promoting interaction amongst autistic adolescents using robots. 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 3856-3859, 2012.
[10] F. Michaud, and A. Clavet. RoboToy Contest – Designing Mobile Robotic Toys for Autistic Children. American Association for Artificial Intelligence, 2000.
[11] A. Ohya. Human Robot Interaction in Mobile Robot Applications. In 11th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication. pp. 5-10, 2002.
[12] F. Martins, W. Celeste, R. Carelli, M. Sarcinelli, and T. Bastos. An adaptive dynamic controller for autonomous mobile robot trajectory tracking, Control Eng. Practice 16(11): 1354-1363, 2008.
[13] M. Albert, B. Bentz, N. Harbottle, C. Lynch, and B. Miller. School-Based Use of a Robotic Arm System by Children With Disabilities IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, vol. 13 (4), pp 452-460, 2005.

# Interfaz de Usuario para la Marcha Asistida con un Exoesqueleto

J. Villarejo [1], N. Valencia [2], G. Arango [2], J. Ramírez [2]

[1]Universidade Federal do Espirito Santo / PPGEE: Vitória, Brasil, Tel-Fax: +552740092644, e-mail: jvimayor@gmail.com
[2]Universidad del Valle: Calle 13 # 100 - 00, Cali, Colombia, Tel: +57 2 3212100 {nicolas.valencia, gloria.arango, jose.ramirez}@correounivalle.edu.co

**Resumen.** En este artículo se muestra el diseño de una interfaz de usuario para un exoesqueleto de miembros inferiores (MMII) para asistencia en la marcha y en terapias de rehabilitación. Se consideraron aspectos técnicos y clínicos para proporcionar utilidad durante las terapias, estableciendo una herramienta para el control y la operación del exoesqueleto, el monitoreo y registro de parámetros para hacer valoración y seguimiento del paciente, y proporcionar biofeedback para la estimulación sensorial. Finalmente, se obtiene una herramienta de apoyo software que puede ser validada y usada en futuras pruebas clínicas.

**Palabras clave:** Interfaz de usuario, Exoesqueleto de miembros inferiores, Rehabilitación de Marcha, Electromiografía de superficie sEMG

## 1. Introducción

Los procesos de rehabilitación física generalmente presentan importantes limitaciones, entre los que se cuentan los tiempos reducidos para la práctica de las actividades funcionales dentro de las sesiones de terapia y la imposibilidad para garantizar la práctica consistente de la actividad aún en presencia permanente del terapeuta durante la ejecución. Se suma a la problemática expuesta, las limitaciones en los procesos de medición de la condición del paciente y su recuperación, que en la mayoría de los casos son de carácter subjetivo y no permiten dar cuenta de la evolución en el tratamiento.

Existe un creciente interés en el grupo de profesionales de la rehabilitación por obtener mediciones objetivas, confiables y repetibles acerca de estos procedimientos y, en el empleo de ayudas durante la intervención, que permitan aumentar los tiempos de práctica. Esto ayudaría a mejorar la consistencia de la misma y ajustar la exigencia a la evolución de la recuperación del paciente, dándole importancia a los sistemas robóticos e informáticos para el logro de estos objetivos.

Algunos dispositivos robóticos se han empleado para asistir la estimulación sensitivo-motora obteniendo mejoras significativas en la recuperación motora de los músculos reentrenados [1]. Un componente esencial de los dispositivos de asistencia robótica lo constituye la interfaz de usuario, que comunica la máquina con el hombre, permitiendo la interacción entre ellos y el monitoreo de señales del equipo y el paciente durante su utilización. Adicionalmente, se han utilizado programas informáticos interactivos con los cuales se le proporciona realimentación sensorial (biofeedback) al paciente mediante señales acústicas y visuales y se permite analizar y monitorear algunas funciones motoras [2].

Varios estudios han demostrado mejoras significativas en los procedimientos de rehabilitación tanto ortopédicos como neurológicos al incluir herramientas o dispositivos que permitan obtener valoraciones objetivas y llevar a cabo procedimientos más prolongados, repetibles y precisos.

Actualmente, importantes centros de rehabilitación están incluyendo el uso de aparatos robóticos para facilitar los procesos de rehabilitación, especialmente en situaciones en las que se requiere la práctica de acciones específicas con repetición constante y precisa. Este es el caso del entrenamiento de la marcha en pacientes con secuelas de Enfermedades Cerebrovasculares (ECV), Traumatismo Craneoencefálico (TCE) y Traumatismo Raquimedular (TRM).

Los trabajos de investigación que se están desarrollando con estos grupos de pacientes han demostrado que la asistencia con control robótico sumada a la terapia convencional aumenta la duración del entrenamiento, permite entrenar de manera temprana un patrón de marcha más fisiológico y simétrico, lo

que posibilita medir y documentar la participación del paciente; además facilita el trabajo para el equipo de rehabilitación, requiriendo menos personas para asistir a un solo paciente [3].
En la Universidad del Valle se han desarrollado algunos adelantos en cuanto a dispositivos para rehabilitación física. El primero de ellos, un exoesqueleto de rodilla para rehabilitación física, que permite la transferencia de cargas y soporte actuado para entrenamientos activos y pasivos de flexo-extensión de rodilla. El dispositivo consta de un sistema de control electrónico con controlador, actuador y un conjunto de sensores adjuntos que se integran a módulo central, proporcionando una amplia variedad de información respecto a la cinemática y a la cinética del exoesqueleto.
El segundo dispositivo consiste en un exoesqueleto para rehabilitación asistida de pacientes con pérdida parcial o completa del movimiento de MMII, con soporte en el tronco y accionamiento en cadera y rodillas. Fue concebido para pacientes con TCE, ECV o TRM, que requieran asistencia para mantener el equilibrio y en tareas de rehabilitación de marcha y de movilidad de miembros inferiores.

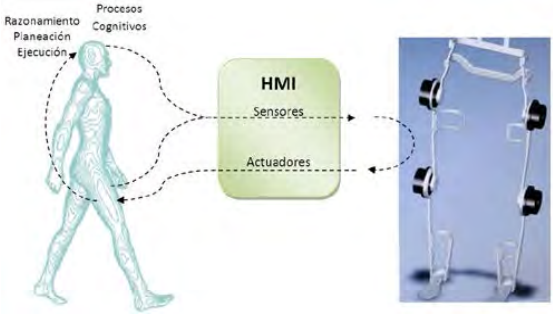



Figura 1. La Interfaz Humano-Máquina (HMI)

En este trabajo se describe el desarrollo de una interfaz de usuario como herramienta de control para los dos exoesqueleto descritos anteriormente, monitoreo y estimulación sensorial. Se presenta un esquema general que compone la herramienta (Figura 1.), su funcionalidad y se exponen las ventajas que representa la herramienta en el tratamiento con pacientes.

## 2. Metodología

Para el desarrollo de la interfaz se reunieron criterios que cubren aspectos técnicos, desde el campo de la ingeniería, y de otro lado, aspectos clínicos relacionados con el potencial de la herramienta tanto para pacientes como para terapeutas. Para cumplir con este objetivo se realizó el siguiente proceso:

- Contactar otros grupos de investigación y otros proyectos que se encuentren trabajando en el área para reunir información sobre las características de la interfaz y los protocolos empleados en la rehabilitación asistida con exoesqueletos.
- Trabajar con un grupo de rehabilitadores de los principales centros de rehabilitación de la ciudad de Cali para determinar las principales necesidades buscando una herramienta de fácil manejo y gran utilidad.
- Establecer los requerimientos del sistema hardware del exoesqueleto para su configuración y puesta en operación, de modo que la interfaz de usuario sea el mecanismo de interacción con el dispositivo.
- Determinar los parámetros que aportan mayor información para implementar un sistema de realimentación sensorial para el paciente y medición objetiva para la valoración de progreso de las terapias.

## 3. Resultados

De acuerdo al potencial de cada uno de los exoesqueletos y a las necesidades reunidas por los terapeutas, se tomaron en cuenta principalmente las tareas relacionadas con los programas de neurorehabilitación que incluyen el fortalecimiento muscular y la práctica de actividades funcionales, tales como transiciones de sedente a bípedo y entrenamiento de la marcha. Para el entrenamiento en programas de fortalecimiento

muscular se consideraron los ajustes de resistencia en cada arco de movimiento. Por otra parte, en neurorehabilitación se pueden realizar una gran variedad de facilitaciones de tareas motoras, reeducación de patrones de marcha, acondicionamiento físico en general y optimización de la funcionalidad en actividades de la vida diaria, como desplazamientos y traslados.

### 3.1. Exoesqueleto

El exoesqueleto posee cuatro actuadores, distribuidos en las dos articulaciones de cadera y las dos de rodilla. Cuenta con sensores de ángulo de Efecto Hall; sensores de presión (Flexiforce-resistivos); sensores de aceleración lineal (triaxiales) y giróscopos (triaxiales); y un circuito de adecuación de señales electromiográficas de superficie sEMG de 4 canales. Los actuadores y los instrumentos se conectan a nodos concentradores y de estos, a un procesador principal a través de una red de datos cableada con el protocolo SPI, ver Figura 2.

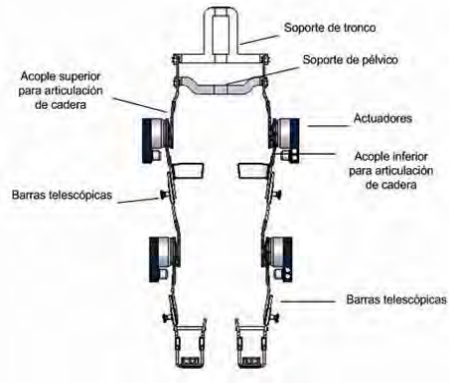



Figura 2. Exoesqueleto de la Universidad del Valle para rehabilitación asistida de pacientes con pérdida parcial del movimiento de los miembros inferiores. La imagen el dispositivo con dos piernas de igual longitud, con tobillo y pies de apoyo, el soporte en el tronco y los accionamientos en la cadera y rodillas.

### 3.2. Descripción de la solución

La interfaz de usuario es concebida como una aplicación software, útil y de fácil manejo para el personal de salud, tomando en cuenta posibilidades tecnológicas, las necesidades de los pacientes, falencias de los procesos actuales en rehabilitación y posibles aportes del exoesqueleto en el reentrenamiento, evaluación y seguimiento de actividades motoras.

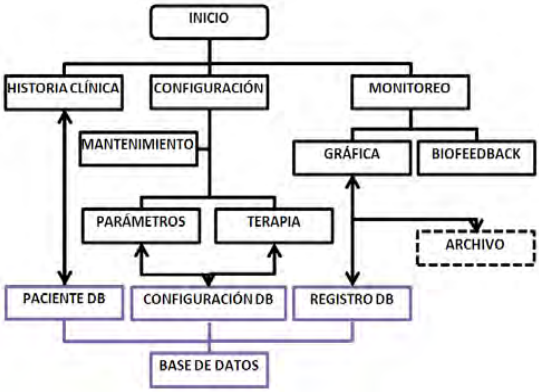



Figura 3. Diagrama de bloques general para una Interfaz de usuario para la marcha asistida con un Exoesqueleto.

La herramienta software fue diseñada en JAVA con la ayuda de NetBeans IDE 6.8 y cuenta con las siguientes características:

- Permite el ingreso y consulta de registros de pacientes mediante una base de datos creada con MySQL server 5.0.
- Comunicación con el sistema de procesamiento principal en el modo cliente servidor.
- Monitoreo y registro de variables del exoesqueleto obtenidas por la instrumentación.
- Estrategias de biofeedback.

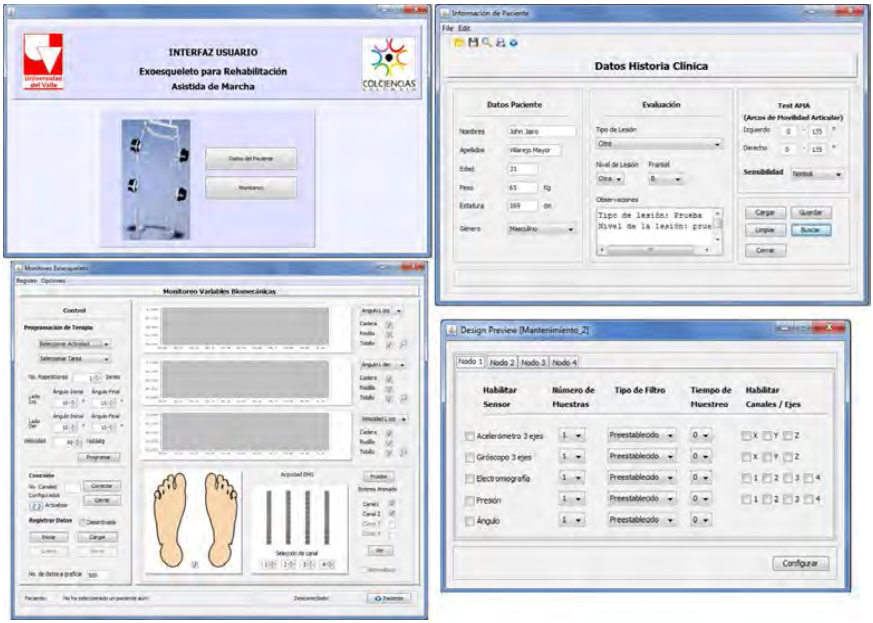



Figura 4. Interfaz de Usuario del Exoesqueleto: a) Ventana de inicio. b) Ventana de la Historia clínica. c) Ventana de Configuración, Programación y Monitoreo de variables biomecánicas. d) Ventana de Mantenimiento

La interfaz diseñada para el exoesqueleto cuenta con tres módulos: Módulo 1. Historia clínica del paciente; Módulo 2. Configuración, programación y mantenimiento; y Módulo 3. Monitoreo, registro y Biofeedback.
El módulo de historia clínica registra la información personal del paciente y permite el ingreso de algunos parámetros clínicos que determinan el tipo y nivel de lesión. El módulo de configuración, programación y monitoreo de tareas es uno de los más importantes para los pacientes y los terapeutas, dado que con él se pueden realizar la mayor cantidad de ajustes (Figura 4). La principal función es la de proveer realimentación visual mediante el monitoreo de variables medidas a partir de la aplicación de técnicas de biofeedback (Figura 5).
En el módulo de configuración del sistema se programan las terapias a realizar por parte del personal terapéutico, determinando parámetros de acuerdo al tipo de terapia y parámetros críticos. Estos parámetros definen la trayectoria a seguir por el actuador, el número de repeticiones, relación de asistencia y el tipo de control de bajo nivel a efectuar. Las trayectorias se establecen por parámetros como la posición angular inicial y final y se definen mediante una curva de “velocidad vs tiempo”, en donde se determina la aceleración inicial del actuador, la velocidad a la que se mantendrá constante, y por último, la desaceleración hasta llegar nuevamente al reposo. Parámetros como ángulos críticos y velocidad máxima se establecen según el tipo de lesión y la patología del paciente para realizar una parada de emergencia del sistema completo.

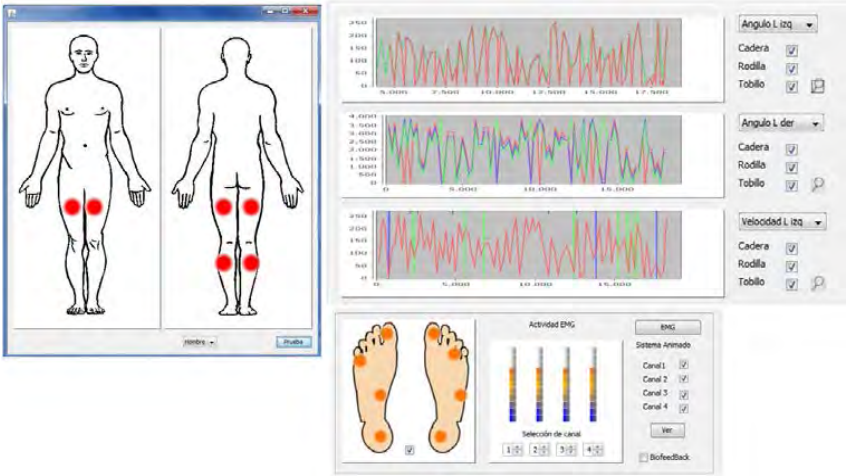



Figura 5. Biofeedback realizado por la interfaz de usuario: a) Indicadores de actividad EMG. b) Valores de ángulos y velocidad. c) Indicadores de presión y actividad EMG.

Ya que se espera que el paciente incremente gradualmente su nivel de fuerza muscular a lo largo de su periodo de rehabilitación, se hace necesario ajustar el grado de asistencia proporcionado por el exoesqueleto mediante una valoración del nivel de fuerza muscular residual en el paciente a través del torque de la articulación de rodilla, para evitar que provea de una mayor asistencia de la necesaria que conlleve a prolongar la recuperación. Para esto se determina el torque necesario que debe ejercer el exoesqueleto para asistir únicamente su propio peso, obteniendo la relación de asistencia cero y posteriormente se incrementa gradualmente este parámetro hasta conseguir la correcta ejecución de la tarea propuesta.

Entre las actividades que se han concebido para realizar con el exoesqueleto se encuentran tareas de flexo-extensión de rodilla, mantenimiento de la flexibilidad y del arco de movilidad articular (AMA), y el fortalecimiento y restablecimiento neuromuscular de la extremidad inferior afectada. Cada una de estas actividades que son determinadas por el terapeuta, son programadas a través de una secuencia de movimientos que determinan un conjunto de trayectorias a seguir por el sistema actuador.

La comunicación entre el exoesqueleto y la HMI es bidireccional. Los parámetros de configuración del exoesqueleto se programan en el nodo de procesamiento central desde la interfaz de usuario vía protocolo TCP. La adquisición de datos se configuró a 200Hz y los datos son transmitidos al PC vía protocolo UDP. Un módulo de mantenimiento permite calibrar la escala de los valores de los sensores observados.

Para el monitoreo de la actividad paciente-exoesqueleto, se ha incluido la visualización on-line de algunas variables medidas en el exoesqueleto y de variables bioeléctricas en el paciente, que son convenientes y relevantes para el personal de la salud. La información que se visualiza podría ser útil para corregir los movimientos durante la terapia, evitando lesiones mayores o, por el contrario, proporcionar mayor libertad en los movimientos en los casos en que sea posible de acuerdo al progreso del paciente.

A continuación se presentan los parámetros medidos en la estructura mecánica como variables cinéticas, cinemáticas, entre otros, y de señales biológicas capturadas en el paciente:

- Señales de sEMG
- Ángulo de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo
- Velocidad angular de rodilla
- Presión en cuatro puntos de la planta del pie
- Torque de los motores en las articulaciones de cadera y rodilla

## 4. Conclusiones y trabajos futuros

Una aplicación software para la interacción con un dispositivo exoesquelético concebido para rehabilitación física representa una herramienta de apoyo para terapeutas y médicos especializados, que intervengan en el proceso de recuperación de pacientes que conserven algún tipo de movilidad en sus músculos para su restauración, donde el paciente es el principal beneficiado del sistema, puesto que el principal propósito es el de facilitar y reducir el tiempo empleado durante el proceso.

Con esta herramienta se integran diferentes métodos para realizar biofeedback actuando en conjunto con otras variables biomecánicas para permitir realizar análisis más detallados y brindar una información complementaria tanto para el paciente como para el terapeuta.

Este estudio de carácter multidisciplinar implica la integración de diversas áreas de conocimiento y la apropiación de conceptos y comprensión de técnicas de campos diferentes al de la ingeniería, por lo cual representa un aporte considerable para futuros proyectos relacionados con el desarrollo de ayudas técnicas en apoyo a la discapacidad, desde el punto de vista de la concepción y el planteamiento de soluciones para problemas de la salud.

## Referencias

[1] Andrew Chu, H. Kazerooni, and Adam Zoss. On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), Proceedings of the 2005 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, April 2005.

[2] Chevallereau, C.; Abba, G.; Aoustin, Y.; Plestan, F.; Westervelt, E.R.; Canudas-De-Wit, C.; Grizzle. RABBIT: a tested for advanced control theory. Control Systems Magazine, IEEE, Oct 2003.

[3] Elio Samuel Carballo Pérez et al., "Estudio de la amplitud del movimiento articular del hombro en paciente Hemipléjicos sometidos a un programa de Neurorehabilitacion intensiva. Estudio preliminar", disponible en: http://www.ilustrados.com/publicaciones/EEyFplEpAFOGcMjiLH.php

[4] J., CAICEDO, E., BARANDICA, A., OROZCO, M., ROSERO, E., HOYOS, P., SERNA, O. y VILLAREJO, J. RAMÍREZ, "Diseño y construcción de un exoesqueleto para rehabilitación asistida de pacientes con lesiones de rodilla," Universidad del Valle, Cali, Proyecto de Investigación 2009.

[5] J. RAMÍREZ, "Exoesqueleto para rehabilitación asistida de pacientes con pérdida parcial o completa del movimiento de los miembros inferiores. Fase 1: equilibrio". Proyecto de Investigación financiado por Colciencias.

# Andador com Suporte de Tronco para Idoso com Instabilidade Postural: Desenvolvimento de Protótipo de Baixo Custo e Relato da Avaliação com Usuário

Francisco Gödke[1]; Paloma Hohmann[2]; Percy Nohama[3]

[1]Universidade Tecnológica Federal do PR - Campus Curitiba – Docente Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica -Av. Sete de Setembro 3165, Curitiba, Brasil, CEP 80230-901- godke@utfpr.br.
[2]Universidade Tecnológica Federal do PR - Campus Curitiba – Mestranda Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica -Av. Sete de Setembro 3165, Curitiba, Brasil, CEP 80230-901 – palomahoh@gmail.com.
[3]Universidade Tecnológica Federal do PR - Campus Curitiba – Docente Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica -Av. Sete de Setembro 3165, Curitiba, Brasil, CEP 80230-901- nohama@utfpr.edu.br

**Resumo.** A instabilidade postural é uma das principais causas da queda do individuo idoso. Esta pode gerar diferentes consequências negativas como lesões musculoesqueléticas, isolamento social e imobilização completa. Para minimizar este quadro e possibilitar um caminhar seguro foi desenvolvido um andador com suporte de tronco. O protótipo desenvolvido pretende ser uma opção de baixo custo para pessoas com mobilidade reduzida mantendo alta resistência mecânica. Foram realizados ensaios para medir a capacidade do andador desenvolvido suportar carga e avaliações com um usuário idoso com relação à estabilidade na posição ortostática com e sem o equipamento para fins comparativos. Por fim, com a utilização de sensores acelerômetros, a marcha foi monitorada em um percurso de 12 m. Os resultados indicam que o equipamento é capaz de suportar o peso de um indivíduo em uma ocorrência de queda e favorecer o caminhar seguro, além de diminuir a oscilação corporal.

**Palavra chave:** Andador para idoso; Tecnologia assistiva; PVC; Estabilometria; Análise de marcha.

## 1. Introdução

De acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2000), o grupo etário que mais cresceu numericamente no Brasil (49,3%), no período 1991-2000, foi o das pessoas com mais de 75 anos. Atualmente, utiliza-se o termo quarta idade para este subgrupo da população idosa (BALTES; SMITH, 2003).

A marcha é uma das principais funções afetadas com o envelhecimento, especialmente nos idosos da quarta idade. As dificuldades na realização independente na marcha do idoso comprometem sua capacidade funcional e autonomia nas demais atividades e são decorrentes de diferentes processos envolvidos no envelhecimento, sendo alguns fatores naturais e outros patológicos. Dentre os sistemas naturais que podem ficar comprometidos, encontram-se: diminuição da flexibilidade; força e resistência muscular, originando compensações características como a lentidão na marcha e o apoio durante a locomoção (FARINATTI e LOPES, 2004).

Outro sistema comumente comprometido com o envelhecimento é o equilíbrio, em decorrência da redução da capacidade de processamento das informações sensoriais visuais, proprioceptivas e vestibulares (FIGLIOLINO et al., 2009). A perda progressiva dos componentes sensoriais e motores acarreta em Instabilidade Postural, uma das síndromes geriátricas, a qual, por sua vez, provoca quedas e pode resultar em outra condição incapacitante chamada Síndrome do Imobilismo. Neste caso, o idoso passa a utilizar-se da cadeira de rodas ou permanece esclusivamente em seu leito tornando-se totalmente dependente (MORAES et al., 2010). Segundo Moraes et al. (2010), esse grave estágio de dependência deve ser evitado de todas as formas pois, com a imobilização, todos os sistemas fisiológicos perdem a capacidade funcional, acarretando em patologias respiratórias, digestivas, geniturinárias e de pele.

Com o objetivo de melhorar a estabilidade e a segurança durante a realização da marcha e, consequentemente, contribuir para a mobilidade do idoso que apresenta Instabilidade Postural, desenvolveu-se um andador com suporte de tronco e avaliou-se a interferência do seu uso diretamente com um sujeito idoso.

## 2. Metodologia

O andador foi projetado a partir da análise de similares comerciais e de pesquisa, informações de usuários, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais, além da premissa de utilizar matéria prima de baixo custo e fácil construção.

O PVC foi o material selecionado para o desenvolvimento do andador, pois apresenta alta resistência mecânica, baixo custo, facilidade para ser encontrado e manipulado por meio de ferramentas de uso geral (GASPARINI, 2006). As medidas do andador foram determinadas de modo que o mesmo pudesse passar por uma porta de 0,70 x 2,10 m e também possibilitasse o encaixe da parte traseira em um vaso sanitário. A figura 1 ilustra o protótipo desenvolvido, cujo preço final atingiu R$ 200,00 (US$ 90.00).

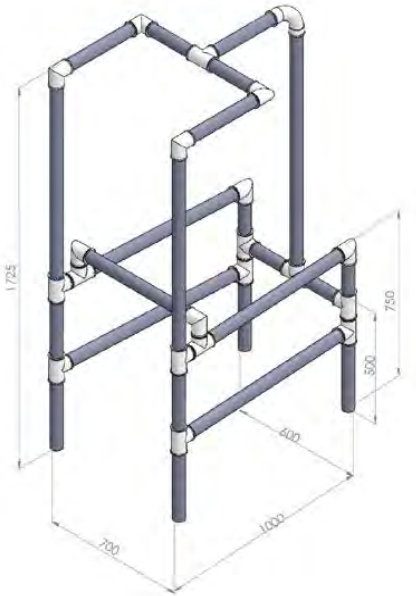



Figura 1: Protótipo do andador desenvolvido.

Para a criação do colete de suporte do tronco também foram analisados dispositivos semelhantes existentes no mercado, tais como coletes de segurança em altura. A concepção final pode ser vista na figura 2.

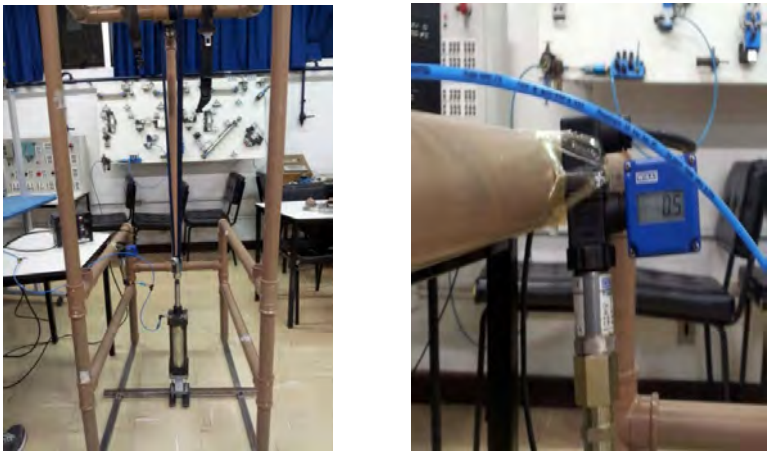
Para avaliar a resistência mecânica do equipamento, foi realizado um teste com um cilindro pneumático simulando diferentes cargas, conforme ilustrado na figura 3.

Para avaliação com o usuário idoso, o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná- Brasil, sendo devidamente aprovado sob o parecer número 243.208. A avaliação foi realizada em uma instituição de longa permanência para idosos e o sujeito participou de forma voluntária e assinou o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O objetivo da análise com o individuo idoso foi avaliar a influência do uso do andador com suporte de tronco durante o equilíbrio estático e na realização da marcha.

(a) (b) (c)

Figura 2: (a) andador e colete; (b) vista lateral; (c) vista posterior.



(a) (b)

Figura 3- Simulação de aplicação de carga no andador: (a) posicionamento do cilindro), (b) registro da pressão máxima aplicada

Como instrumentos para coleta dos dados do exame do equilíbrio estático foram utilizados baropodômetro eletrônico composto por uma plataforma, controlada pelo programa Footwork® e Notebook LG® - N460. A análise foi realizada em duas etapas. Primeiramente, efetuou-se a medida de estabilometria e baropodometria do sujeito sem a utilização do andador e, em seguida, com o andador. O tempo de aquisição de dados para análise foi de 20 s na postura em pé, nas duas situações descritas. Para avaliação da marcha do idoso foram utilizados sensores acelerômetros da marca Biofeed®, software Biosmart Notebook LG® - N460. Este dispositivo de avaliação monitora o movimento tomando como referência a posição do solo. Os sensores foram colocados um em cada coxa do idoso analisado.

Um voluntário com Instabilidade Postural, do sexo feminino, com 88 anos de idade, histórico recorrente de quedas, cognitivo preservado, massa 81 kg e altura 1,57 m, participou da pesquisa assinando antecipadamente o termo de consentimento livre e esclarecido.

Com relação à independência funcional no quesito locomoção, a voluntária necessita de assistência máxima para realização desta tarefa. Ela utiliza preferencialmente cadeira de rodas como meio de locomoção, dependendo de cuidadores para circular em ambientes externos à sua residência. É capaz de caminhar quando apoiada em duas pessoas.

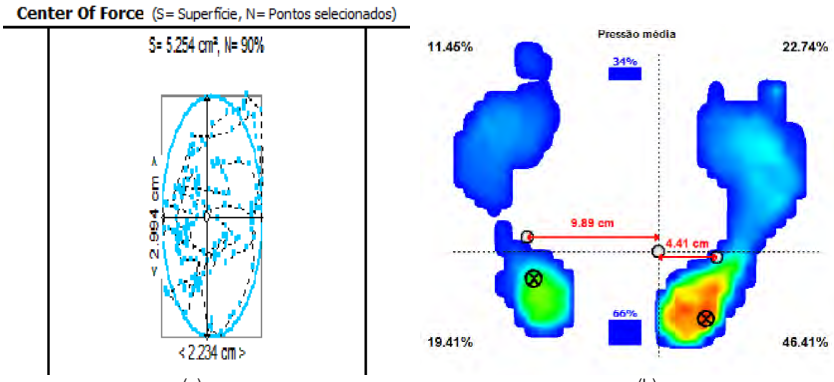
## 3. Resultados e Discussão

Em relação ao ensaio com o uso de um cilindro pneumático para simulação de cargas, constatou-se que a estrutura de sustentação sofreu uma flexão elástica (Figura 4), somente quando a carga aplicada foi 226,66 kg, comprovando a alta resistência mecânica.

Figura 4 - Deformação elástica do andador desenvolvido

A primeira avaliação de estabilometria mostrou 5,245 cm² de oscilação corporal, calculada automaticamente pelo software utilizado, conforme ilustrado na figura 5a. Este valor refere-se à área elíptica formada pelos pontos de oscilação, no eixo x de 2,234 cm, relativos aos movimentos laterais; e eixo y, de 2,994 cm, referentes aos movimentos ântero-posteriores, a partir do centro de gravidade. São utilizados 90 % dos pontos detectados pelas células de carga da plataforma.

Também foi possível analisar o percentual da divisão de cargas, conforme mostra a figura 5b. A maior concentração está localizada na parte posterior do pé, responsável por 66% do apoio. O calcanhar direito recebe 46,41% da carga de massa corporal, sendo este o principal ponto de pressão, com o acompanhamento do centro de estabilidade para a mesma direção (4,41cm de proximidade do pé direito). Com relação aos dedos, somente o polegar esquerdo e o dedo médio direito entram em contato com o solo. Os demais dedos e a parte lateral do pé esquerdo não o tocam, de modo que não são vistos na imagem capturada.



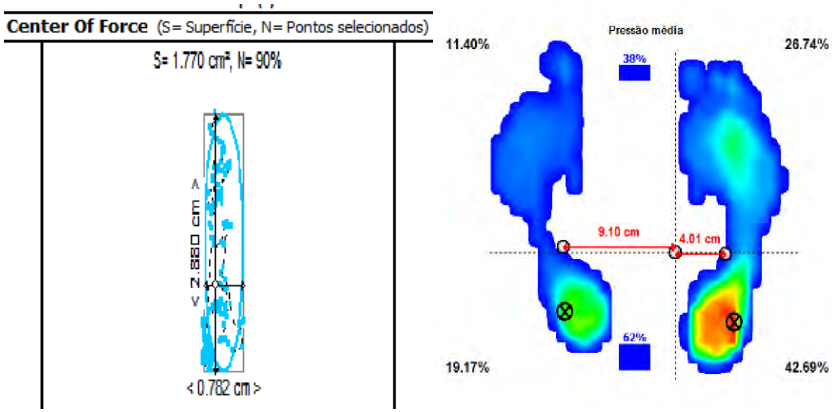

(a) (b)

Figura 5: em (a), estabilometria 1 e em (b), percentual da distribuição das cargas 1; sem o uso do andador com suporte de tronco.

A segunda avaliação com o baropodômetro foi realizada com a utilização do andador associado ao suporte de tronco. A voluntária permaneceu os mesmos 20 s sobre a plataforma; porém, vestindo o colete e presa ao andador. A oscilação corporal diminuiu de forma significativa, apresentando valor de 1,770 cm², como mostrado na figura 6a. A oscilação lateral foi de 0,782 cm e a ântero-posterior de 2,880 cm.

A distribuição da massa corporal manteve-se semelhante, com maior apoio no calcanhar direito; porém, percebe-se ampliação na superfície de apoio, com a inclusão de todos os dedos no pé direito e da parte

lateral do pé esquerdo, como pode ser visto na figura 6b. Ocorreu, ainda, um aumento de carga na parte anterior, passando de 34% na primeira análise para 38% na segunda.




(a) (b)

Figura 6: em (a), estabilometria 2 e em (b), percentual da distribuição das cargas; com o uso do andador com suporte de tronco.

O monitoramento da marcha em um percurso de 12 m mostrou a capacidade do andador desenvolvido de suportar o indivíduo para que este realize sua locomoção de forma independente e segura mesmo com a instabilidade postural. No gráfico 1, gerado por meio do software utilizado, é possível observar no eixo "y" que o indivíduo avaliado apresenta média de amplitude de movimento do passo, ou seja, da articulação do quadril, de 20°. Como os sensores tomam o solo como referencial, sendo este o ponto 0 é importante salientar que durante o percurso, o idoso não retorna a este ponto. Este fato demonstra a capacidade do andador desenvolvido em sustentar o idoso para a realização da marcha. O tempo necessário para a realização dos 12 m foi de 3,40 min, mostrados no eixo x.

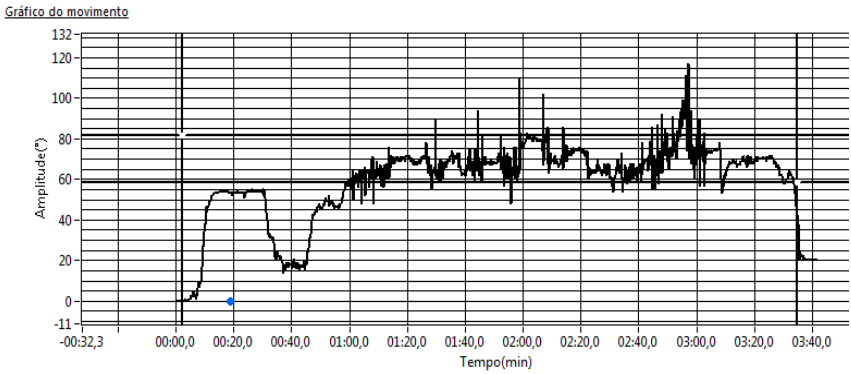



Gráfico 1: Gráfico gerado pelo software Biofeed®; Eixo x mostra o tempo necessário para a realização do percurso de 12 metros, o eixo y mostra a amplitude do passo;

## 4. Conclusão e trabalhos futuros

Este trabalho possibilitou a validação de uma nova proposta de tecnologia assistiva, em apoio ao desenvolvimento da marcha. O andador desenvolvido na UTFPR, mostrou-se adequado para cumprir as mesmas funções que os andadores comerciais. Os ensaios mecânicos realizados no equipamento,

garantiram uma maior confiabilidade na sua utilização por pessoas que possuem algum comprometimento postural ou dificuldades na realização da marcha. Além disso, os materiais selecionados para sua confecção e a baixa mecanização empregada conferiram ao andador, além do baixo custo, a possibilidade de sua montagem por pessoas leigas.

A diferença da primeira medida estabilométrica para a segunda, com a inserção do andador desenvolvido, sugere que o mesmo gera maior estabilidade e segurança no equilíbrio estático. O andador avaliado possibilita um caminhar seguro evitando a imobilização total do idoso com instabilidade postural ou o uso exclusivo da cadeira de rodas como meio de locomoção.

Figura 8: Avaliação do usuário com o andador e colete de suporte do tronco.

O comparativo da distribuição de massa corporal ilustrado nas figuras 5 e 7 mostra que a utilização do andador com suporte de tronco amplia o contato do pé com o solo, criando uma base de apoio mais adequada para a uma marcha segura. A utilização dos sensores acelerômetros mostrou a eficácia do andador desenvolvido no auxílio da promoção da marcha independente e segura, apesar das limitações do usuário avaliado e sua instabilidade postural.

Uma possibilidade de aplicação em pesquisas futuras é a utilização do andador na reabilitação da marcha em treino locomotor. Avaliações do gasto energético e frequência cardíaca são indicadores da qualidade da marcha (NORKIN, 2010) e também podem auxiliar na compreensão do uso do andador com suporte de tronco. A diminuição de ocorrência de quedas com o uso contínuo do andador desenvolvido também pode ser avaliada em um estudo ao longo do tempo.

## Referências

BALTES PB, SMITH J. New frontiers in the future of aging: from successful aging of the young old to the dilemmas of the fourth age. Gerontology 2003; 49: 123-135.

CIOSAK, et al. Senelidade e senescência: novo paradigma na atenção básica de saúde. Rev. Esc. Enferm. USP 2011; 45 (Esp. 2):1763-8.

FARINATTI P.T.V; LOPES L. N. C. Amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos: um estudo correlacional multivariado. Rev Bras Med Esporte. Vol. 10, Nº 5 – Set/Out, 2004

FIGLIOLINO, J. A. M. et al . Análise da influência do exercício físico em idosos com relação a equilíbrio, marcha e atividade de vida diária. Rev. Bras. Geriatr. Gerontol., Rio de Janeiro, v. 12, n. 2, 2009.

GASPARINI, G. C. Mobiliário adaptado para pacientes com disfunção neuromotora confeccionados em PVC – tubos e conexões. In: FÓRUM DE TECNOLOGIA ASSISTIVA DA PESSOA DEFICIENTE, 1; SIMPÓSIO PARANAENSE DE PARALISIA CEREBRAL, 4. 2006, Belém. Anais. Belém, 2006. p. 203-206.

IBGE. Perfil dos idosos responsáveis pelos domicílios. Avaiable from: URL: http:// www.ibge.gov.br/home/estitistica/populacao/perfilidoso/default.shtm.

MORAES, et al. Principais síndromes geriátricas. Rev. Med. Minas Gerais 2010; 20(1): 54-66.

RICCI, N. Fatores Associados ao Histórico de Quedas de Idosos Assistidos pelo Programa de Saúde da Família. Saúde Soc. São Paulo, v.19, n.4, p.898-909, 2010.

# A Confecção de Bengalas Articuladas na Universidade Tecnológica Federal do Paraná

C. V. Warnk[1], S. Dambroski[2], M. Matuichuk[3], M. C. da Silva[4]

[1]Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR/ Programa de Tecnologia Assistiva - PROTA: Av. Sete de Setembro n.º 3165, Curitiba-PR, Brasil, Tel. 55 (41) 3310-4561, claitonvw@utfpr.edu.br.
[2]Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR/ Programa de Tecnologia Assistiva - PROTA: Av. Sete de Setembro n.º 3165, Curitiba-PR, Brasil, Tel. 55 (41) 3310-4561, sedambroski@gmail.com.
[3]Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR/ Programa de Tecnologia Assistiva - PROTA: Av. Sete de Setembro n.º 3165, Curitiba-PR, Brasil, Tel. 55 (41) 3310-4561, miraldo@utfpr.edu.br.
[4]Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR/ Programa de Tecnologia Assistiva - PROTA: Av. Sete de Setembro n.º 3165, Curitiba-PR, Brasil, Tel. 55 (41) 3310-4561, macloviasilva@utfpr.edu.br.

**Resumo.** No presente trabalho fazemos uma breve trajetória sobre a experiência da Universidade Tecnológica Federal do Paraná em partilhar conhecimentos acadêmicos e serviços com a comunidade de pessoas com deficiência visual (baixa visão; visão subnormal). Alunos e professores, empenhados nas tarefas de ensino e de prestação de serviços à sociedade, confeccionam bengalas para deficientes visuais, moradores da cidade de Curitiba e de outros municípios brasileiros. A falta de oferta desse objeto para comercialização, a preços acessíveis, motivou pessoas com deficiência visual a procurarem a colaboração da UTFPR, tanto para conseguir o objeto, quanto para receber serviços de manutenção. Nos laboratórios da Instituição, são realizadas práticas de confecção e manutenção de bengalas, sem custos para o usuário que, em geral, tem baixo poder aquisitivo. O estudo justifica-se pela importância do desenvolvimento de técnicas para a confecção de bengalas como forma de facilitar o desenvolvimento de atividades pelas pessoas com deficiência visual.

**Palavras chave:** inclusão, tecnologia assistiva, bengala articulável.

## 1. Introdução

O artigo tem como ponto de partida situar a Instituição de ensino e a confecção de bengalas articuladas para portadores de deficiência visual. A UTFPR é uma instituição vinculada ao Ministério da Educação, e tem por finalidade formar e qualificar profissionais nos vários níveis e modalidades de ensino, para os diversos setores da economia, bem como realizar pesquisa e desenvolvimento tecnológico de novos processos, produtos e serviços, em estreita articulação com os setores produtivos e a sociedade, fornecendo mecanismos para a educação continuada.

O Governo Federal criou em 1986, o Programa de Expansão e Melhoria do Ensino Técnico, com a finalidade de levar ao interior do País um ensino de qualidade favorecendo os anseios de realização e progresso das regiões, transformando-as em polos de tecnologia. Com isso, a partir de 1990, a Universidade Tecnológica Federal do Paraná foi expandindo-se e, hoje, conta com 12 Câmpus localizados no interior do Estado nas cidades de Apucarana, Campo Mourão, Cornélio Procópio, Curitiba, Francisco Beltrão, Guarapuava, Londrina, Medianeira, Dois Vizinhos, Pato Branco, Ponta Grossa e Toledo.

A UTFPR, uma autarquia pública federal, promove a educação de excelência através do ensino, pesquisa e extensão, interagindo de forma ética e produtiva com a comunidade, objetivando o desenvolvimento social e tecnológico. Dentre suas múltiplas atividades, a Universidade promove o atendimento a pessoas físicas ou jurídicas, internas ou externas, de forma a apresentar soluções tecnológicas para as demandas, a partir de seu quadro próprio de pessoal e de seus laboratórios. Ela também intermedia a prestação de serviços promovido por algum departamento acadêmico ou laboratório da Instituição que possua pessoal devidamente

Dentre os laboratórios da UTFPR, com suas atribuições específicas, está aquele destinado ao Desenvolvimento de Atividades Tecnológicas de Cunho Social, denominado Programa de Tecnologia Assistiva – PROTA [1]. Nesse espaço são confeccionadas e feitas a manutenção de bengalas articuláveis; a

manutenção de réguas e pranchetas regletes; a manutenção de máquinas de escrever Braille; a manutenção em Impressoras Braille; e também o desenvolvimento de pesquisas na busca de soluções para a melhoria da qualidade de vida das pessoas portadoras de deficiência visual. Algumas pessoas com deficiência visual possuem melhor poder aquisitivo para adquirir bengalas importadas que trazem alguns recursos extras. Não é foco de estudo desse artigo essa população, mas sim aquela de baixa renda que utiliza a bengala articulável para trabalhar como vendedor ambulante de vassouras fabricadas por pessoas portadoras de deficiência visual, rodos fabricados por eles nas Instituições, e Associações filiadas.

O programa de atendimento à pessoa com deficiência visual começou com as atividades de manutenção de bengalas articuladas. Essa atividade social teve início por volta de 1982 [2], quando não existiam centros especializados de recuperação bengalas quebradas, ou com desgaste dos tubos, ocasionados pelo uso intensivo do objeto como meio de locomoção. Desde então, até os dias presentes, foram atendidas associações, fundações, pessoas não filiadas a órgãos específicos, e portadores de deficiência visual com baixa renda.

Mobilizado pelos baixos custos e pelos benefícios que este acessório proporciona, a Instituição iniciou o Programa de atendimento às pessoas com deficiência visual com a fabricação artesanal de bengalas, contando com a colaboração de alunos no período da manhã e tarde, e com professores que supervisionavam e orientavam os processos e a qualidade de fabricação de pequenos lotes de acessórios.

Foto 01 – Bengala Articulável Confeccionada na UTFPR
[Fonte: PROTA/ UTFPR]

Os alunos aprenderam a fabricar bengalas articuladas (meio de locomoção), a fazer manutenção de máquinas braille (escrever textos em braille), a fazer a manutenção de sorobã (régua para cálculos matemáticos), de impressoras para Braille (impressão de livros em Braille), a confeccionar canetas óticas (identificador de presença de luz), a fabricar pranchetas regletes e acessórios que dão melhores condições de vida das pessoas com deficiência visual [3].

O interesse dos alunos e dos professores por esse tipo de atividade, e o sucesso do Programa estenderam as ações sociais da Instituição. A UTFPR propôs então ampliar o atendimento social, e passou a atender pessoas com outras necessidades. Para que isso fosse viável, ela criou um programa unificado de assistência às pessoas portadoras de necessidades especiais.

### 1.1. A confecção de bengalas para portadores de deficiência visual

A confecção de bengalas articuladas, enquanto prática escolar [4], está vinculada à atividades realizadas no período de estágio dos alunos da Instituição, e eles são preparados para atender às pessoas com deficiência visual com atenção e explicações necessárias.

O aluno é instruído a identificar os processos de fabricação e conhecer os componentes de uma bengala articulada. Assim ele recebe orientação quanto ao manuseio de máquinas e a montagem final do produto. O trabalho dele é sempre buscar, identificar e propor métodos novos para se produzir com qualidade, baixo custo, redução de operações e materiais.

Nesse sentido, exemplificamos a seguir, a elaboração de um estudo realizado por professor e aluno. Partimos do meio utilizado anteriormente para a união dos tubos da bengala articulável, os quais formam o encaixe. Isto era feito utilizando a cola. Despendia-se tempo de colagem e de secagem. A pessoa portadora de deficiência, que estava recebendo o serviço, ficava aguardando o objeto estar pronto para o uso. Elas não têm hora marcada para serem atendidas.

A finalidade da Instituição é oferecer um serviço de alta qualidade, com pouco gasto de tempo. Além do processo de colagem utilizar tempo, existia uma fase de retrabalho, após a secagem, para se retirar os excessos que ficam nas uniões das partes dos tubos. Foram feitos estudos para se obter melhorias no processo de confecção da bengala articulada, e aluno e professor orientador chegaram a um sistema de encaixe entre os tubos, o qual dispensou os trabalhos anteriores.
Busca-se produzir a bengala em material disponível comercialmente para baixar o custo de fabricação, viabilizando a confecção por alunos da Instituição, e a doação aos portadores de deficiência visual.

## 2. Metodología

### 2.1. O papel da locomoção e o uso da bengala articulada

A bengala articulada é o caminho para a liberdade da pessoa portadora de deficiência visual, pois é um instrumento de orientação e de mobilidade espacial que proporciona a conquista da independência. Funciona como uma extensão dos braços, e o papel da visão é exercido pelo da sensação. Com a bengala, o portador de deficiência visual desenvolve a percepção de espaço, recebe as informações sobre os obstáculos que estão à frente e ao redor, e é agilizado a aguçar sua capacidade de fazer e decidir por si mesma.
Com o uso da bengala articulada, a pessoa descobre variadas possibilidades de se movimentar, nos ambientes internos e externos, dispensando o acompanhante para ir e vir. A locomoção representa uma porta aberta para que o portador de deficiência visual participe de atividades sociais, escolares e profissionais, buscando sua inclusão na sociedade.
A bengala articulada, assim denominada pela sua propriedade de dobra e de versatilidade, pode ser reduzida a um tamanho adequado para se carregar nas mãos quando ela não está sendo usada. Ela é dobrável em quatro partes, as quais podem ser chamadas de gomos dobráveis. As partes constituintes são confeccionadas em tubos de alumínio, com dois diâmetros distintos, possibilitando o encaixe, e maior rigidez entre as partes encaixadas. Trata-se de um material leve e resistente. O cabo é adquirido em diâmetro também comercial- 20 mm -, e o nylon também é encontrado facilmente na praça.
No que tange ao acabamento, a bengala não recebe pintura em função do custo elevado. A ponteira é encaixada na extremidade em contato com o solo também em nylon 6.0 diâmetro, e existe um elástico que interliga uma extremidade a outra. Essas bengalas são disponibilizadas em cinco tamanhos diferentes e também confeccionadas sob encomenda especial de medida. São distribuídas gratuitamente, tanto para as instituições da comunidade, associações, fundações, como para os portadores que procuram individualmente a Instituição. A UTFPR atende a população de Curitiba, região metropolitana, e sua atuação estende-se por outros pontos do Brasil.

### 2.2. Lei de Responsabilidade Social

A Lei de Responsabilidade Social [5] seria uma solução para que as verbas sociais fossem canalizadas para os objetivos desejados. Da lei nasceriam programas de planejamento da ação pública. As primeiras medidas reforçariam a redução das desigualdades, com a participação popular nas decisões. A prioridade do plano estaria na integração das diversas iniciativas, públicas e privadas, para atender as pessoas mais necessitadas.
A gestão do dinheiro público trabalharia a noção da contrapartida. O capital social e humano acumulado com os investimentos traria retorno no sentido do repasse entre as pessoas, as quais atuariam como multiplicadores de suas ações. Por exemplo, aquele que recebeu certa capacitação estaria responsável por repassar seus conhecimentos para outro, havendo a troca.
Neste processo, teríamos uma ampla rede de pessoas interagindo com os setores privado e público no sentido de melhorar as condições de vida das pessoas que estão excluídas das atividades sociais. Os projetos não se mencionam sequer às pessoas com deficiência. Pensar humanamente, fazendo uso da razão para proporcionar melhoria de vida das pessoas que desfrutam juntas das riquezas planetárias, reforça os princípios de responsabilidade social.
O Programa Petrobras Fome Zero, de fortalecimento das políticas públicas de combate à miséria, e o Programa Petrobras Ambiental, em defesa do desenvolvimento sustentável são ações que podem estar

conjugadas a outras iniciativas. Não poderia remeter a méritos isolados, do tipo "eu cumpro minhas obrigações", mas precisaria que outros parceiros fossem envolvidos no mesmo compromisso.

### 2.3. A cidadania

Podemos afirmar que, no Brasil, as lutas políticas são as líderes da preservação dos direitos individuais. As novas concepções de organização do mercado global mudaram as noções tradicionais de democracia e de cidadania. A informática, as redes de comunicação eletrônica e a telefonia celular cooperam para a diversificação e o crescimento de novos segmentos e atividades, que exigem a reconstrução de identidades políticas locais e da cidadania.

Os trabalhadores, os moradores das cidades, inclusive as pessoas portadoras de deficiência visual, precisam conhecer os planos urbanísticos para o bairro onde residem, para os lugares por onde circulam, a fim de terem a capacidade de discernir o que desejam reivindicar enquanto melhorias, e exercer seus direitos de cidadão. Um veículo bastante atual para introduzir mudanças de paradigmas e a lei do "Estatuto da Cidade" (Lei Federal n. 10.257 de 10 de julho de 2001), instrumento esse impulsionador da participação da população na gestão democrática, e de inclusão de grupos sociais marginalizados, nas políticas de ação.

Os direitos políticos e sociais de cidadania do portador deficiência visual podem ser exercidos desde o momento em que ele circula pelas vias de trânsito da cidade. O cruzamento de vias transversais, o uso dos transportes coletivos, as compras realizadas em lojas, mercearias e supermercados precisam ser asseguradas com a sinalização sensitiva apropriada á deficiência visual. Maximizar a segurança e minimizar os riscos na circulação podem ser consideradas demandas, mas na realidade são direitos do cidadão.

A constante manutenção das bengalas articuladas fabricadas na UTFPR também pode ser pensada a partir da cidade e de suas ruas. Fabricada com tubos de alumínio, um material leve, e com elásticos que ligam as suas extremidades, dobrável, a bengala é de fácil manuseio e pode ser guardada em bolsa ou sacola. A má conservação das calçadas, a falta de sinalização para pedestres, os limites de velocidade, os semáforos aumentam o desgaste das bengalas.

A UTFPR disponibiliza o serviço social de manutenção de bengalas [6]. Mas essas ações não podem estar isoladas. O enfoque sistêmico dinamiza a incorporação dos moradores da cidade na definição de diretrizes urbanísticas. Ressaltamos que enquanto cidadãos, vemos que o espaço urbano não pode se limitar a um espaço de troca e de circulação de veículos. Essa compreensão oculta as contradições e cria obstáculos para as lutas sociais

## 3. Resultados

### 3.1. Um acessório de extensão do organismo humano

Entende-se que o espaço urbano não se limita a um espaço de troca e de circulação de mercadorias e veículos. Essa compreensão pode ocultar as contradições, conflitos e criar obstáculos para as lutas sociais. O pedestre precisa ser visto como parte integrante de um traçado urbano. A conservação das calçadas, a sinalização para pedestres, os limites de velocidade, os semáforos são equipamentos que precisam atender o deficiente o e os "não" deficientes.

A percepção de espaço urbano pela pessoa com deficiência visual pode ser feita com o auxílio da bengala, a qual lhe ajuda a interiorizar as informações sobre os obstáculos que estão à frente e ao redor [7]. Há um estimulo da capacidade dessa pessoa que a faz decidir por si mesma. Esse instrumento de orientação, fundamental para a mobilidade espacial, funciona como uma extensão dos braços, e o papel da visão se junta ao da sensação a fim de atingir o deslocamento.

O uso da bengala articulada permite que a pessoa descubra variadas possibilidades de se movimentar, nos ambientes internos e externos, dispensando o acompanhante para ir e vir. A locomoção representa uma forma de inclusão e de participação em atividades sociais, escolares e profissionais.

### 3.2. As bengalas articuláveis fabricadas pelos alunos dos cursos de tecnologia mecânica

As atividades atribuídas aos alunos dos cursos de tecnologia mecânica envolvem a confecção e manutenção de bengalas de alumínio para deficientes visuais, planejamento e controle da produção, controle de estoque de matérias primas e produtos, fabricação de peças para laboratórios da instituição, elaboração de relatórios com números de serviços prestados, planilhas relativas às quantidades de

bengalas, e auxílio na fabricação de dispositivos voltados para a melhoria da qualidade de vida de deficientes em geral.

Foto 02 – Bengala Articulável – Mobilidade Espacial
[Fonte: PROTA/ UTFPR]

No decorrer dos trabalhos são utilizados conhecimentos técnicos, e ainda conhecimentos tácitos vivenciais, no intuito de propor e implementar mudanças que possam vir a sanar problemas existentes na realização do processo de fabricação de bengalas articuláveis, e produzir melhorias no resultado final. As atividades são divididas em partes distintas, que envolvem a confecção de bengalas articuláveis, aplicação de conhecimentos e filosofias do ramo de produção mecânica assimilados em aula, desenvolvimento e implementação de projeto de melhoria no processo de confecção de bengalas articuladas com a finalidade de aumentar a qualidade e minimizar o tempo de fabricação das mesmas, desenvolvimento de projetos de negócio com o objetivo de ampliar e expandir as atividades desenvolvidas no setor [8].

Foto 03 – Cortadora de Tubos
[Fonte: PROTA – UTFPR]

Foto 04 – Prensa Tubos para Encaixe
[Fonte: PROTA – UTFPR]

A diminuição do tempo de fabricação é na verdade uma soma de tempos perdidos em todo o processo de fabricação, ou seja, desde o corte dos tubos, até o corte dos elásticos. Para se ter um controle do montante de bengalas que são produzidas e arrumadas foram criadas planilhas que possibilitou a realização de um certo planejamento e controle da produção e do estoque, tanto final, como inicial e intermediário.
A melhoria do processo de confecção da bengala articulada é constante. Algumas modificações, como a eliminação do processo de colagem, como já foi citada, que agora é por encaixe prensado; nas etapas de corte, a eliminação das serras que além de gerar cavacos, produziam superfícies irregulares e rebarbas; e a eliminação de etapas de usinagem, são avanços registrados realizados por alunos estagiários que se dedicaram à pesquisas na área.
O processo de corte dos tubos de alumínio para a formação dos gomos também foi otimizado, gerando melhoras também no processo de formatação dos encaixes, e na articulação e resistência mecânica da bengala. Os problemas mais necessitados de solução eram a quebra no encaixe dos tubos e o rompimento do elástico de poliéster. Com o melhoria do processo de corte e encaixe, o índice de retorno de bengalas

com o elástico rompido diminuiu. Por meio de dados estatísticos, pode-se apurar que com essas mudanças a manutenção por rompimento de elástico diminuiu em média 50%, considerando o uso normal diário de uma pessoa que utiliza esse equipamento.

## 4. Conclusão

A ciência pode ser ensinada tanto através das disciplinas teóricas, trabalhando com paradigmas aceitos, como também em laboratórios, onde o conhecimento encontra portas abertas para a criatividade. A investigação científica gera resultados que são divulgados, contestados e aperfeiçoados constantemente, e as interações entre os diferentes setores da sociedade produz conhecimentos e consequências práticas.

As práticas escolares permitem a multiplicação do conhecimento, e os professores e alunos estão usufruindo da oportunidade de combinar, simultaneamente, os aspectos sociais e educacionais do processo ensino-aprendizagem, e de oferecer suporte indispensável para integrar pessoas com deficiência visual no mundo moderno. Conquistar sua autonomia de orientação e mobilidade é um passo para sua atuação enquanto cidadão, face às dificuldades que enfrenta pela falta da visão.

A participação social na confecção de bengalas articuladas iniciou no momento que as pessoas portadoras de deficiência visual procuraram a escola para realizar a manutenção dos seus objetos de locomoção. Do estágio de recuperação de bengalas quebradas, a Instituição passou a fabricá-las gratuitamente e investir em aperfeiçoamentos que geraram trabalhos, relatórios e dissertações na área. As práticas escolares permitiram o repasse desse conhecimento, e os alunos tiveram oportunidade de se relacionar simultaneamente com os aspectos sociais e educacionais do processo ensino-aprendizagem.

Esse trabalho envolve responsabilidade social na medida em que permite ao portador de deficiência visual conquistar sua autonomia de orientação e mobilidade. Com isso ele pode acompanhar o ritmo da modernidade, e explorar suas possibilidades de realização profissional com uma participação mais efetiva no mercado de trabalho. Preocupada com esse contexto sócio cultural a UTFPR, já está consagrado pela execução deste tipo de atividade que desenvolve em prol dessa comunidade, procura realizar pesquisas nessa área, organizar cursos e palestras voltados para qualificar pessoas com deficiência visual.

O governo Federal procura incentivar a absorção dessa mão de obra pelo mercado de trabalho através de incentivos fiscais. Esse ato político de responsabilidade social, mobiliza a pessoa portadora de deficiência visual a interagir com escola, empresa, e outras instituições.

A UTFPR é reconhecida nacionalmente por outras instituições, públicas, privadas e ONG's, como uma escola modelo na área tecnológica. Ela, enquanto Instituição Federal entende que a cidadania é uma conquista social, e o MEC, corrobora com essa asserção, pois acredita que "a educação constitui ação fundamental neste processo, constituindo-se assim em seu corolário de ter como objetivo o desenvolvimento do homem" [9]. Professores alunos e servidores públicos estão conscientes da importância dessa atividade gratificante de melhorar a qualidade de vida de uma clientela que necessita ser assistida e ouvida pela sociedade.

## Referências

[1] C. V. Warnk. Casos de sucesso: um serviço inovador em equipamentos de apoio ao deficiente. Brasília. MEC/ SEBRAE, 2008.

[2] Universidade Tecnológica Federal do Paraná. (2005) - Relatórios de Atividades da Gerência de Relações Empresariais e Comunitárias. 2000, 2001,2002, 2003, 2004. Curitiba.

[3] LARAMARA - Associação brasileira de assistência ao deficiente visual. Ações e Recursos para a Inclusão.

[4] M. Matuichuk .A Inclusão e a acessibilidade de pessoas com necessidades especiais nos cursos do Campus Curitiba da UTFPR. Monografia. Cuiabá MT, 2009.

[5] L. B. Oliveira - Anteprojeto De Lei – Lei De Responsabilidade Social: Capital Social Instituto de Pesquisa.

[6] C. V. Warnk. Aspectos sociais da manutenção quando voltada à tecnologia assistiva. Monografia. Curitiba PR. UTFPR, 2007.

[7] Site - http://www.deficientevisual.org.br/

[8] M. V. dos Santos - Relatório de Estágio – Curso Tecnologia em Mecânica – Ênfase em Gestão da Manufatura Confecção e Melhoria do Processo de Fabricação de Bengalas Articuláveis. Curitiba, 10 de Março de 2006.

[9] M. Bruno & M. Mota - Programa de capacitação de recursos humanos do ensino fundamental: deficiência visual v.3, p 103 – fascículos V-VI- VII. Brasília MEC, Secretaria de Educação especial 2001.

# Temática 3

## Manipulación

# Detección de la Voluntad de Movimiento del Brazo Basada en la Desincronización Relacionada a Eventos

D. Jiménez, A. Úbeda, E. Iáñez, E. Hortal, D. Planelles, J.M. Azorín

Grupo de Neuroingeniería Biomédica. Universidad Miguel Hernández de Elche. Avda. de la Universidad S/N. Ed. Quorum V, 03202 Elche, España. Tel. 96 665 8902. Fax 96 665 8979. {aubeda, eianez, ehortal, dplanelles, jm.azorin}@umh.es

**Palabras clave:** Interfaz cerebro-computador, señales EEG, ERD (Event Related Desynchronization)

## 1. Introducción

El objetivo de este artículo es desarrollar una interfaz cerebro-computador (BCI) que permita detectar la intención de movimiento del brazo de una persona a partir del procesamiento de sus señales electroencefalográficas (EEG). En este trabajo se ha utilizado una BCI no invasiva y espontánea que registra las señales EEG mediante electrodos superficiales. La interfaz cerebral, a partir del procesamiento de las señales EEG, determinará si hay o no intención de movimiento del brazo de la persona, antes de que ésta realice el movimiento.

Como es conocido, la acción de un sujeto corresponde a la voluntad del individuo por querer interactuar con el entorno. Actualmente se trabaja con la hipótesis de que las señales EEG incluyan información de la voluntad motora del individuo y sea posible determinar la intención del movimiento. Dentro de las BCI no invasivas, según Pfurtscheller [1], uno de los sistemas utilizados con éxito en aplicaciones basadas en voluntad del movimiento de un individuo son los sistemas basados en la desincronización (Event Related Desynchronization, ERD).

El potencial ERD forma parte de los potenciales cerebrales relacionados con el movimiento (Movement Related Potentials, MRP). Este potencial puede manifestarse cuando los sujetos realizan algún tipo de tarea mental o se genera una variación de los ritmos sensorimotores al realizar o imaginar un movimiento. En este caso, la variación se manifiesta con una desincronización o caída de potencial anterior al inicio del movimiento en la banda alfa (8-12Hz). También se manifiesta ERD de corta duración en la banda beta (13-28 Hz), seguida de una sincronización (Event Related Synchronization, ERS) o incremento de la potencia al final del movimiento en la misma banda [2, 3, 4]. Para detectar esta forma característica de la señal EEG se debe analizar un fragmento de la señal unos instantes antes del inicio del movimiento (aproximadamente 0.5 segundos). Además de detectar la intención de movimiento, para corregir las tasas de error existentes se ha utilizado, adicionalmente, la detección del potencial de error (ErrP), un paradigma relacionado con los errores detectados por nuestro cerebro. Este potencial está caracterizado por mostrar en la señal EEG dos picos positivos fronto-centrales que aparecen 200 ms y 320 ms después de la retroalimentación; una negatividad fronto-central, cerca de 250 ms y una última deflexión negativa fronto-central más amplia alrededor de 450 ms después de la realimentación [6]. Mediante el uso del potencial de error es posible corregir una detección errónea de movimiento. El objetivo de este trabajo es detectar de forma efectiva la intención del movimiento del miembro superior en usuarios sanos para después poder ser aplicado en usuarios con discapacidad.

## 2. Metodología

Para registrar las señales EEG se ha utilizado el dispositivo comercial gUSBamp de g.tec que dispone de 16 canales de registro. Se ha utilizado una frecuencia de muestreo de 1200 Hz y se han aplicado filtros proporcionados internamente por el equipo de registro: un filtro paso banda entre 0 y 100 Hz y un filtro Notch en 50 Hz para eliminar el ruido de la red eléctrica. El software utilizado, tanto para registrar las señales como

para desarrollar la interfaz gráfica, se ha implementado en Matlab usando la interfaz de programación de aplicaciones (API gUSBamp de Matlab) proporcionada por el dispositivo.

De acuerdo con la literatura previa, para detectar la intención del usuario, a partir del movimiento del brazo, el electrodo que proporciona más información es el electrodo C3 [5]. Se han distinguido dos estados: el "reposo", en el cual el usuario permanece en espera y el "intencional". Para detectar este estado "intencional" se ha procesado cada ventana de tiempo de 0.5 segundos, obteniéndose sobre ella la Potencia Espectral Media (PSD) [2] en el intervalo de frecuencia correspondiente a la banda alfa (7-12 Hz) y con una resolución de 2 Hz con lo que se ha obtenido un vector resultante con 3 características. A la señal se le aplica también un escalado dada la variabilidad propia de los usuarios.

Durante las pruebas experimentales, se ha realizado una adquisición de datos inicial para crear el entrenamiento que se utilizará posteriormente. A los datos registrados se ha aplicado un clasificador basado en Análisis Discriminante Cuadrático (QDA) implementado por Matlab que distingue entre dos modelos ("reposo" e "intencional").

Para detectar el ErrP se ha utilizado el electrodo FCz. En primer lugar, se ha aplicado un preprocesamiento de la señal mediante la aplicación de un filtro CAR (Common Average Reference), para eliminar del electrodo principal (FCz) la contribución de señal de los electrodos adyacentes (Fz, FC1, FC2 y Cz) y potenciar la señal con la que se trabaja [7]. Después se ha aplicado un filtro paso banda entre 1 y 10 Hz. Finalmente se ha realizado un ajuste de la señal. Al igual que en el caso anterior, en las pruebas experimentales se realizó una adquisición de datos inicial provocando sucesos infrecuentes (errores) con las cuales se generaron las suficientes muestras para construir un modelo.

En la Figura 1 se puede ver al usuario en el entorno de trabajo. Se ha diseñado una interfaz gráfica con la herramienta Virtual RealityToolbox de Matlab. En ella, se muestran tres objetivos en la pantalla que se iluminan aleatoriamente cada 4 segundos. El usuario debe alcanzar dichos objetivos moviendo un cursor desde la posición inicial con un robot neumático planar. Una vez alcanzado un objetivo, la tarea se reinicia y el usuario puede volver a su posición inicial hasta un nuevo ciclo de tarea activa. Después de cada ciclo de tarea se muestra el resultado de la detección, así el usuario puede comprobar el éxito de la detección. El robot neumático planar permite eliminar fricciones y entorpecimientos del movimiento además de registrar las posiciones X e Y de la mano con exactitud.

Se han realizado dos tipos de pruebas (offline y online) siguiendo el mismo protocolo. Los 3 usuarios sanos que realizaron las pruebas tenían una edad comprendida entre 26±2 años con lateralidad derecha y realizaron 10 sesiones de 30 movimientos en cada prueba. Las pruebas se han ejecutado en un entorno normal de trabajo, para obtener los resultados más realistas posibles. No obstante, las pruebas deben realizarse en un entorno donde la concentración del usuario no se vea alterada especialmente para la detección del ErrP ya que es un potencial con mucha variabilidad y que depende de muchos factores tanto propios del usuario como del exterior.

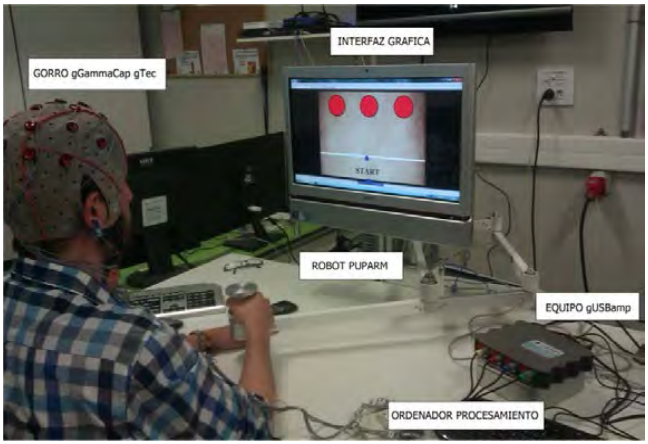



Figura 1. Entorno de trabajo

La primera de las pruebas (offline) se empleó como entrenamiento de los usuarios. La ventana de señal adquirida, desde que el usuario percibe la activación de la tarea hasta que inicia el movimiento del brazo, es procesada y clasificada como "intencional". La ventana de tiempo adquirida, en el tiempo de espera (0.5 segundos antes de la activación de la nueva tarea) es procesada y clasificada como "reposo". Para la adquisición de muestras de ErrP en la prueba offline, se mostró al final de cada ciclo un resultado ficticio con diversas probabilidades de aparición del error. Es decir, el usuario se acostumbra a ver siempre el mismo resultado positivo hasta que un resultado negativo infrecuente aparece en un determinado momento. La ventana de tiempo adquirida fue de 540 ms después de la aparición del resultado. A partir de las ventanas recogidas se creó un entrenamiento o modelo específico de ambos paradigmas para cada usuario. Una vez creados, se comprobó el entrenamiento de intención de movimiento de cada usuario por validación cruzada de los registros adquiridos y el modelo ErrP de cada usuario se testeó por correlación cruzada normalizada con los registros que formaban del modelo de una forma similar a la descrita en [8].
La segunda prueba empleó el mismo protocolo que la primera, pero, en este caso, el resultado de la clasificación era presentado al usuario en tiempo real. Las predicciones de intención de movimiento se realizan cada 0.1 segundos en ventanas de 0.5 segundos con lo que se hace necesaria aplicar una moda. Esta moda se aplica para cada predicción utilizando las cinco predicciones anteriores. Las predicciones del ErrP se llevan a cabo cada vez que falla la predicción de intención de movimiento ya que el resultado es mostrado al usuario al final de cada ciclo y el usuario al verlo puede corregir su error ya que es en ese momento donde se detecta el ErrP.

## 3. Resultados

La Tabla 1 recoge los resultados obtenidos durante las sesiones offline. Se ha realizado una validación cruzada de las 10 sesiones (30 iteraciones) y se han obtenido los porcentajes de acierto correspondientes a las dos clases: "intencional" y "reposo". El valor de falsos positivos se define como el número de veces que un estado de "reposo" es detectado como "intencional". La precisión se calculó como el cociente entre las clasificaciones correctas de ambas clases con respecto a las clasificaciones totales. Además, se ha calculado un parámetro de fiabilidad de las detecciones que compara las detecciones positivas con los falsos positivos detectados. Se observa que la media en el porcentaje de éxito de las detecciones ERD es algo baja (en torno al 45%), sin embargo, la media del porcentaje de Falsos Positivos apenas alcanza el 29%, lo que supone una mayor robustez del sistema de detección.

| **Usuario** | **1** | **2** | **3** | **Media±desv** |
|---|---|---|---|---|
| Intencional (%) | 45.5 | 57.4 | 31.9 | 44.93±12.75 |
| Reposo (%) | 71.7 | 62.1 | 79.7 | 71.16±8.81 |
| Falsos Positivos (%) | 28.3 | 37.9 | 20.3 | 28.83±8.81 |
| Precisión (%) | 58.6 | 59.7 | 55.8 | 58.03±2.01 |
| Fiabilidad de las detecciones (%) | 61.6 | 60.2 | 61.2 | 61.00±0.72 |

Tabla 1. Resultados offline

La Tabla 2 recoge los resultados obtenidos durante las sesiones online. Se puede apreciar que difieren muy poco de los arrojados en el análisis offline. Los falsos positivos se han calculado desde que la tarea está inactiva y el usuario ha dejado de mover robot neumático planar. También se puede comparar la mejora de utilizar el ErrP. Es posible apreciar que un uso ajustado del umbral de correlación del ErrP ha mejorado el

rendimiento del sistema de cara al uso de una posible aplicación práctica. Además, el umbral que se ha establecido previamente difiere escasamente del umbral medio detectado por el sistema.

| **Usuario** | **1** | **2** | **3** | **Media±desv** |
|---|---|---|---|---|
| **Online sin ErrP** | | | | |
| Intencional inicial (%) | 29.4 | 41.2 | 35.3 | 35.30±5.90 |
| No Detectado (%) | 58.8 | 41.2 | 47.1 | 49.03±8.95 |
| Incertidumbre (%) | 11.8 | 17.6 | 17.6 | 15.66±3.34 |
| Falsos Positivos (%) | 23.0 | 37.9 | 37.5 | 32.80±8.48 |
| Reposo (%) | 77.0 | 62.1 | 62.5 | 67.20±8.48 |
| Precisión (%) | 53.2 | 52.6 | 48.9 | 51.56±2.32 |
| Fiabilidad de las detecciones inicial (%) | 56.1 | 52.0 | 48.4 | 52.22±3.82 |
| **Online con ErrP** | | | | |
| Intencional final (%) | 35.3 | 51.2 | 47.6 | 44.70±8.33 |
| Mejora (%) | 5.9 | 10.0 | 12.4 | 9.43±3.28 |
| Umbral de correlación seleccionado | 0.50 | 0.50 | 0.65 | 0.55±0.086 |
| Umbral de correlación medio detectado | 0.51 | 0.51 | 0.73 | 0.58±0.12 |
| Precisión final (%) | 56.1 | 56.6 | 55.1 | 55.93±0.76 |
| Fiabilidad de las detecciones final (%) | 60.5 | 57.7 | 56.0 | 58.06±2.27 |

Tabla 2. Resultados online

## 4. Conclusiones

Se ha presentado una metodología para detectar la intención de movimiento de un usuario. A la luz de los resultados, se puede reconocer que un modelo de entrenamiento bien ajustado al usuario es esencial, ya que los resultados obtenidos en la pruebas online con respecto a las offline, presentan poca variación. Asimismo, los resultados mostrados pueden presentar un rango de detección algo bajo debido a que se priorizó la estabilidad del sistema clasificador, ante un posible uso práctico, reduciendo en lo posible los Falsos Positivos, por encima de una clasificación más eficaz. Así pues, los resultados distan de una detección todo lo exitosa que se desearía, por ello, se ha incorporado el uso del potencial de error (ErrP) inducido mediante la realimentación visual del usuario. De esta manera el usuario puede reconocer el error cuando el sistema no reconozca la intención de movimiento ya que el usuario podrá evaluar la eficacia del sistema. No obstante la detección del ErrP es complicada, dada la gran variabilidad del paradigma, porque entre otros factores, es muy sensible a la probabilidad de aparición del suceso infrecuente que lo genera y puede producir un desgaste del impacto que recibe el usuario. De manera que es más efectivo cuanto menos aparezca este suceso infrecuente. No obstante, se ha obtenido una mejora apreciable, ya que permite aumentar el acierto del sistema pero no disminuir su error. Por tanto, este trabajo es una muestra de la combinación de dos paradigmas que bien pueden utilizarse en una aplicación destinada a personas que sufran de algún tipo de discapacidad.

## 5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno Español a través del proyecto DPI2011-27022-C02-01, por la Conselleria d'Educació, Cultura i Esport de la Generalitat Valenciana a través de las ayudas VALi+d ACIF/2012/135 y la ayuda ACOMP/2013/018 y por el Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo (CYTED) a través de la red IBERADA (Red Iberoamericana para el estudio y desarrollo de aplicaciones TIC basadas en interfaces adaptadas a personas con discapacidad, 512RT0466).

## Bibliografía

[1] Pfurtscheller, G., Müller-Putz, G. R., Scherer, R., Neuper, C., "Rehabilitation with Brain-Computer Interface Systems". Computer, vol. 41(10), pp. 58-65, 2008.

[2] del Castillo, Mª D., Serrano, J.I., Ibáñez, J., Barrios, L.J. "Metodología para la Creación de una Interfaz Cerebro-Computador Aplicada a la Identificación de la Intención de Movimiento". Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial, RIAI, vol. 8(2), pp. 93-102, 2011.

[3] del Castillo, Mª D., Serrano, J.I., Ibáñez, J."Metodología para la Construcción de BCIs orientados a Rehabilitación". 4º Simposio CEA Bioingeniería, pp. 57-63, 2012

[4] Millán, J. del R., Ferrez, P. W., Buttfield, A. "Non Invasive Brain-Machine Interfaces". IDIAP Research Institute ESA, 2005

[5] Jeon, Y, Namb, C. S., Kim, Y.-J., Whang, M. C. "Event-related (De)synchronization (ERD/ERS) During Motor Imagery Tasks: Implications for Brain-Computer Interfaces". International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 41, pp. 428-436, 2011.

[6] Ricardo Chavarriaga and José del R. Millán, "Learning From EEG Error-Related Potentials in Noninvasive Brain-Computer Interfaces", IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, VOL. 18,Nº 14, August 2010

[7]McFarland, D. J., McCane, L. M., David, S. V., Wolpaw, J. R., (1997) "Spatial filter selection for EEG-based communication", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol. 103, pp. 386-394.

[8] Férrez, P. W., Millán J. del R., (2008) "Error-related EEG potentials generated during simulated brain-computer interaction", IEEE Transactions Biomedical Engineering, vol. 55(3), pp. 923-929.

# Entrenamiento de Balance de Tronco en Pacientes Hemipareticos Post-Accidente Cerebrovascular Isquemico por Medio de un Dispositivo Inercial

A. Andrade[1], P. Barria[1], R. Raya[2]

[1]Centro de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur: Suiza 01441, Punta Arenas, Chile
[2]Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC): Crta. Campo Real Km 0.200 Arganda del Rey, 28500, Madrid, España

**Resumen.** El Accidente Cerebrovascular (ACV) es un conjunto de trastornos neurológicos que tienen en común su forma brusca de presentación y la alteración del flujo vascular cerebral. Las deficiencias neurológicas posteriores al ACV dependen de la región encefálica afectada siendo la hemiparesia el déficit más común. Los pacientes con hemiparesia con frecuencia presentan anomalías en el balance lo cual aumenta el riesgo de caídas, resultando en altos costos económicos y problemas sociales.
Este estudio plantea una adaptación del sistema ENLAZA que integra un acelerómetro, un magnetómetro y un giróscopo para medir el movimiento de tronco del usuario e implementar un programa de entrenamiento de balance en sujetos pertenecientes al Centro de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Punta Arenas, Chile.

**Palabras clave:** Accidente cerebrovascular, hemiparesia, tronco, balance, rehabilitación

## 1. Introducción

Denominamos Accidente Cerebrovascular (ACV) a un conjunto de trastornos neurológicos que tienen en común su forma brusca de presentación y la alteración del flujo vascular cerebral, que puede estar causada por dos mecanismos patogénicos: la isquemia o la hemorragia. Consiste por tanto, en la alteración brusca, permanente o transitoria, de la función cerebral que aparece como consecuencia de un trastorno circulatorio, [1]. Las deficiencias neurológicas resultantes, van a depender de la región afectada por la obstrucción o hemorragia de los vasos que irriguen esa región.
La hemiparesia es el déficit neurológico más frecuente después del accidente cerebrovascular, [2]. Los pacientes hemiparéticos con accidente cerebrovascular con frecuencia presentan anomalías en el balance. El balance se define como un proceso complejo que implica la recepción e integración de la información sensorial, la planificación y la ejecución de los movimientos, para lograr un objetivo que requiere la postura erguida. Los pacientes hemiparéticos tienen control del tronco disminuido, pobre integración bilateral y alteraciones del control postural automático que resultan en una disfunción en el balance. Los deterioros en el balance aumentan el riesgo de caídas, lo que resulta en altos costos económicos y problemas sociales, [3, 4, 5, 6]. La adaptación eficiente de los enfoques terapéuticos depende de una evaluación adecuada de las necesidades específicas, pero las mejores herramientas para la evaluación del equilibrio en pacientes con accidente cerebrovascular son aún objeto de debate, [7, 8].
Los fisioterapeutas suelen prescribir intervenciones para hacer frente a deficiencias de balance que resultan de un accidente cerebrovascular, [9, 10]. Muchos autores han propuesto que los fisioterapeutas adoptan un enfoque de resolución de problemas para el desarrollo de estos planes de tratamiento [11, 12, 13]. Una característica clave de este enfoque es la necesidad de una evaluación cuidadosa y reevaluación con el fin de estar seguro de la identificación del problema exacto, preciso y correcto reconocimiento de un cambio en el estado del individuo.
Si bien las intervenciones de fisioterapia en el ACV son la primera opción en el proceso rehabilitador, otras modalidades de tratamiento han sido utilizadas positivamente para incrementar el balance de estos pacientes. Informes de la literatura, [14, 15, 16], han demostrado que la simetría postural mejoró en sobrevivientes de accidentes cerebrovasculares que participaron en programas de entrenamiento de retroalimentación visual.

Debido al impacto de las alteraciones de balance en los pacientes secuelados de ACV y a modo de aumentar las posibilidades de recuperación, es necesario establecer una intervención que permita aportar en el proceso de rehabilitación como un apoyo a la fisioterapia convencional. Este artículo busca evaluar el balance del tronco en pacientes hemiparéticos, secuelados de ACV y determinar los efectos del entrenamiento de balance por medio de un sensor de movimiento y una interfaz de retroalimentación visual en sujetos pertenecientes al Programa Adulto del Centro de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Punta Arenas.

## 2. Metodología

### 2.1. Descripción del equipo de medida inercial

La interfaz inercial ENLAZA, [17], consiste en casco comercial y una unidad de medida inercial (IMU). La unidad inercial integra un acelerómetro para medir aceleración debida al movimiento y al campo gravitacional, un magnetómetro para medir la orientación respecto al campo magnético terrestre y un giróscopo, para medir la velocidad angular. Toda esta información sensorial es fusionada para obtener la orientación angular del sensor y, por tanto, la orientación del cuerpo donde está ubicada. Las dimensiones del sensor inercial empleado (fabricado por Technaid S.L.) son 27 mm x 35 mm x 13 mm y su peso es 27 gramos, valores menores de otros sensores inerciales comercializados [18,19]. La sensibilidad del sensor es +/– 2 Gauss (magnetómetro), +/–500º/s (giroscopio) y +/-3g (acelerómetro). Tiene una resolución angular de 0,05º, un error estático menor que 1º y una precisión dinámica alrededor de 2º RMS. La figura 1 muestra la interfaz inercial.

Figura 1. Pruebas con la interfaz inercial

El presente estudio plantea una adaptación del sistema ENLAZA para medir la estabilidad de tronco del usuario. La orientación dada por la unidad inercial será por tanto la orientación del tronco. Se realizará una adaptación de la aplicación que traduzca los movimientos de tronco del usuario en comandos del control del computador que facilite un entrenamiento funcional basado en el uso del computador.

### 2.2. Modelo de la cinemática del cuerpo humano, medida de ángulos articulares con sensores inerciales

En esta sección se describe la adaptación necesaria del sistema ENLAZA para medir rangos articulares entre tronco y extremidades superiores del usuario. Dado que una unidad inercial mide la orientación de la extremidad donde esté ubicada, la utilización de diversas unidades inerciales en diferentes segmentos corporales, permitirá la estimación de los rangos angulares entre ellos, por ejemplo entre cabeza y tronco. El modelado cinemático del cuerpo humano puede ser realizado conociendo la longitud y orientación de cada una de las extremidades que lo componen. En la figura 2a, se representa un segmento que simula el un segmento corporal, donde $p_1$ y $p_2$ representan las posiciones de la articulación 1 y de la articulación 2 respectivamente. La posición de la articulación 2 puede ser calculada a partir de la articulación 1 empleando la siguiente ecuación:

$$^{G}p_2 = {}^{G}p_1 + {}^{GB}q_1 \cdot {}^{B}s_1 \cdot {}^{GB}q_1^*$$

donde:

$^{G}p_2$ = Posición de la articulación 2 con respecto al sistema global de coordenadas

$^{G}p_1$ = Posición de la articulación 1 respecto al sistema de referencia global

$^{GB}q_1$ = Cuaternio que representa la orientación del segmento corporal 1

$^{GB}q_1^*$ = Conjugado del cuaternio que representa la orientación del segmento corporal 1

$^{B}s_1$ = Longitud del segmento corporal 1

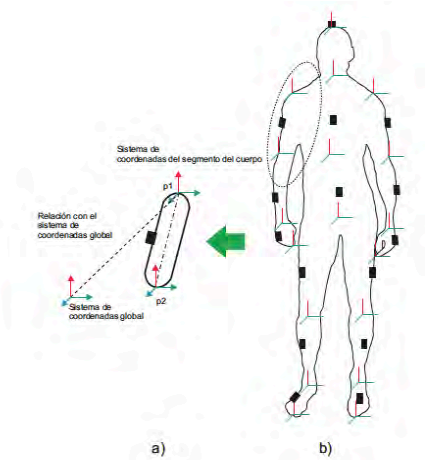



Figura 2. a) Sistema de referencia del segmento del cuerpo respecto al sistema global, b) Distribución de IMUs para el análisis cinemático del cuerpo humano

Esta descripción general se concreta en este estudio en la medida de orientación del tronco del usuario. Como medida de referencia se puede emplear la orientación de la cabeza del usuario y la medida entre ambos segmentos corporales proporcionará una estimación del equilibrio del usuario.

### 2.3. Descripción de la tarea

Se propone realizar el procedimiento de evaluación de los movimientos de tronco y entrenamiento de balance según la siguiente organización:

1. Aplicación de la escala de balance de Berg. [20]
2. Posicionamiento del paciente en posición sedente en silla.
3. Explicación del procedimiento de medición.
4. Ejemplificación del procedimiento de movimiento selectivo de tronco con interfaz visual de retroalimentación.
5. Conexión y calibración del sistema ENLAZA adaptado para la medición del equilibrio.
6. Instalación del sensor de movimiento de tronco en la apéndice xifoidea por medio de un cinturón adaptado.
7. Valorar si es necesario instalar un segundo sensor en la cabeza del usuario como referencia.
8. Uso de interfaz visual de retroalimentación por medio de software diseñado para la ejecución de movimientos de flexo-extensión, inclinación lateral y rotación de tronco de manera repetitiva.
9. Finalización de la prueba y extracción del equipo de medición.

Las sesiones de entrenamiento de balance de tronco incluyen los pasos enumerados anteriormente a excepción del paso N° 1, el cual solo se aplica a cada participante del estudio al inicio y al final de proceso de entrenamiento.

### 2.4. Participantes y procedimiento

El grupo de estudio estará compuesto por 10 pacientes hemiparéticos, pertenecientes al programa adulto del Centro de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Punta Arenas. El total de participantes serán asignados a dos subgrupos de 5 participantes cada uno.

Las características clínicas de los pacientes participantes en el estudio son:

- Accidente Cerebrovascular Isquémico (cuadro único);

- Hemiparesia;

- Historia clínica sin antecedentes de deficiencia cognitiva.

El grupo 1 o grupo de intervención recibirá un procedimiento de extracción de datos de 3 fases. La fase 1 consistirá en una evaluación del balance de tronco con la Escala de Balance de Berg y un sensor de movimiento (dispositivo inercial) conectado a una interfaz visual otorgada por un software especialmente diseñado instalado en un ordenador designado para el estudio. La fase 2 consistirá en un entrenamiento de 4 semanas, incluyendo 12 sesiones de entrenamiento para el movimiento selectivo de tronco, con una duración de 30 minutos, a través de un software diseñado para incentivar la ejecución de movimientos multidireccionales y de diferente amplitud en el tronco. La fase 3 consistirá en una reevaluación del control de tronco aplicada al finalizar las sesiones de entrenamiento.
El grupo 2 o grupo de control recibirá un procedimiento de extracción de datos de 3 fases. La fase 1 consistirá en una evaluación del balance de tronco con la Escala de Balance de Berg y un sensor de movimiento (dispositivo inercial) conectado a una interfaz visual otorgada por un software especialmente diseñado instalado en un ordenador designado para el estudio. La fase 2 consistirá en la mantención de la terapia convencional recibida según indicación médica actual durante 4 semanas. La fase 3 consistirá en una reevaluación del control de tronco, transcurridas 4 semanas de la evaluación inicial.

## 3. Resultados esperados

La metodología descrita persigue la confirmación de ciertas hipótesis inicialmente planteadas, que son citadas a continuación:

- Los pacientes hemiparéticos pertenecientes al estudio demuestran deficiencias en el balance de tronco evidenciado por la Escala de Balance de Berg.

- El entrenamiento de movimiento selectivo de tronco por medio de un sensor de movimiento y una interfaz visual de retroalimentación, provocan un incremento del balance de tronco evidenciado por medio de la Escala de Balance de Berg en comparación con la medición inicial

- El entrenamiento de movimiento selectivo de tronco por medio de un sensor de movimiento y una interfaz visual de retroalimentación, provocan un incremento en la movilidad del tronco evidenciado por medio de la evaluación con dispositivo inercial en comparación con la medición inicial.

- El grupo intervención demostró un incremento significativo en el balance de tronco evidenciado por medio de la Escala de Balance de Berg en comparación al grupo control

- El grupo intervención demostró un incremento significativo en la movilidad de tronco evidenciado por el sensor de movimiento y la interfaz de retroalimentación visual en comparación al grupo control.

Cabe destacar que el presente trabajo es fruto de la colaboración internacional entre el Centro de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur de Punta Arenas en Chile y el grupo de bioingeniería del Consejo Superior de Investigaciones Científicas en España. Ambos grupos han iniciado una línea de colaboración conjunta que espera dar resultados científico-técnicos muy positivos, que tengan como objetivo el diseño y la evaluación de ayudas técnicas con usuarios con discapacidad motora.

## Referencias

[1]Alvarez-SabÍn J, Martí-Vilalta J. (1995) Manual de Enfermedades Vasculares Cerebrales. Barcelona, Proas, p26-32.
[2] Gresham GE, Duncan PW, Stason WB, Adams HP, Adelman AM, Alexander DM, Bishop DS, Diller L, Donaldson NE, Granger CV, Holland AL, Kelly-Hayes M, McDowell FH, Myers L, Phipps MA, Roth EJ, Siebens HC, Tarrin GA, Trombly CA. Post-stroke rehabilitation. Clinical practice guideline No. 16. Rockville (MD): U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, Agency for Health Care Policy and Research. AHCPR Publication No. 95-0662; 1995. p. 1.
[3] Lamb SE, Ferrucci L, Volapto S, Fried LP, Guralnik JM, Women's Health and Aging Study. Risk factors for falling in home-dwelling older women with stroke: The Women's Health and Aging Study. Stroke. 2003;34(2):494-501.
[4] Harris JE, Eng JJ, Marigold DS, Tokuno CD, Louis CL. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. Phys Ther. 2005;85(2):150-58.
[5] Belgen B, Beninato M, Sullivan PE, Narielwalla K. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2006;87(4):554-61.
[6] Chen IC, Cheng PT, Hu AL, Liaw MY, Chen LR, Hong WH, Wong MK. Balance evaluation in hemiplegic stroke patients. Chan Gung Med J. 2000;23(6):339-47
[7] Foley M, Teasell R, Bhogal S. Evidenced based review of stroke rehabilitation. Mobility and the lower extremity. London, Ontario (Canada): Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation; 2008.
[8] Geurts AC, De Haart M, Van Nes IJ, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. Gait Posture. 2005; 22(3):267-81.
[9] Carr JH, Mungovan SF, Shepherd RB, Dean CM, Nordholm D and Nordholm LA (1994): Physiotherapy in stroke rehabilitation: bases for Australian physiotherapists' choice of treatment. Physiotherapy Theory and Practice 10: 201-209.
[10] Nilsson L and Nordholm L (1992): Physical therapy in stroke rehabilitation: bases for Swedish physiotherapists' choice of treatment. Physiotherapy Theory and Practice 8: 49-55.
[11] Carr JH, Mungovan SF, Shepherd RB, Dean CM, Nordholm D and Nordholm LA (1994): Physiotherapy in stroke rehabilitation: bases for Australian physiotherapists' choice of treatment. Physiotherapy Theory and Practice 10: 201-209.
[12] Shumway-Cook A and Woollacott MH (1996): Motor Control: Theory and Practical Applications. Baltimore: Williams and Wilkins, pp. 99-116.
[13] Umphred DA (1985): Conceptual model: a framework for clinical problem solving. In Umphred DA (Ed.): Neurological Rehabilitation. St Louis: CV Mosby Company, pp. 3-25
[14] Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil 1988;69: 395-400.
[15] Sackley CM, Lincoln NB. Single blind randomized con- trolled trial of visual feedback after stroke: effects on stance symmetry and function. Disabil Rehabil 1997;19: 536-46.
[16] Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, Barto PS, Nicholson DE. Standing balance training: effect on bal- ance and locomotion in hemiparetic adults. Arch Phys Med Rehabil 1989;70:755-62.
[17] R. Raya, E. Rocon, J. A. Gallego, R. Ceres J. L. Pons. A Robust Kalman Algorithm to Facilitate Human-Computer Interaction for People with Cerebral Palsy, Using a New Interface Based on Inertial Sensors. Sensors. 2012; 12(3): 3049–3067.
[18] R. Rocon, A. Ruiz, y J.L. Pons. On the use of rate gyroscopes for tremor sensing in the human upper limb. En International Conference Eurosensors XIX, 2005.
[19] D. Roetenberg, Luinge, H., C.Baten, y H. Veltink. Compensation of magnetic distur- bances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation
[20] Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Maki, B: Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. Can. J. Pub. Health July/August supplement 2:S7-11, 1992.

# Sistema de Control Individual de Dedos de una Prótesis Utilizando Señales Electromiográficas de Superficie

J.Villarejo[1], R.M. Costa[2], J. Sarmiento[2], A. Frizera-Neto[1], T. Freire-Bastos[1, 2], D. Kumar[3]

[1]Universidade Federal do Espirito Santo / PPGEE: Vitória, Brasil, Tel-Fax: +552740092644, e-mail: tfbastos@ele.ufes.br

[2]Universidade Federal do Espirito Santo / RENORBIO: Vitória, Brasil, Tel-Fax: +552740092644, e-mail: tfbastos@ele.ufes.br

[3]RMIT University / SECE: Melbourne, Australia, Tel-Fax: +6139925 2007 dinesh@rmit.edu.au

**Resumen.** En este trabajo se presenta un esquema para el reconocimiento de gestos de la mano, aplicado a un sistema de control mioeléctrico para la generación de comandos que controle el movimiento individual de los dedos de una prótesis de mano. Se considera la restricción en los tiempos de respuesta para ser aplicado en tiempo real y la necesidad de responder adecuadamente ante bajos niveles de contracción muscular. Se describe la metodología utilizada para la selección de las técnicas más adecuadas para extracción de características mencionadas en la literatura y se estudia la técnica de análisis fractal para el procesamiento de la señal sEMG de bajo nivel. El sistema es validado, de modo off-line, para dos conjuntos de gestos, con sujetos sanos y con amputación, indicando la tasa de reconocimiento para diferentes casos.

**Palabras clave:** Electromiografía, sEMG, Prótesis de mano, Reconocimiento de Patrones, Análisis Fractal.

## 1. Introducción

La pérdida de la mano en los seres humanos representa una gran limitación de las capacidades para la interacción con el mundo real. Las prótesis con control mioeléctrico son muy utilizadas en estos casos, en donde las señales electromiográficas de superficie (sEMG) son usadas para detectar la actividad muscular y luego decodificadas para generar señales de comando.

Los sistemas de reconocimiento de patrones son comúnmente empleados para clasificar señales sEMG, relacionadas con un conjunto predefinido de movimientos. En varios trabajos se ha demostrado con éxito el reconocimiento de diferentes conjuntos de movimientos de la mano [1-10]. Investigaciones recientes han dirigido su atención hacia el reconocimiento de conjuntos de tareas de la mano más complejas, buscando dar mayor destreza en los movimientos de los dedos [1,4]. Nuevos trabajos han sido orientados al reconocimiento de estas tareas usando cada vez un menor número de canales [1], conocido como EMG de baja densidad. Algunos de estos trabajos presentan un alto grado de reconocimiento utilizando entre cuatro y un solo electrodo [1].

Existe una relación proporcional entre la magnitud y la frecuencia espectral con la fuerza de la contracción muscular. En gestos complejos y con niveles bajos de contracciones musculares esta relación no es lineal y la relación señal a ruido (SNR) es muy pobre [10]. Las características en el dominio del tiempo y de la frecuencia han sido ampliamente usadas en el control mioeléctrico, aunque son poco confiables con bajos niveles de contracción. Por esto, otros métodos no lineales han sido utilizados para caracterizar la señal sEMG, donde las propiedades fractales de la señal son empleadas para identificar pequeños cambios en la fuerza de contracción del músculo y la ubicación de los músculos activos [11].

En este artículo se describen las técnicas y el procedimiento seguido para el reconocimiento de diferentes gestos de la mano combinando algunas de las técnicas tradicionales con una de las técnicas no lineales usadas recientemente. Se incluye además un análisis comparativo de las diferentes estrategias planteadas y se presentan los resultados obtenidos con sujetos sin amputación y con amputación.

## 2. Metodología

### 2.1. Captura de datos

Se realizaron experimentos con cinco voluntarios, de ambos sexos, sin amputación, y con dos voluntarios amputados con desarticulación de muñeca en el miembro superior izquierdo. Los voluntarios recibieron indicaciones previas para la realización de cada una de las tareas. En el caso de los amputados, se pidió para realizar los gestos con ambas extremidades, pero capturando datos solo en el miembro amputado. Cada captura se realiza solicitando usar el mínimo esfuerzo necesario para alcanzar y sostener el gesto con la mano. Los sujetos permanecieron sentados con los brazos fijos, apoyados sobre una mesa para evitar el efecto de diferentes posiciones del miembro sobre las señales capturadas.
Se usó un conjunto de 4 electrodos bipolares, reutilizables, manufacturados por la empresa *Touch Bionics*, conectados al ordenador mediante un sistema de adquisición de datos de *National Instrument*, con una frecuencia de muestreo de 1 kHz. Los electrodos se ubicaron sobre tres músculos flexores y uno extensor en el antebrazo.
Se incluyeron doce clases de gestos diferentes organizados en la Tabla 1 en dos categorías. La primera de ellas incluye movimientos individuales con cada dedo, y la segunda, gestos realizados con gestos de agarre y movimientos de la muñeca. Cada una de estas categorías fue analizada de forma independiente, incluyendo en cada una la clase reposo.

| Categorías | Clases | Nombre del Movimiento |
|---|---|---|
| A | 1 | Estado de reposo |
| | 2 | Flexión del dedo pulgar |
| | 3 | Flexión del dedo índice |
| | 4 | Flexión del dedo medio |
| | 5 | Flexión del dedo anular |
| | 6 | Flexión del dedo meñique |
| B | 1 | Estado de reposo |
| | 7 | Flexión de la muñeca |
| | 8 | Extensión de la muñeca |
| | 9 | Flexión con todos los dedos |
| | 10 | Agarre con la mano |
| | 11 | Agarre con los dedos índice y pulgar |
| | 12 | Extensión de los dedos |

Tabla 1. Movimientos reconocidos, organizados en dos categorías: A y B. La clase 1 pertenece a las dos categorías.

Los datos fueron recogidos en días diferentes, en tres sesiones con los sujetos sin amputación, y cinco sesiones con los sujetos con amputación. Cada experimento incluyó cinco repeticiones del mismo movimiento, sosteniendo una contracción isométrica durante aproximadamente cinco segundos, con transiciones entre el estado de reposo y el movimiento. En la etapa de pre-procesamiento fueron segmentadas las señales, extrayendo de éstas las señales correspondientes a la tarea isométrica durante el movimiento.
Se conformaron segmentos de señales sEMG mediante una ventana deslizante de 250 ms, desplazada casa 125 ms, quedando superpuestas entre sí. Cada segmento fue procesado de forma independiente y asociado con alguno de los gestos preestablecidos. De esta forma, es posible generar un comando de control para la prótesis con un tiempo menor a 300 ms, de modo que pueda ser aplicado en tiempo real sin presentar una sensación de retraso para el usuario, conforme estudios realizados por otros autores [10-13]. En la figura 1 se muestran los cortes hechos para la segmentación de una señal experimental.

### 2.2. Procesamiento

Todos los esquemas de procesamiento presentados fueron realizados de modo off-line. Un conjunto de características disponibles en la literatura, definidas en la Tabla 2, fueron extraídas a cada uno de los segmentos de la señal sEMG. Las características extraídas de los segmentos de los cuatro canales fueron

concatenadas para conformar un solo vector, el cual representa un patrón y sirve de entrada para el clasificador. Las características fueron normalizadas individualmente entre 1 y -1.

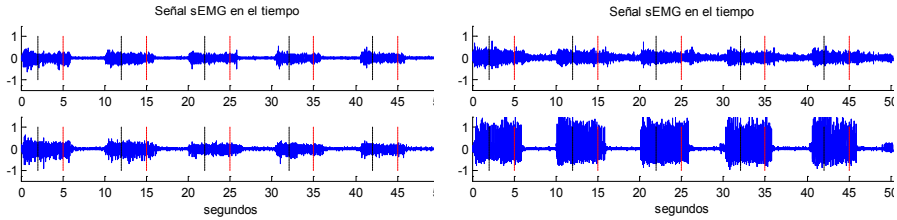



Figura 1. Señal sEMG en el tiempo para cuatro canales de captura. Las líneas verticales de color rojo indican los segmentos de la tarea isométrica.

| **Dominio** | **Características** | |
|---|---|---|
| | ***Abreviación*** | ***Nombre de la característica*** |
| Dominio del Tiempo | MAV | Valor Medio Absoluto |
| | MAV1 | Valor Medio Absoluto Modificado 1 |
| | MAV2 | Valor Medio Absoluto Modificado 2 |
| | VAR | Varianza |
| | RMS | Valor RMS |
| | WL | Longitud de forma de onda |
| | ZC | Cruces por cero |
| | SSC | Cambios de Pendiente |
| Dominio de la Frecuencia | MNF | Frecuencia promedio |
| | MDF | Frecuencia Media |
| | PKF | Frecuencia pico |
| | MNP | Potencia promedio |
| | TTP | Potencia Total |
| Dimensión Fractal (FD) | DFA | Analisis de fluctuación sin tendencia (*Detrended Fluctuation Analysis*) [11] |

Tabla 2. Listado de características extraídas de la señal sEMG, clasificadas en el dominio del tiempo, de la frecuencia y dimensión fractal.

Se implementó un clasificador basado en Redes Neuronales Artificiales (RNA), del tipo *Multilayer Perceptron* (MLP) para el reconocimiento de las señales sEMG. Se definió una arquitectura con una capa oculta de 50 neuronas. La salida del clasificador incluye un post-procesamiento, con una comparación donde el valor más alto determina la decisión de la clase. Los patrones fueron distribuidos de forma aleatoria, definiendo el 60% para el conjunto de entrenamiento y el 20% de validación. El 20% restante fue usado como conjunto de prueba, del que se obtienen los resultados presentados posteriormente.
La figura 2 presenta el esquema general del sistema de control mioeléctrico.

### 2.3. Experimentación

El estudio inicialmente fue realizado solo con sujetos no amputados [14]. Posteriormente, se realizó de forma independiente con cada sujeto amputado. Las dos categorías, que incluyen un total de doce clases de movimientos, fueron analizadas de forma independiente definiendo dos sistemas de reconocimiento de patrones sEMG: uno de seis clases en la categoría de gestos con los dedos individuales, y otro de siete clases en la categoría de agarre y movimientos de muñeca.

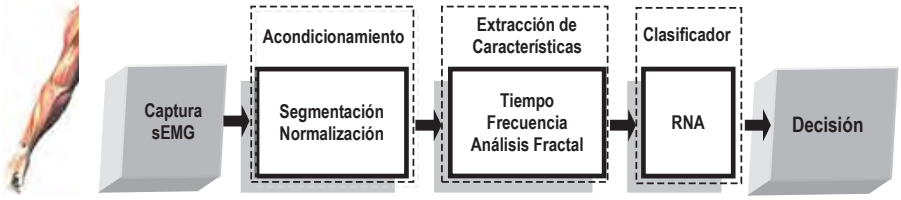



Figura 2. Diagrama general del sistema de procesamiento y reconocimiento de patrones sEMG.

Se realizó un procedimiento para evaluar el desempeño de las diferentes características implementadas para, posteriormente, seleccionar el conjunto que proporcione la mayor separabilidad de las clases. El resultado de clasificación fue usado como medida de desempeño. Inicialmente, se evaluó cada una de las características de forma individual. Posteriormente, se conformaron grupos de características usando dos, tres y cuatro de estos parámetros.

Para ello, se tomaron en cuenta algunos criterios. Se usaron las características con el mejor desempeño obtenido en la etapa inicial, conformando grupos de dos y tres parámetros. Posteriormente, se realizaron combinaciones con características en el dominio del tiempo y la frecuencia, seleccionando las que demostraron mayor separabilidad inter-clase. Finalmente, se adicionó el parámetro de análisis de Dimensión Fractal (DFA) descrito en [11] en cada uno de los casos anteriores con el fin de evaluar este parámetro en el reconocimiento de gestos con bajo nivel de contracción.

Por otro lado, se analizó el efecto de incluir cada uno de los cuatro canales de captura sEMG evaluando 15 posibles combinaciones, desde uno hasta cuatro canales, con cada uno de las configuraciones de los conjuntos de características definidos anteriormente. Además, se realiza un análisis tomando cada una de las sesiones individuales para determinar el efecto de la separabilidad de las clases en cada día del experimento.

## 3. Resultados y discusión

El porcentaje de acierto de clasificación fue usado como índice de evaluación, obtenido a partir de la matriz de confusión, la cual indica el número de patrones reconocidos con éxito y las relaciones erróneas con las demás clases. Sin embargo, se estudió el espacio de características usando Análisis de Componentes Principales (PCA) para el entendimiento de los diferentes parámetros (ver figura 3).

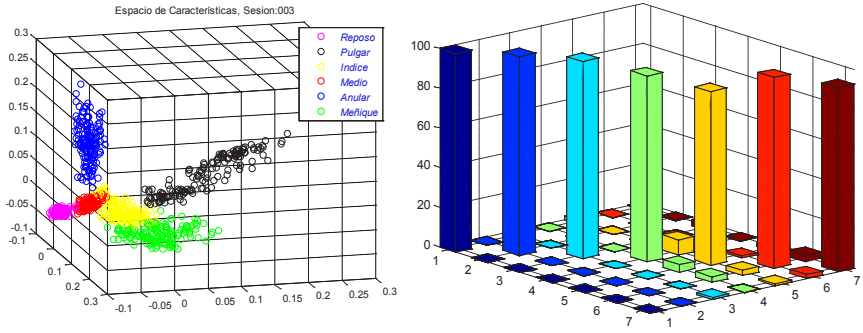



Figura 3. Izquierda, distribución del espacio de características en 3 dimensiones utilizando PCA. Derecha, matriz de confusión obtenida para la categoría A con el SA2.

En el análisis con los gestos de la categoría A, con los Sujetos No Amputados (SNA), las características con mejor desempeño, usadas individualmente, fueron RMS y WL. Estas dos características fueron combinadas con las restantes, obteniendo el mejor resultado de clasificación con la combinación con MEAN seguido de SSC. En el dominio de la frecuencia se tuvo un desempeño más bajo, siendo las mejores combinaciones

con MNF y MNP. Finalmente, la mejor combinación de características con este grupo de pacientes fue [RMS, WL, MAV, ZC], con un desempeño del 94,9%.
Los análisis con los Sujetos con Amputación (SA) indicaron resultados similares a los anteriores. Con el primer Sujeto con Amputación (SA1), se obtuvo el 92,8% de acierto con el mismo grupo de características obtenido con los SNA. Sin embargo, la mejor combinación fue [RMS, WL, MAV], con 93,9%. Con el segundo sujeto con amputación (SA2), se obtuvo un 86,9% de acierto con [RMS, WL, MAV], y un desempeño muy similar con [RMS, WL, MAV, ZC], con el 87,0%.
Al incluir características extraídas en el dominio de la frecuencia se obtuvieron resultados muy cercanos, aunque inferiores, a los presentados anteriormente, siendo la mejor configuración [RMS, WL, ZC, MNF] con un 92,5% de acierto obtenida con los SNA.
Por otro lado, el parámetro DFA usado por sí solo presentó el desempeño más bajo, sin embargo, al ser combinado con otras características obtuvo resultados satisfactorios. Al ser adicionado a los grupos de características analizados, con los SNA, el mejor desempeño se obtuvo con el grupo [RMS, WL, MAV, DFA], con un 94,7% de acierto, inferior al obtenido sin DFA. De igual forma ocurrió con el SA1, el cual obtuvo 91,5% de éxito con la misma configuración. Con el SA2, la adición de este parámetro sí tuvo un efecto positivo, logrando un 87.7% de acierto.
En el análisis realizado con los gestos de la categoría B se encontró que el conjunto características que proporciona la mayor separabilidad de los datos fue [RMS, WL, MAV, ZC]. Para los SNA, se logró un reconocimiento del 97,5%. En el caso de los sujetos amputados, con el SA1 se obtuvo un éxito del 96,8% y con el SA2 fue del 95,2%. Al incluir la característica DFA, el vector de características [RMS, WL, MAV, DFA] tuvo el mejor desempeño con 96,7% de acierto. De igual forma ocurrió con el SA1, consiguiendo un 95,4%. En el caso del SA2, el vector con el mejor desempeño fue [RMS WL DFA] con un 80,1% de éxito.

| Grupo Volunt. | Categoría A | | Categoría B | |
|---|---|---|---|---|
| SNA | RMS, WL, MAV, ZC | 94,9 | RMS, WL, MAV, ZC | 97,5 |
| | RMS, WL, MAV, DFA | 94,7 | RMS, WL, MAV, DFA | 96,7 |
| SA1 | RMS, WL, MAV | 93,9 | RMS, WL, MAV, ZC | 96,8 |
| | RMS, WL, MAV, DFA | 91,5 | RMS, WL, MAV, DFA | 95,4 |
| SA2 | RMS, WL, MAV, ZC | 87,0 | RMS, WL, MAV, ZC | 95,2 |
| | RMS, WL, MAV, DFA | 87.7 | RMS WL DFA | 80,1 |

Tabla 3. Características que presentaron el más alto desempeño con su respectivo porcentaje de acierto de acuerdo al grupo de gestos para reconocer y el grupo de sujetos involucrados. Se incluye además los resultados obtenidos con el parámetro DFA. Los valores están dados en porcentaje (%).

El análisis fue repetido variando el número de canales. En todos los casos, el mejor desempeño se obtuvo usando los cuatro canales, lo que indica que la información que proporciona cada uno de ellos contribuye para la discriminación de los gestos reconocidos en este trabajo. Sin embargo, se encontró que es posible usar solamente tres canales consiguiendo tasas de éxito superiores al 90% en la mayoría de los casos. Para la categoría A, al ser eliminado el canal sEMG asociado con el músculo extensor se obtuvo una tasa de acierto del 91,2% con los SNA, 91,1% con el SA1 y del 81.7% para el SA2. En la categoría B, el músculo asociado con la extensión del dedo pulgar fue excluido y se obtuvo un 96.6% de acierto con los SNA, un 93,4% en el SA1 y un 92.2% en el SA2.
Se encontró además que los datos recogidos en la última sesión pueden tener en algunos casos una mayor separabilidad inter-clase en el espacio de características. En el caso de los SA, usando los datos de la última sesión en la categoría B, se notó un pequeño incremento en el desempeño del sistema de clasificación (96,9% con el SA1 y 95,3% con el SA2). Sin embargo, con los SNA ocurrió lo contrario, llegando a ser del 96,5%. No obstante, se debe tomar en cuenta que implementar un sistema con un menor número de patrones de entrenamiento y de prueba puede conducir al incremento de la tasa de acierto, pero no a la generalización de los datos, tomando en cuenta que se trata de señales no estacionarias.
Los resultados mostraron un alto grado de reconocimiento para tareas de alta complejidad realizadas con bajos niveles de contracción muscular, usando un máximo de cuatro canales sEMG, tanto en individuos sin amputación como en los amputados. Las técnicas de extracción de características basadas en el dominio del tiempo resultaron ser muy útiles para la discriminación de los gestos propuestos, logrando las tasas de

reconocimiento más altas. Los parámetros basados en el dominio de la frecuencia presentaron resultados muy similares, aunque no presentan una alta relación de desempeño con la eficiencia, dado su alto coste computacional. La técnica implementada, basada en análisis fractal, demostró ser un parámetro de gran eficiencia y con alto desempeño, sin embargo no demostró un gran aporte en relación a las otras técnicas estudiadas. Sin embargo, se observó que este parámetro es eficiente al ser usado con gestos de niveles de contracción muy bajos y de mayor destreza, tales como los que se incluyen en la categoría A, mientras que no ocurre así con los gestos de la categoría B, que incluye gestos asociadas a músculos de mayor volumen y fuerza.

## 4. Conclusiones y trabajos futuros

Se evaluaron diferentes características que han sido ampliamente usadas en la literatura para el control de prótesis de mano con movimiento individual de los dedos. Se estudiaron técnicas tradicionales y se evaluó el uso de dimensión fractal como un método no lineal, útil para el estudio de gestos complejos y con bajos niveles de contracción. Además, se evaluó el potencial de cada uno de los canales de captura sEMG, buscando reducir la densidad de electrodos necesarios para este tipo de control, lo cual permite reducir el costo computacional. Dos sistemas de clasificación fueron evaluados: uno con movimientos individuales de los dedos y otro con gestos más complejos de la mano. Este estudio fue realizado inicialmente en sujetos sanos y, posteriormente, con dos sujetos amputados, demostrando la aplicabilidad del sistema para el reconocimiento de señales sEMG, incluso cuando se extraen de músculos remanentes.

## Referencias

[1] S. P. Arjunan, D. K. Kumar, “Decoding subtle forearm flexions using fractal features of surface electromyogram from single and multiple sensors,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2010, pp 1-10. http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/53.

[2] A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, C. Limsakul, “Feature reduction and selection for EMG signal classification”, Vol 39, 2012, pp 7420–7431. doi:10.1016/j.eswa.2012.01.102

[3] E.C. Orosco, et al., Bispectrum-based features classification for myoelectric control, Biomed. Signal Process. Control (2012), http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2012.08.008

[4] R. N. Khushaba, S. Kodagoda, D. Liu, G. Dissanayake, “Electromyogram (EMG) based Fingers Movement Recognition Using Neighborhood Preserving Analysis with QR-Decomposition,” IEEE, ISSNIP 2011.

[5] Y. Nakaya, T. Nakakuki, M. Hikita and C Ishii, “A Practical Approach for Recognition of Hand Gesture and Distinction of Its Singularity,” Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Automation and Logistics, August 16-20 2010, Hong Kong and Macau, pp 474-479

[6] J. Chu, I. Moon, and M. Mun, “A Real-Time EMG Pattern Recognition System Based on Linear-Nonlinear Feature Projection for a Multifunction Myoelectric Hand,” IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 53, No. 11, November, 2006. doi: 10.1109/TBME.2006.883695

[7] V. P. Singh and D. K. Kumar, “Classification of low-level finger contraction from single channel Surface EMG,” 30th Annual International IEEE EMBS Conference, Vancouver, British Columbia, Canada, August, 2008, pp 2900-2903

[8] M.Khezri, M. Jahed, N. Sadati, “Neuro-Fuzzy Surface EMG Pattern Recognition For Multifunctional Hand Prosthesis Control,” IEEE, 2007, pp 269-274.

[9] D. Zhang, X. Chen, S. Li, P. Hu, and X. Zhu, “EMG Controlled Multifunctional Prosthetic Hand: Preliminary Clinical Study and Experimental Demonstration,” IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 9-13, 2011, Shanghai, China, pp 4670-4675

[10] M. A. Oskoei, H. Hu, “Evaluation of Support Vector Machines in Upper Limb Motion Classification Using Myoelectric Signal,” 14th ICBME, 2008, pp 176-181.

[11] A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, “Fractal analysis features for weak and single-channel upper-limb EMG signals,” Expert Systems with Applications, Vol 39, 2012, pp 11156–11163. http://dx.doi.org/10.1016/j.eswa.2012.03.039 .

[12] F. Bitar, N. Madi, E. Ramly, M. Saghir, F. Karameh, “A Portable MIDI Controller Using EMG-Based Individual Finger Motion Classification,” IEEE, 2007, pp 138-141R. N. Khushaba, S. Kodagoda, M. Takruri, G. Dissanayake, “Toward improved control of prosthetic fingers using surface electromyogram (EMG) signals,” Expert Systems with Applications, Vol 39, 2012, pp 10731–10738. http://dx.doi.org/10.1016/j.eswa.2012.02.192

[13] Projection for aMultifunction Myoelectric Hand”, IEEE K. Englehart and B. Hudgins, “A robust, real-time control scheme formultifunction myoelectric control,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 50,no. 7, pp. 848–854, Jul. 2003.

[14] J.J. Villarejo, J.F. Sarmiento, A. Frizera, T.F. Bastos. “Pattern Recognition of Hand Movements with Low Density sEMG for Prosthesis Control Purposes” International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR 2013. Jun 2013.

# Estudio Exploratorio Acerca de la Realimentación Visual con Respuesta Motora en Pacientes con ECV

Jaime Aguilar Zambrano[1], Manuel Vicente Valencia[1],Jose Angel Loaiza[1],Juan Manuel Mayor[1],Ana Marcela Bolaños[3],Maria Nora Hurtado[1],Ricardo Chavarriaga[2]

[1]Pontificia Universidad Javeriana, Cali , Cali, Colombia, +57 2 3218200, e-mail jaguilar@javerianacali.edu.co
[2]Ecolé Polytechnique Féderalé de Laussane, Laussane, Suiza, +41 21 69 36968 e-mail ricardo.chavariaga@epfl.ch
[3]Centro de Neurehabilitación Surgir, Cali, Colombia, +57 2 5130737 e-mail marcelabolanos882@gmail.com

**Resumen.** El siguiente artículo comprende la metodología y los principales detalles técnicos con los cuales se evaluaron las posibles herramientas tecnológicas de apoyo (i.e Amplificador de señales EEG, Electroestimulador FES) a la discapacidad. Se realizó un estudio exploratorio de personas con ECV (Enfermedad Cerebro Vascular) en la ciudad de Cali, Colombia. Las herramientas de apoyo sirvieron para evaluar el potencial inicial de las mismas en los procesos de rehabilitación de las personas con hemiparesia. Las pruebas realizadas contemplaron un análisis de nuevos clasificadores del procesamiento de la señal, a fin de empezar a mejorar la interfaz visual y realimentación de estas herramientas de apoyo y hacer más eficiente la incidencia neuromotora sobre la tarea de rehabilitación.

**Palabras clave**: Estudio Exploratorio, EEG ,ECV,FES,Realimentación Visual

## 1. Introducción y contenidos

Después de un accidente cerebro vascular las personas pierden la coordinación motora voluntaria de un hemicuerpo. Ante esta situación de discapacidad una alternativa de los pacientes es realizar un tratamiento de rehabilitación con el objetivo de lograr un reaprendizaje motor, que les permita recuperar la función perdida.

Junto con la terapia convencional, existe evidencia de que la electroestimulación funcional FES es una estrategia adecuada de apoyo al plan de rehabilitación física [1]. Para corroborar de manera parcial esta premisa, se realizó un estudio exploratorio con dos pacientes con hemiparesia como secuela de ECV (Enfermedad Cerebro Vascular) [2]. El propósito del estudio fue asistir con electroestimulación FES el movimiento voluntario de la mano afectada de los pacientes y evaluar su desempeño.

El proceso de electro estimulación FES involucra cuatro componentes: el primero está asociado con la recepción de señales provenientes del cerebro, el segundo con la retroalimentación visual para guiar la realización del movimiento, el tercero con la interpretación de los registros para discernir la intencionalidad de movimiento y el último está relacionado con electroestimulación para favorecer el movimiento del miembro afectado.

En el estudio, la recepción de señales se hizo a través de electrodos en la superficie de la cabeza para la toma de un Electroencefalograma EEG. La retroalimentación visual consistió en un software que indicaba al paciente en forma gráfica las etapas a seguir dentro del proceso de la intencionalidad del movimiento de apertura y cierre de la mano del miembro afectado. Para el proceso de interpretación de señales cerebrales se utilizó un software para entrenamiento y discriminación de señales. La electroestimulación se realizó en músculos flexores y extensores de muñeca.

Los equipos utilizados en el estudio fueron: a) Un amplificador y acondicionador de señales electroencefalografícas (EEG), elaborado por la empresa GTEC de Austria. Este dispositivo trabaja con el estándar de toma de datos 10-20 electrodos no invasivos. Los sensores son compendiados en 4 canales serializados, en donde se compactan los datos EEG correspondientes a las zonas del córtex cerebral. b) Un dispositivo de electro-estimulación FES de la marca Krauth Timmermann Alemana con las siguientes

características: 8 canales independientes, rango de frecuencias de 1 a 99 Hz, forma de onda cuadrada con ancho de pulso entre 10-500 us, corriente de 0 a 125 mA y una rampa de 0-9.9s.
El software para la administración de los equipos y su asociación con el proceso de retroalimentación fue desarrollado por el grupo de investigación CNBI perteneciente al École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suiza, institución aliada en el desarrollo del proyecto con la Pontificia Universidad Javeriana Cali-CNBI-PUJ en el año 2012.

## 2. Metodología

### 2.1 Estudio Exploratorio

La metodología del estudio exploratorio se realizó con dos personas en situación de discapacidad motora de miembro superior y comprendió tres etapas:

1. Prueba de manera independiente da cada uno de los componentes del sistema de electroestimulación FES; esto comprende las actividades asociadas con la recepción de señales EEG y la electroestimulación.
2. Entrenamiento del sistema de clasificación de señales de intencionalidad motora; esto comprende las actividades asociadas a la recepción de señales EEG, la interfaz visual y procesamiento de señales para identificar la intencionalidad de movimiento.
3. Prueba del sistema completo de recepción señales y electroestimulación FES; esto comprende las actividades asociadas a la recepción de señales EEG, la retroalimentación visual, el procesamiento en línea para la identificación de la intencionalidad del movimiento y aplicación de la electroestimulación FES.

Para la primera etapa, correspondiente a la prueba independiente de cada uno de los componentes del sistema, la cual se muestra en la Figura 1., se realizaron las siguientes acciones:

a. Posicionamiento del sistema de recepción de señales EEG en la cabeza de los pacientes. El sistema de recepción está compuesto por un gorro flexible de 16 electrodos no invasivos conectados a un amplificador de señales. En cada posición del electrodo se aplicó un gel conductor para mejorar la conducción eléctrica.
b. Conexión del amplificador de señales EEG a un sistema de adquisición de señales gUSBAmp de la empresa gTec[4].
c. Conexión del sistema de adquisición de señales a un computador para procesamiento de señales.
d. Toma de señales de EEG para verificar el adecuado funcionamiento de los canales de adquisición y evaluación de la calidad de la señal registrada. Aquellas señales débiles, según la información obtenida en el computador, fueron ajustadas a través de mejoramiento en la conexión del electrodo y la aplicación de gel conductora.
e. Ubicación de electrodos en los puntos motores de músculos del antebrazo, para estimular la función de agarre.
f. Aplicación de electroestimulación para asistir el movimiento del miembro superior. Esto se realizó mediante electroestimulación bajo control local del sistema generador de señales de excitación. Para lograr una mayor precisión en el agarre se hicieron ajustes en la posición de los electrodos sobre los puntos motores y se modificaron los parámetros de intensidad y frecuencia de la excitación.

Para la segunda etapa, correspondiente al entrenamiento del sistema, se realizaron las siguientes acciones:

a. Captura de las señales EEG de la intencionalidad de movimiento de agarre sin realizar el movimiento con la mano.
b. La activación de la intencionalidad de movimiento se realizó a partir de un estímulo visual en la pantalla del computador. El sistema visual consta de unas flechas de dirección y de colores para indicar al usuario cuando debe iniciar la intencionalidad de movimiento de agarre y cuando debe descansar. Estas rutinas se realizaron durante veinte minutos con cada paciente.
c. Procesamiento de las señales para identificar los patrones de la intencionalidad del movimiento. Con la relación entre las señales tomadas y la intencionalidad del movimiento, se utilizaron unos

algoritmos de clasificación con los cuales el sistema predice el movimiento que ejecutará el paciente cuando estas señales se encuentren presentes.

d. Verificación del clasificador de intencionalidad de movimiento. Esto consistió en la lectura de un registro EEG en línea para activar una escala visual en la pantalla del computador con base en la interpretación del algoritmo de clasificación previamente entrenado. El propósito de esta actividad fue la verificación de la consistencia del software de clasificación.

Para la tercera etapa, correspondiente a la prueba del sistema completo de recepción de señales y electroestimulación FES, se realizaron las siguientes acciones:

a. Recepción de señales EEG. Esta actividad se realizó de igual forma como se describió en las etapas previas en lo correspondiente a ubicación de los electrodos y el sistema de adquisición.

b. Procesamiento en línea de intencionalidad de movimiento. Consiste en usar los modelos de clasificación entrenados para identificar el patrón de movimiento a partir de los registros EEG. Una vez identificado el movimiento se envían señales sincrónicas de activación al electroestimulador y al sistema de visualización.

c. Retroalimentación visual. Consiste en dos partes, la primera para indicar al usuario el inicio de la actividad de la intencionalidad del movimiento y la segunda para la representación visual de dicho movimiento.

d. Aplicación de electroestimulación FES. Se aplica estimulación eléctrica a través de los electrodos fijados en el antebrazo del paciente para facilitar el movimiento de agarre. El terapeuta ajusta la amplitud y frecuencia del electroestimulador con base en la respuesta motora observada.

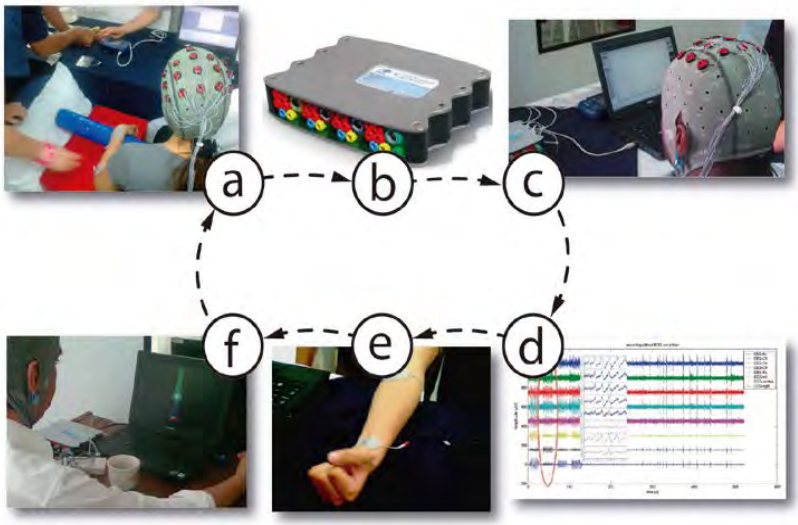



Figura 1: Esquema general del sistema de electroestimulación FES. a)Sistema de captura EEG, b) Amplificación de señales EEG, c) Interconexión sistema de captura –computador d)Registro de señales EEG y procesamiento, e)Posicionamiento de electrodos para electroestimulación FES, f) Electroestimulación y realimentación visual

## 2.2 Análisis de nuevos clasificadores de movimiento

Los clasificadores de movimiento son algoritmos que permiten identificar, a partir de los registros EEG, lo patrones de intencionalidad del paciente. Algunos algoritmos de clasificación son los bancos de filtros, Wavelet, o transformadas de Fourier [6]. Estos algoritmos deben filtrar la intrusión de señales de ruido eléctrico que afectan la calidad de la señal del registro EEG y a su vez, discriminar de otras señales presentes en dicho registro que son ajenas a la intencionalidad del movimiento, como son las de los

movimientos de los ojos y del rostro, entre otras. La robustez del algoritmo está en la capacidad de discriminar esas señales ajenas a la intencionalidad que pueden ser perjudiciales para el adecuado desempeño del clasificador [5].

Dentro del proceso de identificación de patrones se realizan tres actividades principales: el preprocesamiento de la información adquirida, la extracción de características de la señal y la clasificación para identificación de patrones. Para el preprocesamiento se probaron los algoritmos de descomposición Wavelet (Daebuchies). Los datos de entrada fueron obtenidos a partir de una base de datos de información abierta del laboratorio CNBI[6]. Para la extracción de características se probaron algoritmos de análisis de componentes principales (PCA) basado en los valores propios del conjunto de datos Wavelet en la etapa de preprocesamiento. Para la clasificación se probaron algoritmos discriminantes lineales y no lineales. Dentro de los lineales, el clasificador lineal de Bayes LDC, el clasificador basado en medias NMC y el clasificador de Fisher. Dentro de los no lineales, la red neuronal artificial ANN, las máquinas de vectores de soporte SVM y las redes de base radial RBNN.

El propósito de la prueba de los algoritmos fue evaluar su desempeño en cuanto al nivel de error en el proceso de clasificación de los registros EEG, de la intencionalidad del movimiento y de la acción motora, para la función de movimiento del antebrazo derecho. Los datos de entrada consistieron en una base de datos del CNBI con este tipo de información. El proceso de verificación de los algoritmos tiene dos etapas, la primera es la de entrenamiento en la cual se usa el 80% de los datos de entrada y la segunda es la de validación con todos los datos. Para determinar el desempeño de los clasificadores, se cuantifica el error en la clasificación para los de entrenamiento (80% del total) y para los de validación (20% del total).

## 3. Resultados y discusión

Para la primera etapa del estudio exploratorio, se encontró que los equipos de adquisición y estimulación que componen la arquitectura del sistema cumplieron con los propósitos para los cuales fueron seleccionados y la participación de los terapeutas garantizó el adecuado posicionamiento de los electrodos tanto para la parte de recepción de EEG como para la electroestimulación.

Para la segunda etapa se verificó que la arquitectura del sistema cumpliera con el propósito de registrar la intencionalidad del movimiento, procesar la información adquirida y brindar una retroalimentación visual al paciente para el movimiento de agarre. El procesamiento de la información permitió hacer la clasificación y extracción de parámetros de la intencionalidad del movimiento.

Para la tercera etapa se verificó el desempeño armónico del sistema completo de recepción de señales EEG, el procesamiento, la retroalimentación visual y la electroestimulación para favorecer el movimiento de agarre de la mano afectada de los pacientes. La participación de los fisioterapeutas fue determinante en el adecuado posicionamiento de los electrodos del EEG y la correcta ubicación de los electrodos superficiales de estimulación eléctrica para la actividad de agarre.

Se identificó, a partir de una entrevista con los usuarios, la necesidad de mejorar el sistema de retroalimentación visual que fue percibido como rígido y poco amigable. Dadas las características de la prueba, los terapeutas identificaron la necesidad de complementar el sistema técnico con elementos que favorezcan la postura y el soporte de las extremidades. Los usuarios manifestaron su satisfacción por el uso de la tecnología en sus procesos de rehabilitación.

Los datos de entrada y el resultado de la aplicación de los algoritmos de clasificación lineales se muestran en la Figura 2. Los algoritmos evaluados fueron: LDC, NMC y Fisher. Los algoritmos Fisher y LDC presentaron similar comportamiento por lo cual en la gráfica se sobreponen. De igual forma, en la Figura 3 se muestran los datos y resultados de los algoritmos no lineales: MLP, SVM y RBNN.

Los errores de la clasificación para los datos de entrenamiento y de prueba con los algoritmos lineales se presentan en la Tabla 1 y para los algoritmos no lineales en la Tabla 2.

La comparación en cuanto desempeño de los algoritmos, lineales y no lineales para los datos de entrenamiento, se muestra en la Figura 4. El algoritmo de clasificación no lineal MLP presenta un desempeño cercano a un ideal que corresponde a una función escalón. El algoritmo lineal LDC corresponde a la curva más alejada del escalón ideal.

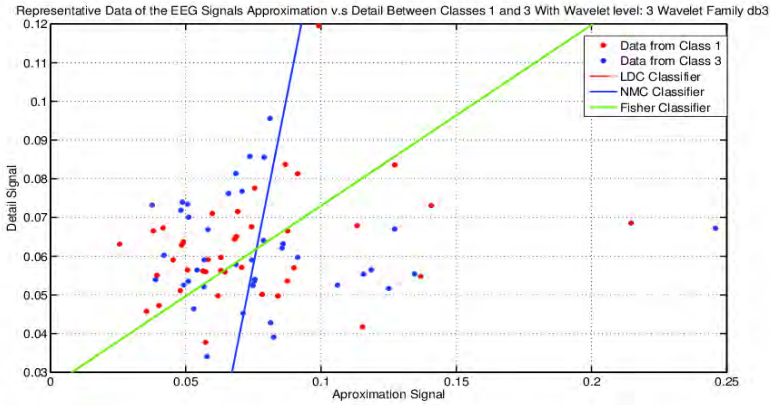



Figura 2: Distribución 2D de los datos caracterizados en el protocolo, probados con dos clasificadores lineales.

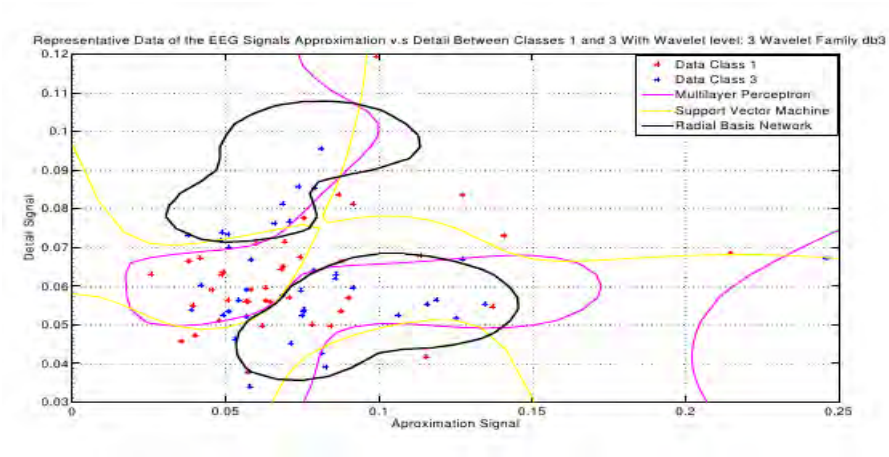



Figura 3: Distribución 2D de los datos caracterizados en el protocolo, probados con dos clasificadores no lineales.

| Error/Clasificador | LDC | NMC | Fisher |
|---|---|---|---|
| Entrenamiento | 0.425 | 0.475 | 0.425 |
| Prueba | 0.455 | 0.5754 | 0.455 |

Tabla 1. Errores de entrenamiento y prueba para los clasificadores con discriminante lineal.

| Error/Clasificador | MLP | SVM | RBNN |
|---|---|---|---|
| Entrenamiento | 0.2625 | 0.3125 | 0.325 |
| Prueba | 0.451 | 0.451 | 0.425 |

Tabla 1. Errores de entrenamiento y prueba para los clasificadores con discriminante no lineal.

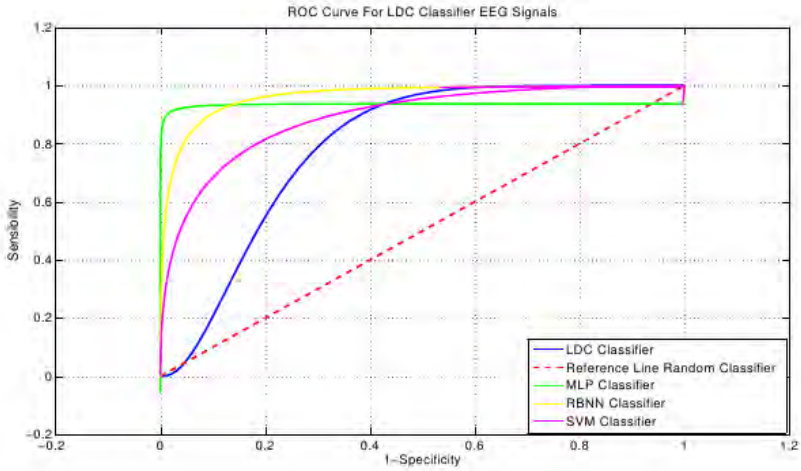



Figura 4. Curva ROC mostrando el desempeño generalizado

## 4. Conclusiones y trabajos futuros

Se evidenció la fortaleza del uso de tecnología para procesos de rehabilitación a partir de los comentarios obtenidos tanto por los pacientes como por los terapeutas que participaron en las diferentes etapas de las pruebas del sistema.

El uso de señales EEG para procesos de rehabilitación con FES abre posibilidades de desarrollo de nuevos sistemas que permitan el reentrenamiento de áreas cerebrales para realización de actividades motoras para suplir la funcionalidad de las zonas afectadas. Esto es posible gracias al aprovechamiento de la plasticidad del cerebro.

Los porcentajes de clasificación de los algoritmos no lineales en entrenamiento, evidencian un mejor comportamiento de este tipo de clasificadores comparados con los lineales.

El uso de FES dentro de las terapias con el uso de algoritmos de clasificación no lineales permitirá facilitar los procesos de terapia con personas con lesiones con afectación motora debido accidentes cerebro-vasculares.

El trabajo interdisciplinar con terapeutas, diseñadores e ingenieros, permitirá diseñar nuevas estaciones de terapia con el uso de FES que se integren a los espacios tradicionales de terapia de rehabilitación. Adicionalmente, esto permitirá proveer atributos en el sistema para el mejoramiento de la ergonomía, la estética y usabilidad.

Se requiere un mayor número de pruebas para la evaluación de los algoritmos y de la terapia FES con el propósito de integrarla al proceso cotidiano de rehabilitación de los pacientes.

## Referencias

[1] Kowalczewski, J., Gritsenko, V., Ashworth, N., Ellaway, P., & Prochazka, A. (2007). Upper-extremity functional electric stimulation–assisted exercises on a workstation in the subacute phase of stroke recovery. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *88*(7), 833-839

[2] Gad Alon, Alan F Levitt, and Patricia A McCarthy. Functional electrical stimulation enhancement of upper extremity functional recovery during stroke rehabilitation: a pilot study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(3):207–215, 2007.

[3] JOSÉ DEL R. MILLÁN, Pierre W Ferrez, Ferran Galán, Eileen Lew, and Ricardo Chavarriaga. Non-invasive brain-machine interaction. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 22(05):959–972, 2008.

[4] MM Rushaidin, Sh-Hussain Salleh, Tan T Swee, JM Najeb, and Adeela Arooj. Wave v detection using instantaneous energy of auditory brainstem response signal. *American Journal of Applied Sciences*, 6(9):1669, 2009.
[5] Alois Schlögl, Claudia Keinrath, Doris Zimmermann, Reinhold Scherer, Robert Leeb, and Gert Pfurtscheller. A fully automated correction method of eog artifacts in eeg recordings. *Clinical Neurophysiology*, 118(1):98–104, 2007.
[6] (http://www.bbci.de/competition/iv/#dataset3,)
[6] Abdulhamit Subasi and Ergun Erçelebi. Classification of eeg signals using neural network and logistic regression. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 78(2):87–99, 2005.
[7] Galan, F. Nuttin,M . Lew, E. Ferrez, P.W. Vanacker, G. Phillips, J. & Millan J.R. (2008) A brain-actuated wheelchair: asynchronous and non-invasive brain–computer interfaces for con- tinuous control of robots. 119, (9), 2159–2169
[8] Li, Y. Guan, C. Li, H. & Chin , Z. A self-training semi-supervised svm algorithm and its application in an eeg-based brain computer interface speller system. 29, (9), 1285–1294.

# Compensación de Trastornos Motores del Miembro Superior en Pacientes LM y ACV. Proyecto HYPER

Aikaterini D. Koutsou[1], Francisco J. Resquin[1], Jaime Ibañez[1], Antonio Del Ama[1,2], Soraya Perez[2], Alicia Cuesta Gómez[3], Javier Iglesias Giménez[3], Francisco Molina Rueda[3,4], Eduardo Rocon[1], Ángel Gil[2], and José L. Pons[1]

[1] Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas: Ctra. Arganda-La Poveda Km 0,200, La Poveda, España, +34-918711900

[2] Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas del Hospital Nacional de Parapléjicos

[3] Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía, Control Motor, Universidad Rey Juan Carlos

[4] Dto. Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física, Facultad de Ciencias de la salud, Universidad Rey Juan Carlos

Email. aikaterini.koutsou@csic.es

**Resumen.** Este trabajo presenta el sistema desarrollado dentro del marco del proyecto HYPER para la rehabilitación del miembro superior en pacientes con LM y ACV. El sistema presentado consiste de un sistema Armeo spring, un sistema multi-canal superficial de EEF, un sistema de EEG, un sistema de EMG y un sistema de realidad virtual. Además del desarrollo del sistema hardware, también se propone un método de rehabilitación que se base en una serie de intervenciones definidas por los clínicos correspondientes de la cada tipo de pacientes. En falta de resultados finales de evaluación del sistema, los resultados preliminares indican que el sistema HYPER será capaz de compensar trastornos motores del miembro superior.

**Palabras clave:** Neurorehabilitación, lesión medular, ictus, neuroprótesis, robótica

## 1. Introducción

La ingeniería ha dado los últimos años muchos pasos hacia en el ámbito de la rehabilitación. Los métodos de rehabilitación han pasado de solamente manuales a una combinación de nuevas tecnologías como es la robótica y la estimulación eléctrica funcional (EEF). En este trabajo se presenta un método de rehabilitación de la función motora del miembro superior de pacientes de accidentes cardiovasculares (ACV) y de lesión medular (LM). El trabajo forma parte del proyecto HYPER. El proyecto HYPER centra sus actividades en nuevos motores neurorobóticos (NR) y neuroprotésicos (MNP) que pueden llevarse puestos, combinados con sistemas de realidad virtual (VR) para permitir superar las principales limitaciones de las actuales soluciones de rehabilitación para los casos particulares de ACV, parálisis cerebral y LM.

La rehabilitación de la función motora en el miembro superior para este tipo de pacientes se centra todavía en técnicas manuales y en algunos casos en la aplicación de EEF para conservación de la musculatura. El objetivo de este trabajo es la aplicación de EEF para conseguir la compensación funcional de los trastornos motores en los pacientes con LM y promover el re-aprendizaje del control de la función motora en los pacientes ACV. EEF es como un puente entre la mente y las unidades motoras que actúan en los músculos. El uso de EEF en la rehabilitación se introdujo hacia los años 50. Sus beneficios son muchos y bien descritos [1, 2, 3, 4].

La EEF también presenta algunas desventajas. Entre ellas la fatiga de los músculos que aparece después de múltiples activaciones de los músculos. Varias estrategias se han desarrollado durante muchos años con el objetivo de alargar el desarrollo de la fatiga muscular. Aun así, los músculos se van a fatigar en algún momento, y para eso hay que desarrollar un sistema para estos casos. Otra desventaja de la EEF es la baja selectividad en la activación de los músculos del antebrazo. Este problema ha sido el tema de varios

estudios la última década [5-12]. La solución se ha encontrado en el uso de unos electrodos superficiales tipo matriz. Los electrodos estos, también llamados multi-pad, consisten en varios electrodos muy pequeños ordenados en forma de una matriz (fig.1). Su característica más importante es que cada uno de estos pequeños electrodos se puede activar independientemente ofreciendo de esto modo una selectividad de activación muscular mayor.

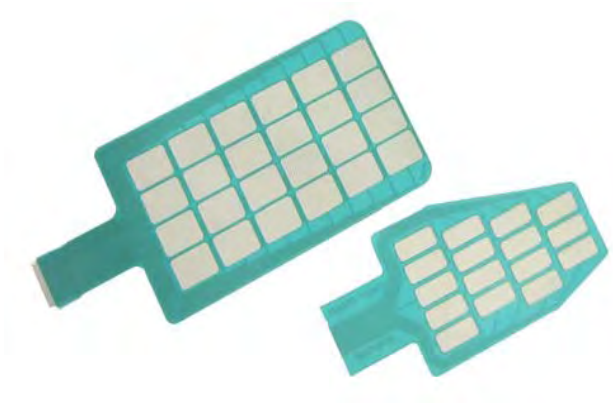


Figura 1. Electrodos multi-pad INTFES. Fabricados por Tecnalia S.L

En muchas ocasiones la EEF se combina con otras tecnologías como son los sistemas robóticos (NR) y la realidad virtual (VR). Los sistemas robóticos, también llamados neurorobots, se combinan muy bien con la EEF, ayudando al paciente a realizar su tarea de rehabilitación cuando la EEF no es suficiente o los músculos se fatigan. La VR se ha introducido en la rehabilitación motora recientemente debido a sus aportaciones en el proceso de rehabilitación: motivación del paciente, costo, y agilidad. El objetivo principal del uso de VR en la rehabilitación es motivar al paciente a realizar la tarea e involucrarlo activamente para para mejorar su rendimiento.

Este trabajo presenta el enfoque elegido dentro del marco del proyecto HYPER para la rehabilitación del miembro superior de pacientes de accidentes cardiovasculares (ACV) y de lesión medular (LM). En la siguiente sección se presenta el sistema hardware, las intervenciones de rehabilitación y los métodos que se han diseñado. En la sección 3 se presentan resultados preliminares obtenidos de estudios específicos que forman parte del método general. Las primeras conclusiones y los trabajos futuros se presentan en la sección 4.

## 2. Metodología

### 2.1. Sistema Hardware

La plataforma de rehabilitación del miembro superior que se va a desarrollar dentro del marco del proyecto HYPER consiste de un sistema robótico, un sistema multi-canal EEF, un sistema de electroencefalografía (EEG), un sistema de electromiografía (EMG) y un sistema de realidad virtual (VR)(fig.2). Esta plataforma se desarrolla en colaboración con personal clínico con experiencia en rehabilitación de pacientes de las dos categorías mencionadas anteriormente.

- El **sistema robótico** está basado en un sistema Armeo Spring (Hocoma). Se trata de un sistema pasivo que no actúa en ninguna de las articulaciones del miembro superior pero sí que compensa el peso del miembro y elimina la gravedad para facilitar la realización del ejercicio de parte voluntaria por el paciente.
- El **sistema EEF** es un sistema de un estimulador de un canal que se puede demultiplexar en hasta 64 canales y que se conecta en unos electrodos multi-pad especialmente diseñados para el sistema HYPER.

- El **sistema de BCI** (Brain Conputer Interface) es un equipo de 32 canales de adquisición que funciona a frecuencia de muestreo 256 Hz.
- El **sistema EMG** es un sistema que adquiere la actividad muscular de los músculos del brazo y antebrazo y monitoriza la generación de movimiento y la fatiga muscular.
- El **sistema de VR** forma parte del sistema Armeo, aunque en el caso del proyecto HYPER se van a desarrollar una serie de juegos de VR especialmente diseñados para pacientes LM y ACV.

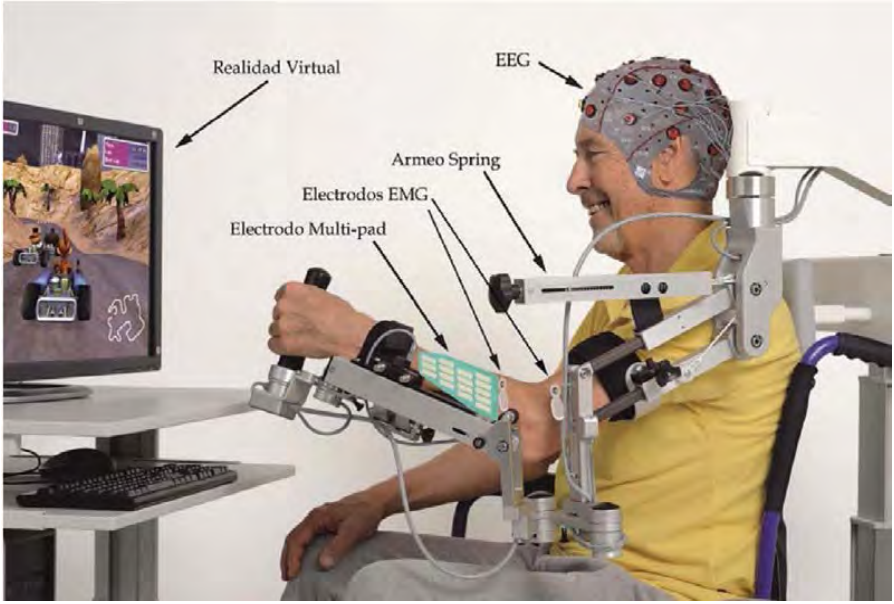



Figura 2. Plataforma de rehabilitación del miembro superior. Proyecto HYPER

### 2.2. Intervenciones de Rehabilitación

El personal clínico ha definido una serie de intervenciones de rehabilitación (Tabla 1). El objetivo de estas intervenciones con el sistema HYPER tiene como objetivo los siguientes puntos:

- Evaluar al paciente de una manera objetiva.
- Iniciar la rehabilitación del miembro afectado antes de que la terapia convencional.
- Reproducir los movimientos relacionados con las actividades diarias con mayor seguridad y con un mayor número de repeticiones que la terapia convencional.
- Aumentar el disfrute y el cumplimiento del paciente con la rehabilitación
- Movimientos analíticos*:* se refiere a movimientos simples de una articulación concreta. Por ejemplo flexiones repetitivas del antebrazo o extensiones repetitivas del brazo.
- Movimientos complejos: se refiere a movimientos que incluyen actuación en más de una articulación. Por ejemplo el alcance de un objeto incluye actuación en la articulación del hombro y codo
- Tareas de la vida diaria: se refiere en tareas específicas de la vida diaria de una persona como es beber agua, poner agua en un vaso, etc.

| Intervención | |
|---|---|
| 1. Movimientos analíticos | |
| 2. Movimientos complejos | 1.1. Alcance |
| | 1.2. Agarre y Suelta |
| | 1.3. Trasporte proximal |
| 3. Tareas individualizadas de la vida diaria | Beber agua, etc.. |

Tabla 1. Conjunto de intervenciones de rehabilitación del miembro superior definidas para el sistema HYPER

En cada intervención el sistema BCI interpreta las señales de EEG y notifica cuando el usuario quiere realizar un movimiento voluntario. A partir de este momento la VR está guiando al paciente a realizar una serie de tareas. El sistema robótico proporciona descarga del paso del brazo y el sistema EEF actúa en las articulaciones del miembro superior que sean necesarias cuando sea necesario. La EEF actuará en los siguientes procesos en cada grupo de pacientes: en el proceso de alcance, agarre y retroceso. En el caso de los pacientes de ACV la EEF actúa también en el proceso de estabilización de la escápula. La aplicación de EEF en los músculos flexores y extensores del área del antebrazo se realiza con el uso de los electrodos multi-pad. El uso de este tipo de electrodos genera la necesidad de desarrollo de algoritmos especializados [5]. El funcionamiento del sistema HYPER se describe en la tabla 2.

| |
|---|
| Paso 1: El sistema de VR inicia el sistema BCI y pone los demás sistemas en modo de espera |
| Paso 2: El sistema BCI está detectando intención de movimiento voluntario |
| Paso 3: Se inician los sistemas ARMEO, EMG y EEF |
| Paso 4: El sistema ARMEO y el EMG monitorizan el movimiento |
| Paso 5: El sistema de VR guía al paciente para ejercer su tarea |
| Paso 6: El controlador utiliza los datos cinemáticos del Armeo y los datos de EMG y de VR para detectar si el paciente es capaz de llevar a cabo la tarea |
| Paso 7: El controlador detecta que el paciente no es capaz a terminar la tarea |
| Paso 8: El controlador activa el sistema EEF para dar soporte al paciente y llevar a cabo la tarea |
| Paso 9: El sistema VR da por concluida la tarea |

Tabla 2. Descripción del funcionamiento general del sistema en forma de pasos.

## 3. Resultados y discusión

El sistema HYPER está en fase de desarrollo y no hay disponibilidad de resultados finales. Durante el proceso de desarrollo se realizan una serie de estudios preliminares cuyos resultados se utilizarán en el controlador del sistema final. Parte de esta serie de estudios es el estudio de selectividad muscular durante la aplicación EEF en el antebrazo. Como ya se ha mencionado la selectividad muscular en el antebrazo es fundamental para la compensación funcional del miembro superior afectado.

El estudio de selectividad muscular se realiza en un grupo de pacientes de LM incompletos de lesión cervical comprendida entre C4-C7. Los primeros resultados enseñan que el sistema EEF del sistema HYPER es capaz de generar distintos movimientos del miembro superior con dos electrodos de 16-pads colocados aproximadamente encima de los músculos flexores y extensores de la muñeca. En la figura 3, se pueden apreciar los ángulos de dos movimientos diferentes generados cuando se aplica corriente cada vez solo en un pad del mismo siempre electrodo. De este modo podemos ver que los pads 5, 7, 9, 10 y 11 generan las flexiones de muñeca con mayores ángulos. Pero también los mismos pads generan supinación del antebrazo aunque en niveles inferiores. En este caso concreto, si teníamos que elegir unos pads para generar una flexión de la muñeca, elegiríamos los pads 10 y 11 porque son los pads que generan menor cantidad de supinación del antebrazo.

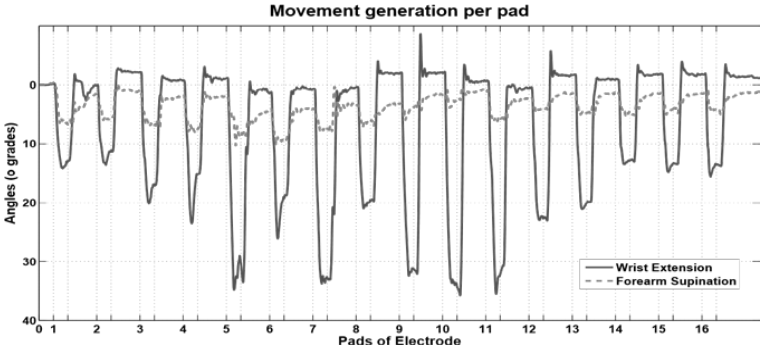



Figura 3. Ejemplo de movimientos diferentes generados por cada pad del electrodo tipo matriz en un paciente con LM incompleto.

En el sistema final, durante el proceso de las intervenciones de rehabilitación del miembro superior se recogerán una serie de datos importantes como: el resultado del alcance del objetivo, el resultado de fuerzas de agarre, las velocidades alcanzadas durante el trayecto, el número de repeticiones de cada tarea. Además, se hará un análisis de la trayectoria seguida por el paciente y se comparará con la trayectoria seguida por los sujetos sanos.

## 4. Conclusiones y trabajos futuros Breve presentación de las conclusiones más relevantes del trabajo desarrollado. Asimismo, proyecciones futuras del tema.

El objetivo del sistema HYPER es ofrecer a los clínicos una herramienta de rehabilitación que les ayude a evaluar los pacientes objetivamente y acelerar el comienzo de su terapia lo antes posible. El método de terapia que propone el sistema HYPER ofrece la capacidad de aumentar las repeticiones de una tarea de rehabilitación y también la posibilidad de reproducir tareas de la vida cotidiana sin perder el interés del paciente durante la sesión de rehabilitación.

La plataforma del proyecto HYPER está en proceso de desarrollo. Los clínicos están trabajando cerca con los responsables del desarrollo del sistema de la VR para el desarrollo de intervenciones y de video juegos que suministren las terapias. El controlador del sistema EEF multi-pad está desarrollándose teniendo en cuenta la activación selectiva de músculos concretos para diversas tareas funcionales. Los algoritmos de análisis de señales EEG se están mejorando, intentando a eliminar la aparición de falsos positivos (detección erróneos de movimiento voluntario).

Aunque todavía no hay resultados de evaluación del sistema completo, los resultados de los estudios parciales son muy prometedores e indican que los resultados finales cumplirán los objetivos del proyecto. En el futuro, el desarrollo de la plataforma se concluirá. Un controlador del sistema se desarrollará para cumplir con el funcionamiento presentado anteriormente. Y por último, se realizarán estudios de evaluación de cada una de las intervenciones propuestas anteriormente con pacientes con LM y ACV.

## Referencias

[1] Prochazka, A., Gauthier, M., Wieler, M., & Kenwell, Z. (1997). The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. Arch Phys Med Rehabil, 78 (6), 608-614.

[2] Houdayer, T., Barriskill, A., Davis, R., Milijasevic, Z., & Cousins, R. (2002). The Praxis and Minax FES systems for functional restoration in SCI. Bioengineering Conference, 2002. Proceedings of the IEEE 28th Annual Northeast , 189190.

[3] Hobby, J., Taylor, P. N., & Esnouf, J. (2001). Restoration of tetraplegic hand function by use of the neurocontrol FREEHAND system. The Journal of Hand Surgery: Journal of the British Society for Surgery of the Hand, 26 (5), 459464.

[4] Popović, M., Keller, T., Pappas, I., Dietz, V., & Morari, M. (2001). Surface-Stimulation Technology for Grasping and Walking Neuroprostheses. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 20 (1), 82-93.

[5] A.D. Koutsou, E. Rocon De Lima, F. Brunetti, et al. (2012). A novel method for the analysis of forearm muscle activation by selective sFES. 18th IFESS Annual Conference 2013, "Bridging Mind and Body". San Sebastián June 6-8.

[6] M. Lawrence, A. Brunschweiler, and T. Keller, "Multi-channel transcutaneous electrical stimulation environment." in International Functional Electrical Stimulation Society Conference, Zao, Japan, Sep. 2006, pp. 210–212.

[7] A. Westerveld, A. Schouten, P. Veltink, and H. Van der Kooij, "Selectivity and resolution of surface electrical stimulation for grasp and release", IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol. 20, no. 1, pp. 94–101, 2012.

[8] S. O'Dwyer, D. O'Keeffe, S. Coote, and G. Lyons, "An electrode configuration technique using an electrode matrix arrangement for fes-based upper arm rehabilitation systems," Medical Engineering & Physics, vol. 28, pp. 166–176, 2006.

[9] D. Popović and M. Popović, "Automatic determination of the optimal shape of surface electrode: Selective stimulation," Journal of Neuroscience Methods, pp. 1–6, 2009.

[10] N. Malesević, L. Popović, G. Bijelić, and G. Kvascev, "Muscle twitch responses for shaping the multi-pad electrode for functional electrical stimulation," Journal of Automatic Control, University of Belgrade, vol. 20, pp. 53–57, 2010.

[11] N. Malesević, L. Popović-Maneski, V. Ilić, N. Jorgovanović, G. Bijelić, T. Keller, and D. Popović, "A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp," Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 9, 2012.

[12] O. Schill, R. Rupp, C. Pylatiuk, S. Schulz, and M. Reischl, "Automatic adaption of a self-adhesive multi-electrode array for active wrist joint stabilization in tetraplegic sci individuals," in Science and Technology for Humanity(TIC-STH), IEEE Toronto International Conference, 2009, pp. 708–713.

# Protocolo de Captura de Señales sEMG para el Reconocimiento de Gestos de la Mano

J.F Sarmiento[2], J.J Villarejo[1], R.M. Costa[2], T. Freire-Bastos[1,2], D. Kumar[3]

[1]Universidade Federal do Espirito Santo / RENORBIO: Vitória, Brasil, Tel-Fax: +552740092644, e-mail: tfbastos@ele.ufes.br

[2]Universidade Federal do Espirito Santo / PPGEE: Vitória, Brasil, Tel-Fax: +552740092644, e-mail: tfbastos@ele.ufes.br

[3]RMIT University / SECE: Melbourne, Australia, Tel-Fax: +6139925 2007 dinesh@rmit.edu.au

**Resumen.** Uno de los aspectos más importantes en el desarrollo de sistemas de control de dispositivos robóticos con interacción humana está relacionado con la calidad de la información obtenida, especialmente tratándose de bioseñales. Este es el caso para el control de una prótesis de mano mioeléctrica con movimiento individual de los dedos, capaz de realizar tareas motoras con alta destreza y con bajos niveles de contracción muscular. En este trabajo se describe el protocolo empleado para la obtención de una base de datos de señales sEMG, que va desde la definición de los músculos y el número de canales, el proceso de preparación física y mental de los voluntarios, hasta la adecuación del sistema de captura para el posterior procesamiento de los datos. Se presentan los resultados obtenidos que demuestran la importancia del seguimiento del protocolo.

**Palabras clave:** Movimientos Voluntarios, sEMG, Contracción Isométrica de Bajo Nivel, Estado de Reposo, Baja Densidad.

## 1. Introducción

Las señales Electromiográficas de superficie (sEMG) del antebrazo pueden ser usadas para reconocer diferentes gestos de la mano y generar comandos para el control de prótesis robóticas con movimiento individual de dedos. Los mayores desafíos para el reconocimiento de las tareas motoras han sido crear sistemas de clasificación robustos, empleando algoritmos que permitan procesar la información con un menor costo computacional y un alto porcentaje de acierto en la identificación de los movimientos. Se pretende además reducir la cantidad de información a procesar obtenida de los músculos, que sea adaptable a varias personas sanas y replicable en personas amputadas, y que responda en tiempo real y requiera la menor cantidad de entrenamiento.

Se identificaron algunos trabajos en la base de datos de la IEEE, los cuales fueron clasificados según ciertos criterios. Inicialmente, se tuvo en cuenta el número de electrodos usados, tomando en cuenta solo los trabajos de baja densidad, con menos de 6 canales de captura. Esto da una idea del número de músculos registrados y sus diferentes combinaciones. De igual forma, el tipo de gestos motores de la mano o clases, las características empleadas y los sistemas de clasificación relacionados con sus tasas de reconocimiento también fueron tenidos en cuenta. El propósito fue analizar el número de electrodos adecuado y los grupos de gestos motores que fueran aplicables para el control de una próstesis mioeléctrica de mano con movimiento independiente de dedos. Esto permitió seleccionar los músculos que representaban adecuadamente los movimientos a ejecutar, sus respectivas rutinas motoras y las tasas de reconocimiento, tomando como referencia aquellos con mejores resultados de identificación para cada gesto motor.

Phinyomark [1] realizó un estudio donde consiguió tasas de reconocimiento del 90% para 7 clases de movimientos de miembros superiores empleando bajo vs alto nivel de contracción muscular. Se compararon características como DFA (*Detrended Fluctuation Analysis*) vs RMS (*Root Mean Square*), WL (*Wave Length*), MFL (*Maximum Fractal Length*) y HFD (*Higuchi´s Fractal Dimension*), usando LDA (*Linear Discriminant Analysis*) como clasificador. Arjunan [2] presentó 90% de reconocimiento para 4 gestos como flexión de dedos y muñeca de bajo nivel de contracción usando varias características como RMS, WL, MAV (*Mean Absolute Value*), VAR (*Variance*), FD (Fractal Dimension), MFL y un clasificador de tipo ANN (*Artificial Neural Networks*).