

# SABI2020

22 CONGRESO DE BIOINGENIERÍA  
II JORNADA DE INGENIERÍA CLÍNICA

4 al 6 de marzo de 2020  
Argentino Hotel  
Rambla de los Argentinos  
20.200 Piriápolis, URUGUAY  
[www.sabi2020.com](http://www.sabi2020.com)



## SESIÓN ESPECIAL

## TRABAJOS CORTOS

**SABI2020**  **SOCIEDAD ARGENTINA DE BIOINGENIERÍA**



ORGANIZA:



CONVOCA:



**UTEC**  
Universidad Tecnológica

# Aquisição e comparação de algoritmos de classificação de sinais de eletro-oculograma (EOG)

Lucian S. Schiavon, Andreza R. Borchardt e Adão A. S. Junior.

**Abstract**— Neste trabalho foi desenvolvido um sistema de aquisição de sinais de Eletro-oculograma (EOG) para ser utilizado em um dispositivo assistivo. Três algoritmos de aprendizado de máquina, Regressão Softmax, GDA (Gaussian Discriminant Analysis) e KNN (K-Nearest Neighbors) foram usados para classificar os movimentos oculares a partir do sistema desenvolvido, avaliando seus desempenhos. KNN apresentou os melhores resultados com 88,9% de precisão na classificação.

## I. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos houve um aumento do interesse no desenvolvimento de tecnologia assistiva para comunicação entre seres humanos e computadores utilizando biopotenciais como Eletroencefalograma e Eletro-oculograma [1]. A eletro-oculografia utiliza a diferença de potencial entre a córnea e a retina para identificar movimentos oculares. Sinais gerados por EOG podem, portanto, ser usados para determinar a posição e movimentação ocular.

Esse trabalho é composto pelas seguintes etapas: projeto e construção de uma placa de aquisição para coletar os sinais de EOG; criação de um banco de dados; e a comparação de três algoritmos de aprendizado de máquina para classificar os movimentos dos olhos.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema de aquisição é composto por uma etapa de filtragem seguida de aquisição e comunicação com o computador. A etapa de filtragem é composta por um filtro passa-alta em 0.1Hz e um filtro passa-baixa em 10Hz, faixa de frequência do sinal de EOG [1]. Os filtros foram projetados por aproximação Butterworth e topologia Sallen-Key. O sinal passa por uma etapa de amplificação e offset e é amostrado (250 amostras/s) pelo conversor A/D ADS1294, o qual faz a comunicação com o computador através do protocolo SPI.

Após a digitalização, o sinal passa por uma etapa de pré-processamento com um filtro de média móvel de 25 pontos. Esse filtro procura suavizar o sinal e facilitar a extração das características para classificação. Com base na literatura da área [2], partiu-se de um conjunto de seis características extraídas do sinal: média, mediana, energia, desvio padrão, largura entre picos e a diferença de potencial de pico a pico. Com o objetivo de diminuir este número de características foi realizada uma análise de componente principal (PCA - Principal Component Analysis).

O conjunto de parâmetros foi classificado usando três algoritmos de aprendizado de máquina: Regressão Softmax, GDA e KNN [3]. A Regressão Softmax consiste numa generalização da regressão logística para o caso em que se deseja classificar dados em múltiplas classes. GDA é um

Os autores estão com o Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia Sul rio-grandense (IFSUL), Pelotas - RS, 96015-360. Brasil, telefone: (53) 3026-6050, e-mail: dezaborchardt@hotmail.com; lucianschiavon@gmail.com; adaodr@gmail.com

método que utiliza distribuições gaussianas multivariadas para classificar os dados. Estas distribuições indicam a probabilidade de um dado pertencer a determinada classe. No KNN, pressupõe-se que dados da mesma categoria estão próximos no espaço de parâmetros. O algoritmo tem como base a distância entre um dado não rotulado e um conjunto de dados rotulados contendo diversas classes.

## III. RESULTADOS

O conjunto de teste foi adquirido de cinco indivíduos executando movimentos determinados: piscar uma vez, olhar fixo em um ponto, olhar para cima, olhar para baixo, olhar para a direita e para a esquerda. Cada sujeito realizou três testes de cada movimento resultando em um banco de dados de 180 sinais. Após a extração das características e a redução de dimensionalidade usando o algoritmo PCA apenas duas informações se mostraram relevantes para a classificação: amplitude pico a pico de sinal e largura de pico.

A escolha dos dados para testar e validar os algoritmos foi feita de forma aleatória. Utilizou-se 80% dos dados no treinamento e os demais 20% para teste. A tabela 1 sintetiza os resultados obtidos para os três tipos de classificadores.

TABELA 1  
RESULTADO DA CLASSIFICAÇÃO DOS SINAIS

CLASSIFICADOR	SOFTMAX (%)	GDA (%)	KNN (%)
DESCANSO	66,7	100	100
PISCADA	100	100	100
CIMA	0	66,7	100
BAIXO	100	100	33,3
DIREITA	66,7	33,3	100
ESQUERDA	100	66,7	100
PRECISÃO FINAL	72,2	77,8	88,9

## IV. DISCUSSÃO & CONCLUSÕES

A placa de aquisição e os algoritmos criados se mostraram eficientes e os resultados de classificação são similares a outros trabalhos na literatura [2]. Em relação aos algoritmos de classificação, o KNN apresentou os melhores resultados. Sua baixa precisão na classificação do movimento de olhar para baixo se deve à similaridade do sinal com o movimento de olhar à esquerda, a qual o classificador apresentou dificuldade em distinguir. Trabalhos futuros empregarão o hardware e software desenvolvidos na construção de um dispositivo assistivo utilizando sinais de EOG.

## REFERÊNCIAS

- [1] R. Barea, et al. "EOG-based eye movements codification for human computer interaction." *Expert Systems with Applications* 39.3 (2012): 2677-2683.
- [2] A. Banerjee, et al. "Detecting eye movement direction from stimulated electro-oculogram by intelligent algorithms". In: *ICCCNT'12*. [S.l.], 2012. p. 1-6.
- [3] C. M. Bishop. *Pattern recognition and machine learning*. New York: Springer, c2006., 738 p.

# Biofilm of Tilapia (*Oreochromis niloticus*) skin for burn treatment

Primer Mikaela Pantoja R. & Erika Fernández T.

El propósito del presente trabajo de investigación es dar a conocer nuevos métodos de curación basados en biomimetismo o biomimética. Como parte de los resultados se da a conocer la idea de implementar el Biofilm de piel de tilapia en el proceso de curación a partir de un método eficaz para la regeneración de células que fueron dañadas a causa de quemaduras. Podemos concluir que a partir de este método revolucionario se pueden suplir las necesidades de los pacientes brindando una técnica de curación apropiada con resultados provechosos y de una manera casi completa.

## I. INTRODUCCIÓN

Al ver la necesidad de las personas que presentan quemaduras de segundo y/o tercer grado, se buscaron métodos alternativos para la curación de las lesiones y así fue cómo surgió la idea de implementar el Biofilm de piel de Tilapia en el proceso de curación.

La Tilapia (*Oreochromis niloticus*) posee colágeno tipo I, semejante al de la piel humana.

Después de observar el poco conocimiento de la población acerca de lo que es el tratamiento con Biofilm de piel de Tilapia para tratar este tipo de lesiones, se ve por conveniente proponer la implementación y uso de este método en los hospitales de Bolivia.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El trabajo se basa en una revisión bibliográfica que en un futuro será probada en Bolivia, a partir de una fase experimental y de campo. La investigación estuvo basada en la revisión bibliográfica de artículos científicos de revistas internacionales como la Revista iberoamericana de polímeros (Zamora-Mora et al. 2010), Revista de la Facultad de Ingeniería (Muñiz 2017), informes científicos y otras fuentes basadas en resultados de investigaciones como BBC Mundo, ABC Sociedad y Cadena SER e información publicada por instituciones de investigación del área se aporta al estado de conocimiento de esta área.

## III. RESULTADOS

Nos basamos en los resultados obtenidos por los investigadores de nacionalidad brasilera para así comenzar con este método en Bolivia y poder sumar a nuestros pacientes a los resultados satisfactorios de esta implementación.

Las investigaciones comenzaron hace tres años y los tratamientos hace uno, tiempo en el que ya fueron atendidos 60 pacientes con quemaduras de segundo grado. En la última etapa de las investigaciones, que comienzan ahora, serán atendidos 120 adultos y 30 niños. (Piel de tilapia para tratar quemaduras graves | Ciencia y tecnología | Cadena SER. (n.d.). Retrieved June 4, 2018).

«La piel funciona como un tapón, evitando la contaminación, la pérdida de líquidos. No tiene que cambiarse diariamente, como ocurre con vendajes, y además reduce el dolor, el tiempo de tratamiento y los costos». Aseguran que el tratamiento es menos doloroso que el uso de cremas y vendajes.



Fig. 1: Lesiones en los tejidos de los brazos causadas por una exposición al calor tratada con piel de Tilapia. (Piel de tilapia para tratar quemaduras graves | Ciencia y tecnología | Cadena SER. (n.d.). Retrieved June 4, 2018)

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Se presentó una investigación que permite implementar un método alternativo en base al tratamiento de quemaduras, este Biofilm de piel de Tilapia (*Oreochromis niloticus*), demostró ser un tratamiento efectivo y de múltiples beneficios para los pacientes que presentan estas lesiones. En conclusión, la investigación presentó resultados potencialmente favorables ante la falta de recursos y las limitaciones burocráticas para tratar quemaduras en hospitales públicos mediante la alternativa del Biofilm de piel de Tilapia (*Oreochromis niloticus*). Con relación a todo lo mencionado en el presente trabajo, se recomienda llevar a la fase experimental esta interesante e innovadora alternativa.

## AGRADECIMIENTOS

Primeramente, agradecer al equipo médico/científico de Brasil por ser pioneros en esta investigación que sirve de base para continuar con el avance en el campo de la Biotecnología.

Agradecer a la Lic. MSc. Erika Fernández Terrazas, docente de UNIVALLE Cochabamba-Bolivia y a la universidad, por ofrecer una guía en este proceso de revisión bibliográfica sobre la investigación.

Agradecer a SABI2020 por dar la oportunidad a estudiantes de ser parte de este congreso de Bioingeniería.

## REFERENCIAS

- Zamora-Mora, V. M. Sibaja & J. Vega-Baudrit 2010 Revista iberoamericana de polímeros, 11 (7), 607-619
- Muñiz, R. Rev. Tekhne. Vol. 20, Núm. 2: 023-038, 2017. ISSN 1316-3930.
- Piel de tilapia para tratar quemaduras graves | Ciencia y tecnología | Cadena SER. (n.d.). Retrieved June 4, 2018, from [http://cadenaser.com/ser/2017/05/26/ciencia/1495782903\\_230\\_913.html](http://cadenaser.com/ser/2017/05/26/ciencia/1495782903_230_913.html)

\*Research supported by ABC Foundation.

F. A. Author is with the National Institute of Standards and Technology, Boulder, CO 80305 USA, phone: 303-555-5555; e-mail: [author@boulder.nist.gov](mailto:author@boulder.nist.gov).

# Carrera de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Buenos Aires

B. S. Zanutto

**Abstract—** Se presenta el plan de la carrera de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la UBA cuyo objetivo es formar profesionales capacitados para cumplir funciones en bioingeniería, en servicios de salud, en la industria, en investigación y en desarrollo tecnológico. El final de la carrera se alcanza tras cinco años de materias iniciales, además de aquellas compartidas con otras ingenierías, ciencias exactas y medicina, y materias electivas de las cuatro áreas de “focalización” específicas. Durante el transcurso de la carrera y, habiendo aprobado determinada cantidad de materias, se obtiene un título intermedio y, como título final, el de Bioingeniero/a.

## I. IMPLEMENTACIÓN DE LA CARRERA

La carrera de Bioingeniería formará parte de la oferta de la Facultad de Ingeniería de la UBA. Esta dependencia es el ámbito propicio para su dictado ya que, además de enseñarse ciencias básicas y de la ingeniería, cuenta con la infraestructura adecuada y el instrumental necesario para el desarrollo de lo establecido en el plan de estudios. Originada en la sede del Instituto de Ingeniería Biomédica (IIBM) creado por Dr. Bernardo Houssay, en 1968, se ajusta a las reglamentaciones vigentes. Los objetivos fundacionales del IIBM son promover la investigación y la docencia en el extenso campo interdisciplinario de la ingeniería y las ciencias de la vida. La labor de investigación, inicialmente llevada adelante en el ámbito del IIBM, ha sido pionera en la Argentina y ha sentado los cimientos fundacionales de la Ingeniería Biomédica en nuestro país y en América Latina, propiciando la creación de carreras de bioingeniería en otras universidades del país.

## II. ÁREAS DE FOCALIZACIÓN Y MATERIAS ELECTIVAS

Las asignaturas electivas se ofrecen en el marco de cuatro áreas de focalización. Los alumnos podrán elegir una de las cuatro focalizaciones, o bien, cinco materias de distintas áreas, guiados por un tutor.

Por su parte, quienes realicen su Tesis o Trabajo Profesional en el IIBM, en hospitales u otros organismos públicos o privados, podrían, con supervisión y orientación de su tutor, llevar adelante las prácticas profesionales en forma integrada. Los conocimientos y habilidades que se desarrollan en cada área de focalización se detallan a continuación:

\*Instituto de Ingeniería Biomédica, Facultad de Ingeniería, UBA – IBYMECONICET, silvano@fi.uba.ar.

### a) Área de Sistemas Biológicos, de Ingeniería de Tejidos y Biomateriales

Esta área forma al estudiante en los aspectos más relevantes de los biomateriales, tanto desde la perspectiva de sus propiedades generales, como de aquellas específicas ligadas a su biocompatibilidad. Además, se profundiza el estudio de las dimensiones técnicas de la biotecnología, de la ingeniería celular y tisular, como así también, aspectos termodinámicos y fluidodinámicos de los sistemas biológicos. De esta forma, el egresado puede desempeñarse en áreas que van, desde el diseño y desarrollo de prótesis, hasta la ingeniería de tejidos.

### b) Área de Robótica, Instrumentación y Nanotecnología

Esta área le permite al egresado contar con habilidades relacionadas con el diseño y desarrollo de sensores, con el análisis y procesamiento de las señales obtenidas, y con los sistemas de control y actuación buscados. En particular, se profundizan aspectos ligados a la nano y macro tecnología robótica, incluyendo la cirugía asistida por computadora.

### c) Área de Biología Computacional y Neuroingeniería

Esta área permite especializarse en bioinformática y en el modelado matemático y procesamiento numérico de sistemas biológicos complejos, tales como la neuroingeniería, la genómica y la proteómica. También comprende el procesamiento del habla, de imágenes y de señales en general; el reconocimiento de patrones y la generación de teorías de comportamiento animal. Así, el egresado podrá desempeñarse en el análisis y desarrollo de modelos computacionales de sistemas biológicos.

### d) Área de Ingeniería Clínica

Esta área permite al egresado una formación diferencial para la gestión y el mantenimiento de sistemas de salud, incluyendo la prevención hospitalaria. Aquí se pueden comprender los aspectos relacionados con aspectos de la ingeniería clínica, en general. Las asignaturas de esta área incluyen residencia en hospitales.

## III. TÍTULOS

El título que se obtendrá al finalizar la carrera es de Bioingeniero/a y podrá ejercer las actividades profesionales reservadas a ese título dispuestas por la Resolución Ministerial vigente, más aquellas del área de focalización elegida. También podrá optar por un título académico intermedio.

# Classificador de movimentos de membro superior a partir de eletromiografia de superfície e algoritmos de aprendizado de máquina

Lucian. S. Schiavon e Samuel. C. B. Wachholz

**Abstract** — Este trabalho apresenta uma avaliação de desempenho de quatro algoritmos de aprendizado de máquina na classificação de sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) utilizando um banco de dados aberto, composto por sete movimentos captados a partir de quatro indivíduos. Resultados obtidos indicam um índice de acurácia satisfatório, com predominância do algoritmo de *Support Vector Machines*.

## I. INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (sEMG) consiste em capturar a atividade elétrica presente no músculo humano durante um movimento do corpo através do uso de eletrodos de superfície não invasivos. [1]

Os primeiros registros do uso de sinais mioelétricos como mecanismo de controle são datados dos anos 40, desde então, há pesquisas focadas em estabelecer tecnologias assistivas capazes de ajudar pessoas com deficiência [1]. Os desenvolvimentos na área de reconhecimento de padrões de movimento são frequentemente focados nas técnicas de Aprendizado de Máquina (ML), que executam a classificação do movimento pretendido com base no sinal de sEMG.

Dessa forma, esse trabalho busca apresentar um comparativo de diversas técnicas de ML já implementadas na literatura, utilizando do conjunto de dados disponibilizado pela *School of Human Kinetics*, da Universidade de Ottawa.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

A base de dados usada foi criada por Goge e Chan [2] e é composta por sinais coletados de 4 pacientes ao longo de um experimento, repetido 6 vezes. O mesmo é composto de 7 padrões de movimentos distintos, os quais são repetidos 10 vezes de maneira aleatória.

As técnicas de aprendizado de máquina utilizadas classificam os movimentos executados com base em um conjunto de características extraídas do sinal de sEMG. Neste trabalho, escolheram-se os algoritmos de classificação e as características mais usuais da literatura [3], levando em consideração o custo computacional exigido e validando-os através de validação cruzada *k-fold*, no qual *k* possuiu valor 4 (75/25%).

### A. Características

As características foram extraídas do sinal de sEMG através de *scripts* do *software* MATLAB, disponibilizados no trabalho de Chan e Green [4]. São elas: Valor eficaz (RMS); Cruzamentos por zero (ZC); Comprimento de onda (WL).

### B. Algoritmos de classificação

S. C. B. Wachholz e L. S. Schiavon estão associados ao Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia Sul-rio-grandense, Pelotas, RS, Brasil, fone: 2123-1000; e-mail: samuelwachholz@gmail.com e lucianschiavon@gmail.com.

Os algoritmos de classificação implementados foram Regularized Logistic Regression (RLR), Multilayer Perceptron (MLP), Support Vector Machines (SVM) e Linear Discriminant Analysis (LDA). A RLR é um método de classificação probabilístico supervisionado, que prevê a probabilidade de uma dada entrada pertencer à uma dada classe através da equação logística. Sua versão regularizada introduz um hiperparâmetro que controla o *Over* e o *Underfit* do modelo. O MLP é uma rede do tipo *feedforward*, composta por três camadas de neurônios totalmente interconectadas. A classificação é dada através de uma soma ponderada dos dados dos neurônios. SVM são classificadores binários lineares que tentam maximizar a margem entre duas classes. Ao utilizar a heurística *one-vs-all* o classificador é capaz de classificar problemas de *n* classes. LDA é um método estatístico que encontra um discriminante linear que maximize a razão da dispersão entre-classes com a dispersão intra-classe.

## III. RESULTADOS

A métrica que representa os resultados obtidos é a acurácia geral do algoritmo, extraída da validação cruzada. Os resultados obtidos estão ilustrados na Tabela 1.

TABELA 1  
ACURÁCIA DOS ALGORITMOS IMPLEMENTADOS

ALGORITMO	ACURÁCIA
RLR	91.5878 ± 2.9782 %
MLP	92.9435 ± 0.6176 %
SVM	95.39347 ± 0.4163 %
LDA	93.5628 ± 0.7382 %

## IV. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Este trabalho abordou as etapas de construção de um classificador de movimento baseados em algoritmos de aprendizado de máquina. Os resultados obtidos são satisfatórios e estão de acordo com aqueles encontrados na literatura, ressaltando a predominância do SVM. [3]

Trabalhos futuros poderão analisar o desempenho de mais algoritmos de classificação, especialmente técnicas modernas como *Extreme Learning Machines*.

## REFERÊNCIAS

- [1] M. Atzori, et al. "Building the ninapro database: A resource for the biorobotics community," in 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). IEEE, 2012, pp. 1258–1265.
- [2] A. Goge, A. Chan, "Investigating classification parameters for continuous myoelectrically controlled prostheses", CMBEC28, Quebec City, Canada, pp. 141-144, 2004.
- [3] I. Kuzborskij, A. Gijsberts and B. Caputo, 2012, August. On the challenge of classifying 52 hand movements from surface electromyography. In *2012 annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society* (pp.4931-4937).
- [4] A. Chan , G. Green, "Myoelectric control development toolbox", 30th Conference of the Canadian Medical & Biological Engineering Society, Toronto, Canada, M0100, 2007.

# COMPARISON OF ROWING TECHNIQUES AMONG THE ATHLETES OF THE CLUB REMEROS OF PAYSANDÚ (URUGUAY)

Marco Norbis, Saul Rodriguez, Gonzalo Giannechini, Carlo M. Biancardi

**Abstract**— Rowing technique of four rowers of different level (national vs. international) was evaluated, as part of a larger project involving the athletes of the Club Remeros of Paysandú (Uruguay). Through a motion capture system, the movement of eleven body segment during exercise on a rowing machine was reconstructed and analyzed. While the same technique was employed by the rowers, significant differences in the articular range of motion emerged between athletes of national vs. international level.

## I. INTRODUCTION

Rowing is a cyclic exercise, during which upper and lower limbs move in sync. The movement of the body on a mobile seat is caused by the propulsion of the legs, while the arms pull on one or two oars [1]. Four main techniques have been described, Rosenberg, DDR, Adam and Ivanov, which differ for the emphasis, either on trunk traction or on leg thrust [2, 3, 4].

Aim of this work was to evaluate and compare the rowing technique of four athletes of the Club Remeros of Paysandú competing at national ( $n = 2$ ) or international ( $n = 2$ ) level.

## II. MATERIALS AND METHODS

Each subject was measured and weighted, and prepared for the data acquisition. Eighteen reflective markers were fixed with adhesive tape on the main joint, defining 11 body segments: trunk with head, arms, forearms with hands, thighs, shanks and feet, according to Minetti et al. [5].

Kinematic data were collected with a Vicon motion capture system (Oxford Metrics, UK), equipped with 8 Bonita cameras, at a sampling rate of 100 Hz. The coordinate system was set according to the right hand rule, with x directed parallel to the main axis of the rower. The experimental protocol consisted of 7 trials on a rowing machine (Concept2). Each trial was set up with a different combination of rowing frequency (17-19; 21-23; 26-28 cycles per minute) and resistance (170 to 260 W).

## III. RESULTS

The amplitudes and range of motion (ROM) of the hip and knees joint angles [6] were analyzed over the rowing cycle, in order to determine the rowing technique. The pattern of the four athletes resulted in line with the Rosenberg technique, which is characterized by emphasis on trunk and simultaneous flexion of hip and knees.

The ROM of the hip and knee joints resulted significantly larger in the two international athletes, with respect to the national level ones (Hip:  $p = 0.0008$ ; Knee:  $p = 0.0286$ ) (Fig. 1).

<sup>†</sup>Carlo M. Biancardi, Lab. Biomecánica y Análisis del Movimiento, CenUR Litoral Norte, Universidad de la República, Paysandú, Uruguay. e- mail: [cbiancardi@cup.edu.uy](mailto:cbiancardi@cup.edu.uy)

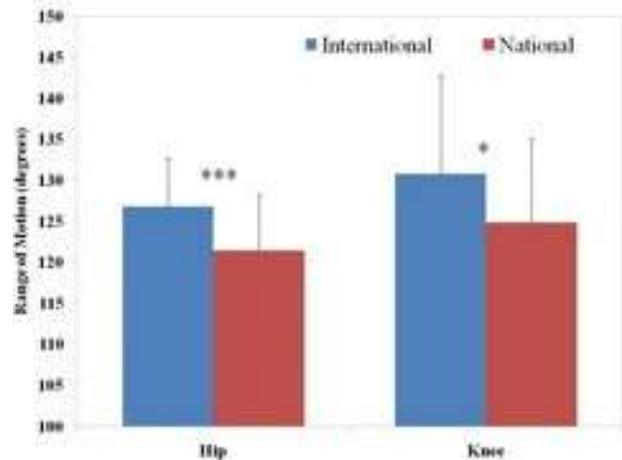


Figure 1. Range of motion of hip and knee joint angles during a stroke cycle. Asterisks indicate the statistical significance.

## IV. DISCUSSION & CONCLUSIONS

The velocity and torque associated to the hip and knee joints movements are important determinants of the rowing performance [7, 8]. The larger ROM of international rowers can indeed be considered an indicator of better coordination and higher velocity. We will deepen our analysis to get a better insight on this matter.

This was the first outcome of a larger project, involving also the energetic cost and the muscle coordination during rowing. The results will be a useful feedback for the athletes and their trainers.

## ACKNOWLEDGEMENTS

We thanks the Club Remeros Paysandú and the trainers.

## REFERENCIAS

- [1] J. M. Steinacker. Physiological aspects of training in rowing. *International journal of sports medicine*, 14, S3-S3, 1993.
- [2] V. Kleshnev. *Rowing biomechanics*. East. 1:1-8, 2006.
- [3] T. Korner. *A Comparative Analysis of the GDR and Adam Styles*. Alemania: FISA Coaching Development Programme Course. 1983.
- [4] A. H. McGregor. *A Comparison of Rowing Technique at Different Stroke Rates: A Description of Sequencing, Force Production and kinematics*. London: Orthopedics & Biomechanics. 2003. DOI: 10.1055/s-2004-820936
- [5] A. E. Minetti, L. P. Ardigo and F. Saibene. Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *The Journal of physiology*, 472(1), 725-735, 1993. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019969>
- [6] J. Hamill, K. M. Knutzen and T. R. Derrick. *Biomechanical basis of human movement*. Wolters Kluwer, Philadelphia, USA. 2015.
- [7] A. Baudouin and D. Hawkins. A biomechanical review of factors affecting rowing performance. *British journal of sports medicine* 36.6: 396-402, 2002. <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.36.6.396>
- [8] C. Soper and P. A. Hume. Towards an ideal rowing technique for performance. *Sports Medicine*. 34(12):825-48, 2004. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434120-00003>

# DEPOSICIÓN DE FIBRAS DE VIDRIO EN UN MODELO DE PULMÓN HUMANO

Sofia Jason, Frantisek Lizal

**Abstract**— Regional deposition of glass fibers was investigated in a physically realistic, human respiratory tract replica during a job experience in Brno, Czech Republic. It was useful to learn about operation of aerosol generating and measuring devices, standard procedures used for scientific measurement, data analysis, dielectrophoresis and length classification of fibers.

## I. INTRODUCCIÓN

Se presenta una experiencia de laboratorio realizada como pasantía estudiantil en la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad Tecnológica de Brno. Se desarrolló en el laboratorio de aerosoles donde se clasifican fibras de vidrio según tamaño y se analiza su deposición en una réplica humana de las vías aéreas. La motivación de este estudio se basa en que las fibras mencionadas son muy utilizadas en construcción e industria y su inhalación podría ocasionar enfermedades pulmonares [1].

El objetivo principal de la pasantía era aprender acerca de los procedimientos utilizados en el laboratorio para realizar el estudio. Como resultado final, se esperaba obtener muestras de las fibras depositadas en los filtros de salida de la réplica y de cada uno de los segmentos [1].

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para llevar a cabo el estudio se necesitó de dos elementos principales: un clasificador de fibras dielectroforético [2,3] y la réplica de vías aéreas [1].

Primero se realizaron pruebas del sistema de clasificación de fibras ajustando los flujos de aire que ingresaban al mismo y los valores de humedad. A la salida de este sistema existía un filtro que era observado con un microscopio de contraste de fase para saber si las fibras eran del mismo tamaño. Una vez encontrado el resultado deseado, se procedió a ensamblar la réplica de vías aéreas y se le conectó la salida del clasificador.

El modelo no representa la totalidad de los pulmones por lo cual las fibras que no se acumulaban en los segmentos se depositaron en los filtros de salida. Los filtros de salida se cambiaron cada 30 minutos para prevenir el sobrellenado de los mismos. Además, se observaron en el microscopio para comprobar si el clasificador estaba funcionando correctamente y si las fibras estaban llegando a la réplica [2].

En la Fig. 1 se enseña la configuración del sistema y sus componentes.

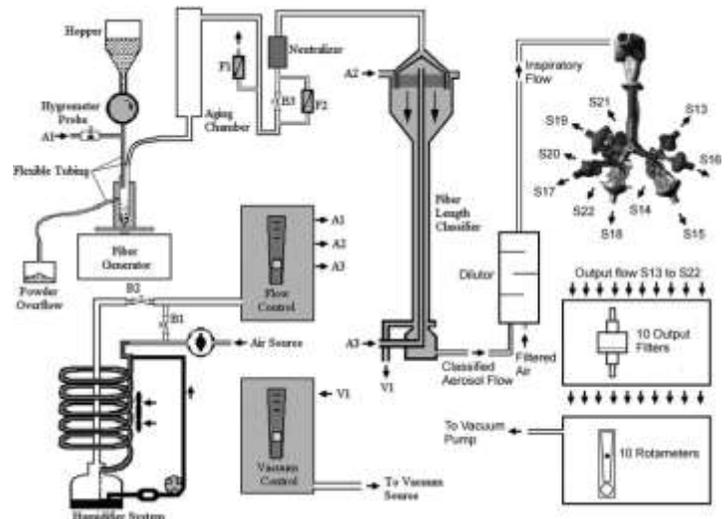


Figura 1. Generador y clasificador de fibras conectado al modelo de pulmones humanos.

## III. RESULTADOS

El estudio debía ponerse en marcha durante cuatro horas para poder desensamblar la réplica y observar la deposición de fibras en los segmentos. El modelo fue expuesto a las fibras durante tres horas por lo cual se lograron juntar 60 muestras de los filtros de salida de la réplica (10 cada 30 minutos). Como consecuencia, no se llegó a realizar el desensamblado de la réplica y el estudio de deposición por segmento.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Esta experiencia me permitió aprender acerca del funcionamiento de un clasificador de fibra dielectroforético, manejo de flujos, fibras tóxicas para el organismo y como analizar su efecto en una réplica de pulmones humanos.

## REFERENCIAS

- [1] Miloslav Belka, Frantisek Lizal, Jad Jedelsky, Jakub Elcner, Philip K. Hopke, Miroslav Jicha (2018) Deposition of glass fibers in a physically realistic replica of the human respiratory tract, *Journal of Aerosol Science* 117, 149-163, DOI: 10.1016/j.jaerosci.2017.11.006
- [2] Peter J. Lipowicz & Hsu Chi Yeh (1989) Fiber Dielectrophoresis, *Aerosol Science and Technology*, 11:3, 206-212, DOI: 10.1080/02786828908959313
- [3] Zuocheng Wang, Philip K. Hopke, Paul A. Baron, Goodarz Ahmadi, Yung-Sung Cheng, Gregory Deye & Wei-Chung Su (2005) Fiber Classification and the Influence of Average Air Humidity, *Aerosol Science and Technology*, 39:11, 1056-1063, DOI: 10.1080/02786820500380198

# Desarrollo de un dispositivo *mIoT* (medical Internet of Things) para la monitorización remota del ventilador mecánico Puritan Bennet 840

Maximiliano Crespo y Leonardo Casal

**Abstract**— En las terapias intensivas, el monitoreo de variables respiratorias se realiza de forma manual en gran medida. Se desarrolló un dispositivo basado en la placa NodeMCU que permite monitorizar de forma remota estas variables, utilizando la interfaz de comunicación externa disponible en los ventiladores Puritan Bennett 840.

## I. INTRODUCCIÓN

En las terapias intensivas, para la visualización, almacenamiento y procesamiento de las variables ventilatorias en una central de monitoreo, es necesario utilizar una interfaz de comunicación externa disponible en los ventiladores mecánicos. Sin embargo, esto se ofrece como una función opcional a un costo considerable, además de que el almacenamiento está limitado a las últimas 72 hs. Por lo tanto,

la comunicación WiFi. Se utilizó un adaptador de tensión para conectarse al respirador utilizando el protocolo RS232 disponible para su comunicación externa. Como fuente de poder se utilizó el tomacorriente disponible en el respirador (de forma de no comprometer la seguridad eléctrica del respirador) y una fuente genérica de 220V a 5 V. Se eligió a ThinkSpeak como servidor Web. La configuración de la clave WiFi y del servidor Web, se realiza conectando el dispositivo a una PC, mediante la plataforma Arduino IDE.

## III. RESULTADOS

El dispositivo desarrollado permitió, a través del servidor Web, visualizar la tendencia de 8 variables ventilatorias seleccionadas por el usuario, con un historial de más de 3 días, adquiridas a una velocidad de 15 muestras por segundo.

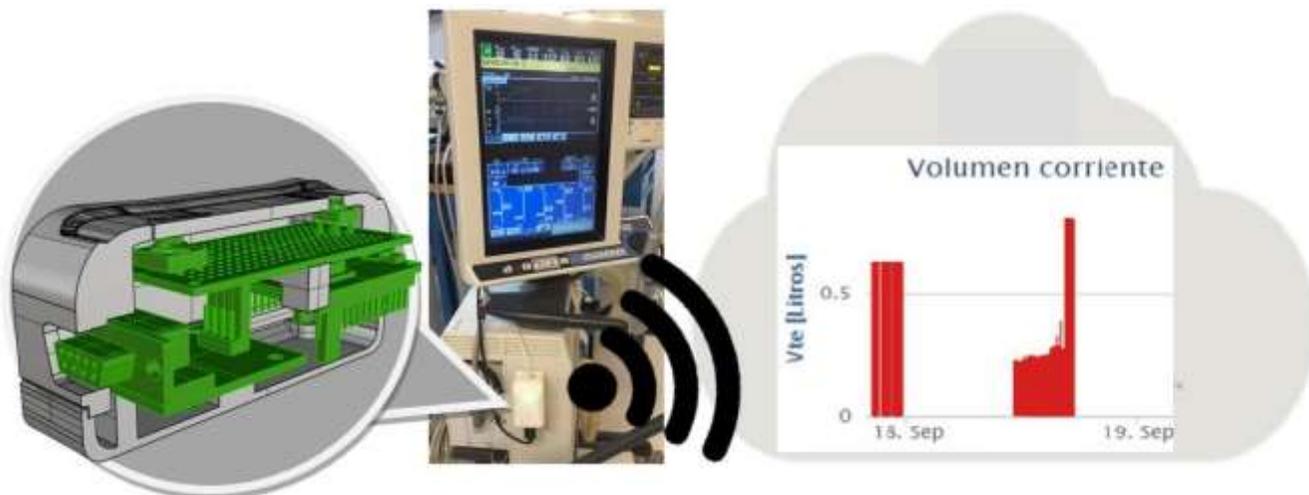


Figure 1. El dispositivo desarrollado permitió, mediante *mIoT*, el monitoreo remoto de variables ventilatorias, eliminando la necesidad de recurso humano para la toma de datos y la posibilidad de error de transcripción, a un costo muy bajo. El servidor Web elegido, permite visualizar la tendencia de 8 variables ventilatorias seleccionadas por el usuario, con un historial de más de 3 días, adquiridas a una velocidad de 15 muestras por segundo. También fue posible conectarse a varios dispositivos, procesar las variables utilizando Matlab (para evaluar el destete del paciente) y generar un informe para su impresión.

el registro de estas variables se realiza de forma manual, lo que implica disponibilidad del recurso humano, posibilidad de error de transcripción y no permite su procesamiento para, por ejemplo, evaluar la posibilidad de destete del paciente.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un dispositivo basado en *mIoT* (*medical Internet of Things*) para monitoreo remoto de un ventilador mecánico Puritan Bennett 840. Este ventilador es el que más unidades tiene instaladas en América Latina [2].

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para el dispositivo implementado, se utilizó la placa de desarrollo NodeMCU, que incluye al módulo ESP8266 para

\*El trabajo fue financiado por los autores.

Leonardo Casal tiene una beca posdoctoral CONICET con lugar de trabajo en UNSAM, ECyT (Buenos Aires), lcasal@unsam.edu.ar.

También fue posible conectarse a varios dispositivos, procesar las variables utilizando Matlab (para evaluar el destete del paciente) y generar un informe para su impresión. El costo del dispositivo no supera los US\$ 23.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El dispositivo desarrollado permitió, mediante *mIoT*, el monitoreo remoto de variables ventilatorias, eliminando la necesidad de recurso humano para la toma de datos y la posibilidad de error de transcripción, a un costo muy bajo. Resta analizar el efecto de antenas WiFi en el entorno clínico.

## REFERENCIAS

- [1] W. R. Howard, "Wireless On-Demand and Networking of Puritan Bennett 840 Ventilators for Direct Data Capture", *Respiratory Care* 2007, vol. 52, pp. 1530-1541
- [2] Comunicación personal, Informe realizado por la empresa Medtronic, 2016.

# Desenvolvimento e aplicação de protocolo de avaliação de tesoura ultrassônica

Ivie P. H. Rosario, y Joaquim M. Maia

**Abstract—** The objective of this work was to develop and apply a protocol to evaluate the power generated by ultrasonic shears. The average power generated for the maximum level in 5 evaluated equipment was  $18.08 \pm 3.18$  W. It was verified that there is an 8 times variation between the highest and the lowest generated power, evidencing the necessity of an adequate quality control for these devices.

## I. INTRODUÇÃO

As Tesouras Harmonic Ace podem ser usadas para a coagulação e transeção de vasos de até 5 mm e podem realizar várias funções cirúrgicas com precisão, incluindo dissecação, selamento e criação de otomias [1].

Alguns trabalhos têm sido feitos para avaliar a eficácia das tesouras ultrassônicas durante o uso em procedimentos cirúrgicos [2-4]. No entanto, não foram encontradas muitas informações disponíveis sobre as potências/intensidades geradas pelas tesouras ultrassônicas disponíveis comercialmente. Desta forma, este trabalho teve por objetivo avaliar a potência gerada por equipamentos utilizados rotineiramente na clínica médica de forma a verificar a segurança destes para os operadores e paciente.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizadas 18 pinças de diferentes lotes, 4 peças de mão, 5 geradores com diferentes versões de software de atualização e balança ultrassônica da Ohmic Instruments (Ultrasound Power Meter Model UPM-DT-1). A temperatura da sala foi mantida em 19°C; os equipamentos foram ligados 15 minutos antes do começo dos testes para estabilização; o recipiente da balança foi preenchido com água à temperatura ambiente. As tesouras foram fixadas em suporte desenvolvido para os testes (Fig. 1) de modo que não ocorressem vibrações mecânicas; tarou-se a balança antes de cada teste.



Figure 1. Configuração para realizar os testes, incluindo suporte, pinça, balança ultrassônica e gerador GEN11.

O acionamento das tesouras foi feito através de um pedal por 30 segundos e depois aguardou-se um período de 60 segundos para realizar um novo teste, de forma a permitir a estabilização da balança e o resfriamento da pinça.

Os equipamentos foram configurados para gerar as potências Nível 5, padrão para corte, Nível 3, padrão para coagulação e

Nível 1, também utilizada para coagulação com maior eficiência. Para cada uma das configurações do equipamento foram medidas na balança ultrassônica os valores máximos de potências geradas. Os valores médios e os desvios padrões foram calculados utilizando-se o EXCEL (Microsoft Corp.).

## III. RESULTADOS

A Tab. 1 apresenta os resultados obtidos para os 5 geradores e as 18 tesouras ultrassônicas acopladas em cada um deles em termos de valores máximos, mínimos e os desvios padrões obtidos.

TABELA 1  
RESULTADOS OBTIDOS PARA OS TESTES DE POTÊNCIAS GERADAS PELAS TESOURAS ULTRASSÔNICAS.

DESCRIÇÃO	NÍVEL 1	NÍVEL 2	NÍVEL 3
Amostras (n)	360	360	360
Potência Mínima (W)	0,07	0,37	2,22
Potência Máxima (W)	4,35	10,78	18,08
Valor Médio (W)	1,10	3,92	8,48
Desvio Padrão. (W)	0,86	2,31	3,18

## IV. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Verificou-se que houve uma diferença relativamente alta entre os valores das potências geradas por cada uma das pinças avaliadas nos diferentes equipamentos. Isto indica que os equipamentos possuem osciladores com tensões ou mesmo impedâncias de saídas diferentes.

Desta forma, pode-se concluir que há a necessidade de um maior controle de qualidade por parte dos fabricantes para as pinças ultrassônicas a serem utilizadas em procedimentos cirúrgicos.

## AGRADECIMENTOS

Aos hospitais Vita, Nações e São Vicente por ceder as pinças utilizadas nos testes e à Empresa Empório Saúde pela disponibilidade dos geradores GEN11.

## REFERÊNCIAS

- [1] ETHICON ENDO-SURGERY, manual da HARMONIC ACE® 5 mm Diameter Shears + Adaptive Tissue Technology, LLC ©EES, LLC (2013)
- [2] D. Theodoros, G. Spyridon, Comparison of Safety and Efficacy of Ultrasonic and Bipolar Thermal Energy. *Surg Laparosc Endosc percutan Tech.* Vol. 18 (2008)
- [3] K. L. Harold, H. Pollinger, Comparison of ultrasonic energy, bipolar thermal energy, and vascular clips for the hemostasis of small, medium, and large-sized arteries. *Surg Endosc* 17 pp. 1228–1230(2003)
- [4] J. Ortega, C. Sala, Efficacy and cost-effectiveness of the UltraCision harmonic scalpel in thyroid surgery: an analysis of 200 cases in a randomized trial. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A.* (2004)

# “Design and construction of Polarimeter Prototype for the determination of the concentration of optically active substances in solution”

Friedli Florencia\*, Mercado Eugenia P.,  
Salvatierra Nancy, Becerra Juan, Bruni Rodrigo y Rodríguez Conrado J.

**Abstract**—This work consists in the design and development of a low cost automatic polarimeter for laboratory use, able to determinate the optical rotation produced by a translucent solution of sucrose at different concentrations.

## I. INTRODUCTION

Optical activity is a characteristic of some substances that are able to generate rotation in the plane of polarized light. The study of the light rotation produced by these compounds is called polarimetry. The Polarimeter is the instrumental method used to study this physical property. The polarimeter can determinate the rotation of the polarized axis of light when it passes through optically active substances.

All polarimeters include the following components: a monochromatic light source, a light polarizer, a sample tube and a light analyser.

## II. METHODS

The equipment design was diagrammed in modular blocks, to allow futures improvements. The prototype has the following electronical phases: light sourcing, measurement, signal conditioning, safety block to protect the user from laser exposure, user interface and a temperature measurement stage. All these components are commanded by an ATmega 328P microcontroller.

The cabinet was designed taking in consideration the functional requirements of the equipment. The design had to be compatible with extrusion manufacturing. The cabinet works as housing and supporting for all the internal components and warrants the alignment of the measuring axis. It also allows the user safety system implementation and satisfies the optical and hermetic requirements.



Figure 1: Polarimeter prototype.

A 532nm green laser, pulsed at 490Hz is used as the polarized light source. The light passes through the sample and is sensed by a LDR photocell, associated to an analogue signal conditioning system. At this stage the signal is amplified, filtrated by a band-pass filter centred in 490Hz, rectified and finally modulated by a peak detector. The result is a noise reduced continuous signal abled to be read and processed by the microcontroller.

The prototype software controls the entire measurement process and analyses the data obtained from the analyte. The results of the angle rotation, concentration and temperature of the substance is the final information presented to the user.

The software design is based on a synchronous sequential system, being the system an electronic circuit of bistable type, where the outputs of the system depend on the current inputs

as well as the whole previous sequence. To obtain the angular rotation produced by the analyte ( $\alpha$ ) the software controls the angular movement of the mechanical parts and measures degree by degree the intensity of light passing through the sample, thus determining the maximum intensity of light by the results obtained. The maximum intensity in association to the angular position of the servomotor is saved as the  $\alpha$  angle. The following formula was used to calculate the concentration:

$$[\alpha]_T^c = \frac{\alpha}{s \cdot c} \quad (1)$$

## III. RESULTS

This is the exhibit of the results obtained at present work and the contrast with the analytical method. A stock solution of sucrose [0.25 g/ml] and calculated dilutions of increasing concentrations were prepared for this purpose. They were used to calculate the theoretical values corresponding to degrees of rotation and concentrations that should be obtained with the prototype, obtaining the following results (Fig. 2).



Figure 2: Contrast of average sensed values with analytical calculated values.

## IV. DISCUSION AND CONCLUSSIONS

Considering the results obtained, the following concussions can be made. The use of an alternative coloured 532nm light source was found to be valid for the polarimetry technique. The equipment is able to distinguish variations in the concentration of the analyte in solution, this can be seen in the changes of the angles obtained for each solution. At the same time, there is a greater linearity in the results obtained for solutions over 0.125 g/ml. The operating range for this prototype is between 0.125g/ml and 0.25 g/ml. Above these values the equipment is off range due to the degree of rotation of these concentrations is higher than 360°.

## V. REFERENCES

- [1] Determinación de la Rotación Óptica,» [On line]. Available: [http://www.loa.org.ar/leg/DE-202-2003-PEN\\_archivos/170.htm](http://www.loa.org.ar/leg/DE-202-2003-PEN_archivos/170.htm). [Last access: February 2018]
- [2] CdFFdFyB, UBA, Apuntes de Polarimetría. Módulo 4. Versión 0.0,» [On line]. Available: <http://virtual.ffyb.uba.ar/mod/resource/view.php?id=4128>. [Last access: February 2018].
- [3] X. U. o. Luisiana, «Sugar Identification using Polarimetry». [On line]. Available: <http://www.xula.edu/chemistry/documents/orgleclab/StereoPolar.pdf>. [Last access: February 2018]

\*F. Friedli Biomedical engineer at UNC, PC 5000 Córdoba, Argentina, phone: +54 9 351 6717117; e-mail: florfriedli@gmail.com.

\*E. Mercado Biomedical engineer at UNC, PC 5000 Córdoba, Argentina, phone: +54 9 354 1413766; e-mail: eugeniapmercado@gmail.com.

# DetECCIÓN anticipada del bloqueo de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson: una propuesta multiparamétrica (preliminar)

Luis E. Romero, Andrés E. Valdez, y Juan C. Giugni

**Abstract**— El bloqueo de la marcha, o *freezing of gait* (FoG) como se conoce habitualmente, es un síntoma común e incapacitante que se manifiesta en pacientes que padecen la enfermedad de Parkinson (PD). Se caracteriza por la aparición repentina de episodios bastante breves de incapacidad para producir un paso efectivo hacia adelante. Los factores que más frecuentemente inducen el FoG son los giros o cambios de dirección en la marcha, la fatiga, los espacios reducidos y situaciones estresantes, además de factores emocionales. En este trabajo preliminar se propone la implementación de una red de sensores vestibles que permitan el registro no sólo de signos motores de la marcha sino también signos fisiológicos que permitan establecer el nivel de estrés del paciente. Con esta estrategia se busca anticipar la ocurrencia del FoG para poder tomar acciones preventivas que ayuden a anularlo y evitar así sus consecuencias.

## I. INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson (PD) es una de las enfermedades neurodegenerativas progresivas más comunes, con una alta prevalencia en adultos mayores, y que presenta síntomas devastadores. El bloqueo de la marcha (FoG) es un síntoma común e incapacitante que se manifiesta en pacientes que padecen PD. El FoG se caracteriza clínicamente por la aparición repentina de episodios bastante breves de incapacidad para producir un paso efectivo hacia adelante, lo que ocurre típicamente al inicio de la marcha o al girar y cambiar de dirección cuando ya se encuentra caminando, y también al pasar a través de espacios reducidos. También hay estudios que muestran la correlación que existe entre la ocurrencia del FoG y cambios en algunos signos fisiológicos (frecuencia cardíaca, conductancia de la piel, entre otros), inclusive momentos antes de la ocurrencia del FoG [1]. El FoG interfiere enormemente con la vida cotidiana del paciente que lo sufre y más importante aún, está reconocido como uno de los principales factores de riesgo de caídas debido a que durante la marcha el tronco de la persona se mantiene en movimiento hacia adelante mientras que al mismo tiempo el pie se queda fijo en su posición. Teniendo en cuenta la prevalencia de estos episodios en adultos mayores, al riesgo de caída se le suma la alta posibilidad de sufrir lesiones óseas significativas, relacionadas con largos tiempos de recuperación y altos costos de cuidado del paciente.

La ocurrencia de los eventos de FoG son aleatorios y por lo tanto difíciles de anticipar por la persona que los sufre. De aquí surge la necesidad de poder contar con alguna herramienta que permita su detección, algo que no sólo serviría para alertar y ayudar al paciente, sino que también serviría como medio de información para el médico especialista al momento de realizar un diagnóstico más objetivo y así aplicar una terapia más adecuada. En la actualidad no se cuenta en el mercado con un dispositivo

comercial que brinde respuesta a esta problemática. Los grupos de investigación que trabajan en el tema están lo hacen en escenarios controlados (laboratorios, consultorios). La propuesta del presente trabajo preliminar es diseñar un sistema basado en múltiples sensores que permita detectar, diagnosticar y eventualmente generar algún tipo de realimentación al paciente que ayude a corregir o superar el evento de FoG con anticipación a su ocurrencia, y al mismo tiempo brindar información de interés para el médico especialista para su diagnóstico y seguimiento.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El sistema de monitoreo propuesto se basará en dos redes de sensado. Una de ellas estará formada por sensores inerciales (IMUs) que se vincularán de modo inalámbrico a un dispositivo que realizará la captación de la información y el posterior tratamiento de la misma para su uso efectivo. Los IMUs empleados serán los MPU 9250/6500 de 9 grados de libertad. Para los signos fisiológicos se emplearán electrodos superficiales para electrocardiograma (ECG) y un sensor de respuesta galvánica de la piel para registrar la actividad electrodérmica de sudoración (EDA). Esta segunda red de sensado está pensada para poder detectar el aumento en el nivel de estrés del sujeto. La transmisión de datos de manera inalámbrica se llevará a cabo mediante módulos transceptores RF NRF24L01, vinculando cada punto de registro con un microprocesador Arduino.

## III. RESULTADOS

Hasta el momento se realizaron pruebas en sujetos control (sin PD) que permitieron analizar la viabilidad de la estrategia de sensado, tanto de la red IMU como la de parámetros fisiológicos. También se pudo validar la correlación entre variaciones en los registros de ECG y EDA, ambos aumentados, ante situaciones de estrés simuladas. Actualmente se están comenzando las pruebas con sujetos con PD.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Aunque aún falta analizar el sistema en sujetos con PD, se espera que el sistema de registro proporcione información suficiente para anticipar la ocurrencia de FoG. Para brindar aún más utilidad a este sistema, la información que se extraiga de las señales registradas también se enviará a una plataforma de internet, para que sin necesidad de que el paciente este físicamente en contacto con el médico especialista, este pueda realizar su seguimiento.

## REFERENCIAS

- [1] Rahman S., Griffin H. J., Quinn N. P., and Jahanshahi M., "The factors that induce or overcome freezing of gait in parkinson's disease." Behavioural Neurology, vol. 19, no. 3, pp. 127–136, 2008.

# DINABANG: Dispositivo para seguimiento de la rehabilitación y del entrenamiento deportivo.

Jorge Dominguez<sup>1</sup>, Rodrigo Barboza<sup>1</sup>, Darío Santos<sup>2-3-4</sup> y Franco Simini<sup>3</sup>

1 – MOVI ®, Uruguay

2 – Departamento de Rehabilitación, Hospital de Clínicas, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

3 – Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB), Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

4 – Hospital Británico, Servicio de Fisioterapia, Montevideo, Uruguay

**Abstract—** El fisioterapeuta se enfrenta al problema de evaluar cuantitativamente los ejercicios de recuperación post operatoria o de fortalecimiento de miembros sanos de deportistas. Actualmente no existe ningún dispositivo que permita cuantificar parámetros de interés del individuo imitando el gesto deportivo. DINABANG es un novedoso instrumento diseñado especialmente para medir esta información de interés durante ejercicios con cinta elástica. Demostramos aquí su utilidad tanto para la rehabilitación como para el entrenamiento físico. De bajo costo, DINABANG pesa menos de 300 gramos, se conecta a cualquier dispositivo móvil y a la historia clínica electrónica.

## I. INTRODUCCIÓN

DINABANG es un dispositivo portable que auxilia al fisioterapeuta en el seguimiento del ejercicio físico con cinta elástica, calculando los parámetros de interés para mostrarlos en tiempo real [1]. DINABANG realiza mediciones cinéticas (fuerzas) y cinemáticas (movimientos). Cuenta con diversos ejercicios configurables. La posibilidad de configurar alarmas de fuerza y de ángulo, tanto superiores como inferiores permite asegurar que el movimiento y esfuerzo realizado por el paciente se encuentran en los niveles deseados, evitando posibles lesiones o trabajo ineficiente. DINABANG ofrece además la funcionalidad de cálculo del índice de asimetría [2]. DINABANG da acceso a las sesiones realizadas anteriormente. La medición que se realiza con DINABANG permite la generación de protocolos de entrenamiento, así como el seguimiento de la recuperación del paciente.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

DINABANG comprende una tobillera y dispositivo propietario inercial y medidor de fuerza, operados por una aplicación para dispositivos móviles. El dispositivo inercial DINABANG cuenta con sensores de movimiento y de fuerza, que permiten registrar en forma continua el ejercicio mediante magnitudes cinemáticas y cinéticas que lo caracterizan. Se estudiaron 37 hombres y 37 mujeres saludables ( $25.0 \pm 4.5$  años).

## III. RESULTADOS

El uso de DINABANG permitió generar tablas de valores de fuerza realizada por individuos saludables que serán incluidos como referencia. Estos valores normales permiten comparar el desempeño de deportistas en recuperación de la fuerza muscular con valores esperados.

Considerando la distribución estadística obtenida para hombres y mujeres, y normalizando por peso corporal, DINABANG advierte de un ejercicio insuficiente por debajo de 0.9 N/kg en hombres y 1.1 N/kg en mujeres. DINABANG advierte de un posible daño cuando detecta esfuerzo superior a 2.5 N/kg en hombres y 3.1 N/kg en mujeres.

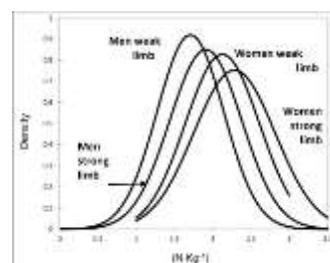


Figure 1. Distribuciones de la fuerza isométrica de la musculatura posterior del muslo, normalizadas por la masa (Tomado de D. Santos et al [2]).



Figure 2. Colocación de DINABANG (izq). DINABANG (der) tomado de MOVI [3]

## IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

DINABANG es un dispositivo innovador que permite hacer un seguimiento del entrenamiento tanto rehabilitador como deportivo. Sus diversas funcionalidades permiten un mayor control del ejercicio y una mayor seguridad dado que contribuye a la prevención de lesiones. La eficiencia energética de las deportistas mujeres aparece superior a la de los hombres de acuerdo con las medidas aquí reportadas [2].

## REFERENCIAS

- [1] Santos D, Fernández A, Barboza R, Dominguez J, Veirano F, Pérez P, Motta F, Simini F. DINABANG: Explosive force hamstring rehabilitation biomechanics instrument. 6th Int Conf Biotechnol Bioeng 2017 Offenburg, Germani. 2017.
- [2] Santos, D., Morales, I., Mattiozzi, A., Peláez, A., Pérez, et al. Posterior Thigh Isometric Force Measurement with Extended Knee. Journal of Scientific Research and Reports, 23(6), 1-8. 2019.
- [3] MOVI. [www.movi-ing.com](http://www.movi-ing.com)

# Diseño conceptual de stents cardíacos a partir de tejidos de tensegridad

C. Castro-Arenas, B. Ward, L. Grether, M. Miralles

**Abstract—** En este trabajo se presenta el diseño morfológico conceptual de stents basados en tejidos de tensegridad diseñados mediante estrategias bioinformadas. Se presenta la simulación de las transformaciones de tres configuraciones diferentes junto a criterios de selección.

## I. INTRODUCCIÓN

Este trabajo presenta el diseño de tres tejidos transformativos de tensegridad para el desarrollo de stents en los que se aplicaron estrategias bioinformadas para el diseño de tensegridades [1]. Las células presentadas, concebidas con compresores rígidos y tensores activos y pasivos, lineales, presentan diferentes configuraciones y patrones de conexión (ver Figura 1). La valoración de estos diseños conceptuales se realizó a partir de tres variables que tienen en cuenta la relación adecuada entre: el porcentaje de reducción del tensor activo (RTA), la uniformidad en el movimiento (UM) y la máxima compactibilidad de la estructura (MC). La RTA se relaciona con la cantidad de material y la energía necesaria para la expansión del stent, la UM con la capacidad de pliegue y despliegue de la estructura y la MC, sugiere la capacidad del dispositivo para ingresar en las cavidades afectadas de menor diámetro y obtener una mayor apertura de la arteria con estenosis. Las variables están directamente relacionadas con los requerimientos de diseño de un stent [2-4].

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Los tres tejidos seleccionados, se lograron a partir de la aplicación de estrategias de simetría de rotación y simetría de traslación. Estos tejidos son llamados tejidos A, B y C respectivamente (ver Figura 1). Los módulos mínimos, están compuestos por dos componentes a compresión y un conjunto de componentes a tracción (1 y 3, respectivamente), que propician su dinamismo al actuar como tensores pasivos y activos. Los tensores pasivos mantienen su posición y propician la integridad del sistema (como los tendones y ligamentos en una biotensegridad), los tensores activos cambian de longitud, favoreciendo las transformaciones del tejido completo (como los músculos).

\*Este trabajo contó con el subsidio del Proyecto UBACyT 20620160100004BA y de la Facultad de Ingeniería y Ciencias Agrarias de la Pontificia Universidad Católica Argentina.

C. Castro-Arenas, Universidad de Buenos Aires, Fac. de Arquitectura, Diseño y Urbanismo y Universidad Católica Argentina, Fac. de Ingeniería y Ciencias Agrarias, Av. Alicia Moreau de Justo 1600, e-mail: ccastroarenas@uca.edu.ar;

B. Ward y L. Grether, Universidad de Buenos Aires, Fac. de Arquitectura, Diseño y Urbanismo.

M. Miralles, Universidad de Buenos Aires, Fac. de Arquitectura, Diseño y Urbanismo y Universidad Católica Argentina, Fac. de Ingeniería y Ciencias Agrarias

En el caso de las células de los tejidos A y B (ver figura 1) tanto las células como el tejido de tensegridad completo se clasifican como tensegridades de Clase II. La célula y tejido C se clasifican como una tensegridad de Clase I. Para poder evaluar la transformabilidad del tejido de tensegridad se utilizó el programa Rhinoceros - junto a sus plug-ins Grasshopper, Weaverbird y Kangaroo2 -.

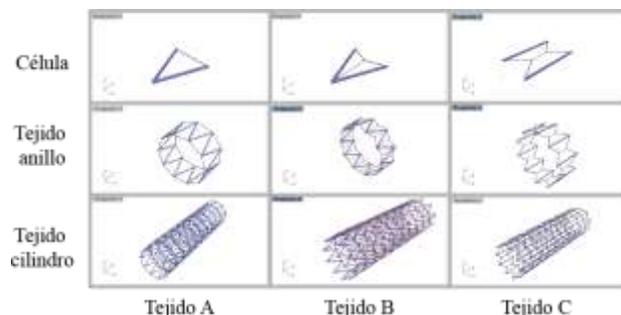


Figura 1. Células y tejidos del stent de tensegridad en su estado totalmente desplegado (sin escala).

## III. RESULTADOS

A partir de los valores de las tres variables (RTA, UM y MC) presentados en la Tabla 1 y dado que, en los tres casos, los más bajos corresponden al tejido B, se concluye que dicho tejido es la configuración más adecuada para el diseño de este tipo de stent.

TABLA 1  
CARÁCTERIZACIÓN DE LOS TEJIDOS DE TENSEGRIDAD

TEJIDO	RTA	UM	MC
A	75%	NO UNIFORME	32%
B	30%	UNIFORME	26%
C	60%	UNIFORME	43%

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Los diseños conceptuales aquí presentados exhiben una innovadora tecnología estructural susceptible de ser aplicada en el diseño de stents.

## REFERENCIAS

- [1] C. F. Castro-Arenas, *Tensegridad y Biotensegridad: De las estructuras naturales al diseño*. Facultad de Arquitectura, Diseño y Urbanismo, Universidad de Buenos Aires. 2019. Tesis doctoral en evaluación.
- [2] K. Kuribayashi, K. Tsuchiya, Z. You, D. Tomus, M. Umamoto, T. Ito, & M. Sasaki. "Self-deployable origami stent grafts as a biomedical application of Ni-rich TiNi shape memory alloy foil". *Materials Science and Engineering*, 2006. A, 419(1-2), pp. 131–137.
- [3] D. Conclusio, *Analisi agli elementi finiti di strutture tensegrali ed applicazioni in campo biomedico*. Universidad de Roma, La Sapienza, 2013. Tesis doctoral.
- [4] C. Bonsignore, *A decade of evolution in stent design*. Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies. 2003, pp. 519-528.

# Educando a través de los sentidos

Barrio Alejo; Degioanni Paula; Ghelfi Agustina; Manoni, Cecilia Pilar

**Abstract— Creamos una herramienta de rehabilitación que permite al usuario alcanzar mayor autonomía comunicativa. Es sencilla, personalizada y acompaña durante los primeros pasos hacia la comunicación. Como resultado de un procedimiento de investigación del equipo sobre las necesidades de una paciente con cuadriparesia espástica, se culmina con la elaboración de un tablero de dos pulsadores que funciona como reproductor de música y otros sonidos. Luego se desarrolla una app móvil para su configuración. Finalmente, se implementa con el usuario y se observan resultados positivos, es decir, hay interés por el dispositivo y una clara intención comunicativa.**

## I. INTRODUCCIÓN

Como parte de un trabajo, en el que había que analizar un caso de una paciente de cuatro años con cuadriparesia espástica y dificultades en el habla, se pretende desarrollar una herramienta que pueda utilizarse para ayudarla a ella, y a otras personas con discapacidad, a comunicarse, a comprender la relación causa-efecto y, así, alcanzar mayor autonomía. Se busca también brindar una nueva herramienta de aprendizaje al equipo terapéutico y docente que sea personalizable y logre motivar su utilización mediante estímulos lumínicos y sonoros.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Previo a la realización del prototipo se investigaron varios temas para determinar las herramientas más convenientes a utilizar. Se determinó que el uso de Arduino para reproducción de audio y manipulación de LEDs RGB era la más adecuada. Esto se debe a que es open source y, por ello, garantiza acceso a otros proyectos y librerías, guías a la hora de la implementación. Para la aplicación móvil se optó por App Inventor. El desarrollo se hizo por medio de código en bloques para que sea intuitivo y gráfico.

En cuanto a la presentación, se confeccionó el tablero en acrílico transparente, cortado a medida de acuerdo a los planos diseñados por el equipo. Los pulsadores se hicieron de goma, muy sensibles al tacto para aquellos usuarios que, además de dificultades en la comunicación, posean alguna dificultad motriz. Se incluyó un manual de usuario impreso para proporcionar una guía para todos aquellos que lo quieran utilizar.

## III. RESULTADOS

Se desarrolló una herramienta comunicativa con características de diseño especiales que utiliza el tacto y la vista para guiar al paciente a través de diversas actividades “Fig. 2”. Dicha herramienta se acompañó con una aplicación móvil para poder seleccionar los modos en el cual el terapeuta quiere trabajar, ya sea para que el paciente incorpore el concepto de causa-efecto en el modo play/pause, o para otro tipo de ejercicio en el modo sonidos donde, acompañado de pictogramas, el paciente aprende diversos

conceptos mediante la victoria o derrota “Fig. 1”. A su vez, es posible seleccionar las canciones, sonidos, colores y volumen con el que quiere trabajar el terapeuta.

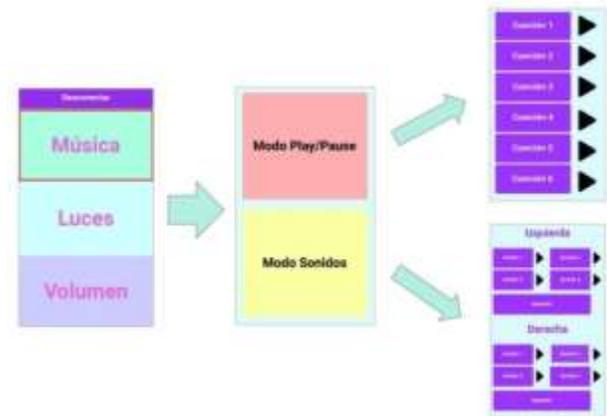


Figure 1. Aplicación móvil

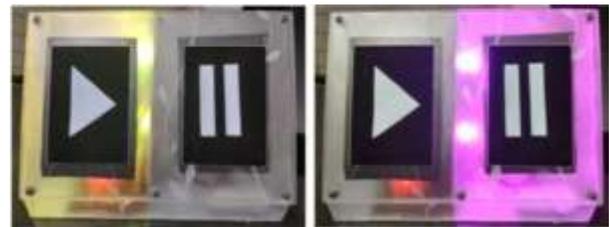


Figure 2. Herramienta

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El tablero resultante fue muy satisfactorio y logró cumplir con los objetivos del proyecto. Brinda diversidad en su aplicación, ya que puede ser utilizado por personas de varias edades y para diferentes patologías. Su diseño le permite adaptarse a conceptos que se quieran enseñar o reforzar con el apoyo de pictogramas, que se pueden colocar sobre los pulsadores. Sin embargo, el proceso de comunicación es largo y complejo, por lo que se considera necesario realizar un seguimiento a través del tiempo y realizar modificaciones en caso de ser necesarias. A su vez, el manual de usuario facilita el uso del tablero y de la aplicación móvil, aunque ambos son relativamente intuitivos.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos especialmente a la cátedra de Ingeniería en Rehabilitación de la Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales de la Universidad Nacional de Córdoba por el apoyo brindado durante el trabajo.

## REFERENCIAS

- [1] D. Beltramone “Sistemas aumentativos alternativos de comunicación (SAAC)”.
- [2] “DFPlayer – A Mini MP3 Player For Arduino”[en línea]. Disponible en <https://github.com/DFRobot/DFRobotDFPlayerMini> (visitada el 10 de Diciembre 2019).

# Enseñanza de Informática en Salud en Ingeniería Biomédica

Jorge Garbino<sup>1</sup>, Mariela Leikam<sup>1</sup>, Sonia Benitez<sup>1</sup>, Daniel Luna<sup>1</sup>

**Abstract—** El Departamento de Informática en Salud del Hospital Italiano de Buenos Aires brinda la enseñanza de la Informática en Salud en instancias de grado y posgrado. Este trabajo describe la experiencia de su dictado en la carrera de Ingeniería Biomédica.

## I. INTRODUCCIÓN

El Hospital Italiano de Buenos Aires (HIBA) decide desarrollar un sistema propio de Historia Clínica Electrónica (HCE) en el año 1998 y crea el Depto de Informática en Salud (DIS)<sup>1</sup> comenzando a formar los primeros especialistas en Informática Médica (IM) bajo un programa de residencias médicas ampliado luego a licenciados en Enfermería [1] En el año 2000 se crea el Instituto Universitario del Hospital Italiano (IUHIBA) que hoy ofrece las carreras de Medicina, Bioquímica, Enfermería, Instrumentación Quirúrgica e Ingeniería Biomédica, aportando el DIS la formación en tecnologías de la Informática y la Comunicación (TICs) orientadas a salud para formar profesionales que puedan ser agentes de cambio y educadores de pares en la práctica clínica [2] La demanda por competencias en Informática de mas profesionales provocó que en el año 2010 se creara la maestría en Informática en Salud [3]

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

En el año 2013 el Instituto Tecnológico de Buenos Aires (ITBA) invita al DIS a dictar la materia Informática Clínica (IC) en carácter de optativa para su carrera de Ingeniería Biomédica, pasando luego al currículo obligatorio a partir del año 2015. El primer programa de la materia se definió como un extracto del programa de la residencia en informática clínica con una profundización sobre los temas mas técnicos como infraestructura, interoperabilidad y bases de datos. Cada tema era dictado por especialistas con funciones operativas en el DIS. El crecimiento de las ofertas académicas del DIS se produce en paralelo con la complejización del propio sistema de HCE. La necesidad de trabajar con estándares de salud y adecuadas metodologías de desarrollo para lograr acreditaciones como las de HIMSS profesionaliza al equipo de Ingeniería de Software y varios de sus integrantes aportan al desarrollo de las instancias nacionales de organizaciones de estandarización como HL7, promoviendo la implementación local de sus estándares y la necesaria formación de recursos humanos [5] Como un nuevo desafío se crea la sección de Bioingeniería dentro del Área de Investigación del DIS con la misión de integrar signos vitales y señales de diversos equipos médicos a la HCE y facilitar su uso posterior. Se integran entonces monitores, glucómetros y equipos de ECG [6][7][8] Personal de esta sección se suma al equipo docente de IC para Bioingeniería y se hacen cambios al programa al identificarse competencias en TICs débiles o inexistentes en los bioingenieros. Se generan así trabajos prácticos sobre casos reales de integración de datos de equipos médicos a la HCE en los que los alumnos elaboran propuestas de solución en grupos de 4 ó 5 utilizando metodologías de gestión de proyectos. La materia presenta una carga horaria total de 90 horas repartidas en 30 clases. Al final de cada año los alumnos responden una encuesta de satisfacción.

## III. RESULTADOS

La reflexión luego de varios dictados permitió la maduración del programa de la materia cambiando algunos temas y modificando el peso de otros. Las encuestas de años recientes muestran un nivel de satisfacción global con el dictado que supera el 80% pero también reclamos por el dictado de muchos temas complejos en poco tiempo y por demasiados docentes y dificultad para integrar los mismos. En respuesta a esta situación en los últimos 2 años se redujo la variedad de temas planteados en el trabajo práctico final (todos los grupos trabajan el mismo problema) y se integró la enseñanza de la metodología de gestión de proyectos, del diseño centrado en el usuario y el manejo del cambio durante el análisis de la problemática y el desarrollo de la propuesta de solución. De esta forma, algunos temas abstractos se contextualizaron al asociarse a actividades dentro de los proyectos. Además en el año 2019 se creó el rol de docente referente del curso para centralizar las consultas. El nivel de satisfacción global y el nivel de reclamos no mejoraron respecto del año anterior.

## IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se observó que los temas que generan mayor reclamo de falta de integración son los mas complejos técnicamente dictados al inicio de cuatrimestre. En futuras ediciones se intentará la integración longitudinal de todos los temas con referencia a la problemática del TP final. La experiencia recogida en el dictado de IM en la carrera de Bioingeniería del ITBA se ha utilizado para el diseño del programa de la carrera de Ingeniería Biomédica que comenzó a dictar el IUHIBA en 2019. En las materias iniciales de informática, junto con la enseñanza de programación se enseñarán conceptos de arquitectura de sistemas, ingeniería de software y ciclo vital de los datos relacionados a los procesos hospitalarios que los utilizan. El principal motor del perfeccionamiento de la enseñanza de las TICs es el círculo virtuoso dado entre la práctica profesional y el campo académico por el cual las necesidades de la primera generan una fuerte demanda de formación de recursos en tecnologías innovadoras que luego se dedican a crear nuevas y/ó mejores ofertas educativas.

## REFERENCIAS

- [1] A. J. Baum *et al.*, “Especialistas en Informática Médica: 10 años de experiencia de un programa de residencias médicas en Sudamérica.”
- [2] D. Luna, F. Plazzotta, C. Otero, F. González Bernaldo de Quirós, A. Baum, and S. Benítez, “Incorporación de tecnologías de la información y las comunicaciones en el Hospital Italiano de Buenos Aires,” 2012.
- [3] M. Leikam *et al.*, “Maestría en informática en salud: el desafío de seguir formando capital humano en argentina,” 2018.
- [4] F. Plazzotta *et al.*, “Imágenes más allá del PACS: el Proyecto Historia Clínica Multimedia,” 2008.
- [5] L. F. Campos, D. Kaminker, “HL7 Educación y Resultados. Agenda”.
- [6] J.A. Martínez-Garbino *et al.*, “Sistema para la integración automática de datos de automonitoreo glucémico a una historia clínica electrónica,” in *IFMBE Proceedings*, 2013, vol. 33 IFMBE, pp. 299–302.
- [7] J. Garbino, G. Vignau, B. Schachner, F. Campos, D. Luna, and F. González Bernaldo de Quirós, “Evolución de un sistema de electrocardiografía digital asociado a una historia clínica electrónica en Argentina,” in *CBIS*, 2012.
- [8] J. Burgán, J. A. Garbino, and D. L. , Marcelo R. Risk, “Evolution of an automatic vital signs acquisition system integrated to an electronic medical record,” in *XXI CONGRESO ARGENTINO DE BIOINGENIERÍA - SABI 2017*, 2017.

<sup>1</sup>Departamento de Informática en Salud, HIBA.

Correspondencia a : jorge.garbino@hospitalitaliano.org.ar

# Error sistemático y aleatorio en mediciones con acelerómetros electrónicos para su uso en rehabilitación

Ignacio Riveros\*, Leandro Mayrata\*, José A. Biurrún Manresa\*†, y Esteban Osella\*‡§

**Abstract—** Las unidades de medición inercial (IMU, por sus siglas en inglés) basadas en microelectromecanismos son cada vez más utilizadas en sistemas de análisis del movimiento humano (SAMH). Es necesario conocer el comportamiento del error de medición de estos sensores, ya que podría condicionar la fiabilidad de los datos en estas basados. En este trabajo se utiliza un método de cuantificación del error de medición de IMUs, a fin de guiar la selección e implementación de estos sensores en SAMH. A modo de ejemplo, se analizan dos dispositivos basados en un mismo chip. Los resultados obtenidos no encuentran diferencias significativas en el error aleatorio entre las IMUs bajo estudio, pero sí en sus errores sistemáticos.

## I. INTRODUCCIÓN

En los sistemas de análisis del movimiento humano (SAMH), la posición relativa de los segmentos es la principal variable de estudio [1]. Las unidades de medición inercial (IMU) basadas en microelectromecanismos (MEMs) son una tecnología ampliamente extendida en la industria en general, y cada vez más en los SAMH. Típicamente registran aceleración y velocidad angular para cada eje coordenado, con sensores dedicados para cada eje y variable. Cada sensor se denomina grado de libertad. Un circuito integrado con prestaciones equivalentes suele presentarse en distintos breakouts a precios distintos. Con el objetivo de analizar comparativamente distintos breakouts para aplicaciones en SAMH, en el presente trabajo se propone evaluar el error de las mediciones de los acelerómetros. Para ello, se instrumentaron dos breakouts sobre un brazo robótico de grado industrial, que se programó con un movimiento equivalente al de la marcha humana, para luego analizar estadísticamente los datos registrados.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

A fin de evaluar la calidad de las mediciones registradas, se compararon las aceleraciones lineales registradas por dos IMUs sobre un robot IRB120 (ABB, Zurich), contra la aceleración calculada a partir de las lecturas de los ángulos articulares del robot. Los breakouts utilizados (A: 9DoF Razor IMU M0 SparkFun, Boulder, Colorado; y B: GY-9250 implementación genérica) utilizan el mismo modelo de IMU (MPU-9250, TDK, InvenSense, Tokio). Ambos se dispusieron solidarios al eslabón tres del robot, equidistantes respecto al eje de movimiento y alineados entre sí. El robot se programó para realizar 30 repeticiones de una trayectoria equivalente a la de la marcha humana [2], con el eje vertical invertido respecto a la marcha normal por razones de disposición del robot. Los IMUs fueron configurados en un rango de  $\pm 2$  [g], y muestreados a 100 [Hz], y las articulaciones del robot a 80 [Hz]. Se utilizaron splines cúbicos para resolver la diferencia en la cantidad de datos.

El presente trabajo fue parcialmente financiado por el PID UNER 6193.

\*Facultad de Ingeniería - Universidad Nacional de Entre Ríos.

†Instituto de Investigación y Desarrollo en Bioingeniería y Bioinformática (IBB-CONICET-UNER)

§Fac. de Cs. y Tecnología - Universidad Autónoma de Entre Ríos

La posición instantánea de cada IMU se calculó a partir de un modelo de alambre y los datos del robot. A estas señales se les aplicó un filtro Butterworth pasa bajos de fase cero, orden cuatro, y  $f_c=0,5$  [Hz]. La aceleración instantánea se calculó diferenciando las posiciones por método de Euler, y luego se adicionaron las proyecciones de la aceleración de la gravedad. Para el cálculo del error sistemático (sesgo) y aleatorio (límite de concordancia del 95%, LoC) se utilizó el método de Bland-Altman entre la medición de los acelerómetros y la calculada.

## III. RESULTADOS

En la Figura 1 se presenta el gráfico de Bland-Altman del eje z para ambas IMUs. Los resultados obtenidos son equivalentes en morfología y presentan heterocedasticidad: el error aleatorio crece a lo largo del rango dinámico del sensor, aunque el mismo es despreciable, del orden de la sensibilidad del dispositivo (2%). En ambas, el sesgo es no uniforme, siendo negativo para la IMU A, y positivo para la IMU B.

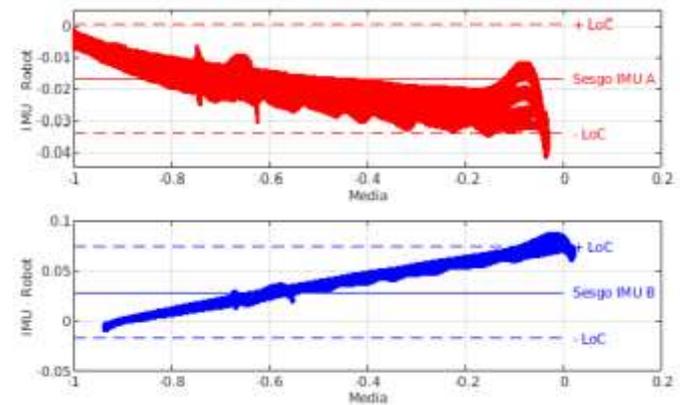


Figura 1. Gráfico de Bland-Altman para el eje horizontal en la dirección de avance de las IMUs.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El error sistemático es no uniforme y de distinto signo para cada IMU, mientras que el error aleatorio es atribuible a la sensibilidad del integrado. Próximos estudios deberían ampliar esta relación a fin de posibilitar mejores estimaciones en los SAMH basados en IMUs de MEMs.

## REFERENCIAS

- [1] G. O. Young, "Synthetic structure of industrial plastics (Book style with paper title and editor)," in *Plastics*, 2nd ed. vol. 3, J. Peters, Ed. New York: McGraw-Hill, 1964, pp. 15–64.
- [2] W.-K. Chen, *Linear Networks and Systems* (Book style). Belmont, CA: Wadsworth, 1993, pp. 123–135.
- [3] H. Poor, *An Introduction to Signal Detection and Estimation*. New York: Springer-Verlag, 1985, ch. 4.

# Escoliosis en el adulto mayor: seguimiento a largo plazo

M. Miralles, C. Oleari, I. Ghersi

**Abstract**— Se presenta el estudio del caso de una adulta mayor con escoliosis severa, sin cirugías de raquis, durante el periodo 1/10/2003 al 30/11/2019. A partir de los resultados se hipotetiza que, dentro del envejecimiento multifactorial, las intervenciones continuas para lograr el buen control postural a lo largo de los años ha sido un factor determinante de la detención de la progresión de la deformación angular del raquis.

## I. INTRODUCCIÓN

El problema abordado se centra en la falta de información respecto a la progresión de la curva, al dolor, al compromiso cardiopulmonar y a la calidad de vida (CV) de adultos mayores con escoliosis idiopática severa. El caso presentado corresponde a una paciente de 70 años, con escoliosis idiopática, mayor a 60° Cobb, sin cirugías de raquis durante el periodo 2003-2019. A diferencia de las predicciones de la etiopatogenia de la escoliosis [1], que predice para las tres o cuatro décadas posteriores a la adolescencia un potencial de progresión de la deformidad de hasta 1°/año, creciente riesgo de insuficiencia respiratoria y disminución de la CV, la importancia del caso presentado reside en que se ha conservado las curvaturas del raquis durante el periodo estudiado, a pesar de sumarse a la escoliosis eventos concomitantes como la artroplastia bilateral de cadera (2015 y 2016), entre otros; y solo presentar una leve insuficiencia respiratoria

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

La paciente presenta una escoliosis lumbar izquierda (T5-T11), 66° Cobb, y torácica derecha (T12-L4), 60° Cobb. A partir de enero de 2003 se realiza la evaluación postural. La Tabla 1 enumera las variables y los métodos de medición utilizados para documentar el caso. De 2003 a 2005 las evaluaciones fueron acompañadas con espinogramas. El tratamiento se enfoca en la disminución de dolores en la región lumbo-pélvica y caderas, minimizando las compensaciones raquídeas y logrando un balance postural que permita la marcha sin dolor. Luego del segundo reemplazo de cadera (2016) el seguimiento fue cada 15 días, atendiendo el dolor en la articulación sacro iliaca y dorsal paravertebral, la excursión diafragmática, la mejora del patrón ventilatorio, la alineación y el balance en los tres planos, la propiocepción y el equilibrio dentro de la percepción corporal global. En 2018 se inician los estudios de balance y marcha para relacionarlos con el riesgo de caída. En 2019 se realiza el test SR22 de valoración de CV.

\* El trabajo fue realizado en el marco del Proyecto 20620160100004BA. Contó con el apoyo de la Facultad de Ingeniería y Ciencias Agrarias de la Pontificia Universidad Católica Argentina.

M. Miralles, Universidad de Buenos Aires, Fac. de Arquitectura, Diseño y Urbanismo, y Pontificia Universidad Católica Argentina; C. Oleari, Universidad de Buenos Aires, Fac. Medicina; e I. Ghersi, Pontificia Universidad Católica Argentina, Av. A. Moreau de Justo 1600; e-mail: monica\_miralles@uca.edu.ar.

TABLA 1  
VARIABLES Y MÉTODOS DE MEDICIÓN

VARIABLE	MÉTODO DE MEDICIÓN
GRADOS COBB	ESPINOGRAMA ANTEROPOSTERIOR (AP) DE PIE
BALANCE CORONAL	
ALINEACIÓN HOMBROS, PELVIS	
BALANCE CORONAL	POSTUROGRAFIA CLINICA CORONAL (Línea plomada centro VC7 y vertical desde punto equidistante pies).
BALANCE SAGITAL	POSTUROGRAFIA CLINICA SAGITAL (Línea plomada punto 1/2 cervical y vertical maléolo externo).
ALINEACIÓN CABEZA HOMBROS Y PELVIS	POSTUROGRAFIA CLÍNICA CORONAL (Línea biauricular (tragus), biacromial y bicrestilea)
DOLOR	ESCALA VISUAL ANALÓGICA
RIESGO DE CAIDA	ESTATOQUINESIOGRAMA (TEST DE ROMBERG)
CALIDAD DE VIDA	CUESTIONARIO SR22
COMORBILIDADES	RX y RMN

## III. RESULTADOS

La Fig. 1 permite comparar 4 eventos elegidos para ilustrar la evolución de la escoliosis luego de 16 años (dos espinogramas en vista anteroposterior (AP) y dos posturografías clínicas en vista posterior (VP).



Figure 1. Izquierda: Comparación de Espinogramas AP a) 2003 y b) 2015. Derecha: Comparación de Posturografía, VP, c) 2003, y d) 2018. Las líneas amarillas indican el balance coronal, alineación e hombros, torax, pelvis y miembros inferiores, respectivamente.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

En el caso estudiado, la paciente mantiene los grados Cobbs sin modificación, presenta equilibrio coronal y sagital, balance coronal de hombros, tronco y pelvis. El índice de Romberg fue 89. La marcha normal para la edad. El puntaje del test SR22 fue de 95/110. Se subraya la importancia de complementar el seguimiento y evaluación -tanto clínica como radiológica-, con el control postural durante la evolución de la escoliosis idiopática en adultos mayores. Este trabajo subraya la importancia del control postural, el balance y la alineación durante la evolución de la escoliosis.

## V. REFERENCIAS

- [1] E. Salvador, P. Luengo González, Etiopatogenia e historia natural de la escoliosis idiopática. *Rehabilitación*, 2009; 43(6): pp.258-264.

# Esquema metodológico de Evaluación de necesidades y adquisición de equipos biomédicos en Colombia

Yeimy L. Quintana Villamizar, Lina M. Cruz Parra

**Abstract**—Este resumen presenta un análisis del documento técnico de la Organización Mundial de la Salud (OMS) dedicado a la “Evaluación de Necesidades de Dispositivos Médicos”, y se evidencia la ausencia del uso del mismo al momento de realizar la adquisición de equipos biomédicos en Colombia

## I. INTRODUCCIÓN

Los dispositivos médicos, son cruciales para la prevención, el diagnóstico, el tratamiento y la rehabilitación de enfermedades. Reconociendo esta importante función de este tipo de tecnologías sanitarias, la Asamblea Mundial de la Salud adoptó, en mayo de 2007, la resolución WHA60.29, que trata cuestiones derivadas de la instalación y el uso inadecuados de estas, así como la necesidad de establecer prioridades en la selección y la gestión de tecnologías sanitarias [1].

Para ello, la Organización Mundial de la Salud (OMS) y sus asociados han colaborado en el desarrollo de un programa, un plan de acción, instrumentos y directrices para mejorar el acceso a dispositivos médicos adecuados entre ellos el documento de Evaluación de Necesidades de Dispositivos Médicos, el cual forma parte de una serie de documentos de referencia que se están elaborando para su utilización por diferentes países, sin embargo, encontramos que en Colombia no existen evidencias registradas sobre modelos de gestión para evaluación de las necesidades y adquisición de tecnología biomédica en clínicas y hospitales,

Este resumen presenta un análisis del documento de la OMS para la evaluación de necesidades de dispositivos médicos para la adquisición de equipos y finalmente, se evidencia la ausencia de evaluación de necesidades de dispositivos médicos en Colombia.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se realiza un análisis del documento técnico propuesto por la OMS para la Evaluación de Necesidades de Dispositivos Médicos, desglosando cada uno de los pasos que propone el documento y ajustándolo a la adquisición de equipos biomédicos, luego se realiza una búsqueda exploratoria que permite identificar los vacíos que se tienen al momento de llevar a cabo la adquisición de equipos médicos en Colombia.

\*Research supported by Instituto Tecnológico Metropolitano - Medellín  
Y.L.Quintana is a researcher of the Gi2B Biomedical Research and Innovation Group. Clinical Engineering Research Line, Medellín - Colombia, phone: +57 312 247 6504; e-mail: yeimyquintana@itm.edu.co.

## III. RESULTADOS

El documento para evaluación de las necesidades involucra VII items [1], se analizan en la figura uno y se compone de:

- **Bloque I** – Información: Involucra las herramientas utilizadas para la recolección de la información de los item I-V
- **Bloque II** – Análisis: Se basa en la metodología planteada en el proyecto de dispositivos médicos prioritarios (PMD) de la OMS
- **Bloque III** - Establecimiento de prioridades y valoración de opciones.

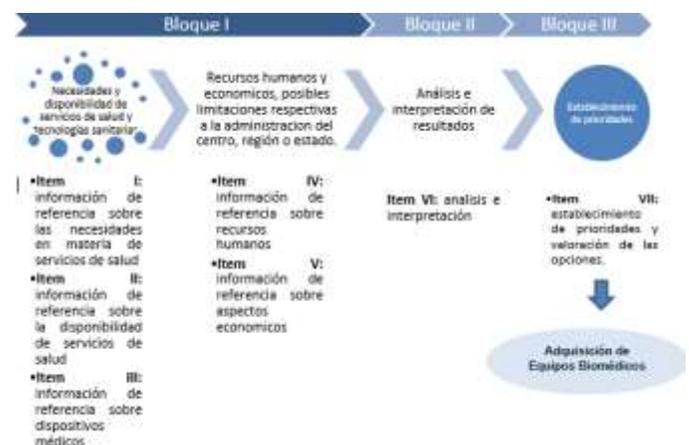


Figure 1. Esquema Metodológico - Elaboración propia a partir de [1]

Los estudios realizados por Salazar-Flórez, Botero-Botero, & Jiménez-Hernández, 2016 afirman que las decisiones de selección de equipos biomédicos en Colombia no se realizan adecuadamente, se adquiere la tecnología basados en las marcas de los equipos, es decir que estas adquisiciones no tienen en cuenta gastos logísticos, mantenimientos post venta, instalaciones físicas entre otras; variables que deben ser medidas de acuerdo a lo propuesto por el documento de la OMS [1-2].

## IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Debido a que en Colombia no se evidencia el uso del documento propuesto por la OMS [1], se realizará un modelo de gestión para la evaluación de necesidades y adquisición de equipos biomédicos que permita una toma asertada de decisiones, basado en el esquema metodológico propuesto.

## REFERENCIAS

- [1] OMS. (2012). Evaluación de las necesidades de dispositivos médicos. Serie de Documentos Técnicos de La OMS Sobre Dispositivos Médicos.
- [2] Salazar-Flórez, K. J., Botero-Botero, S., & Jiménez-Hernández, C. N. (2016). Adquisición de tecnología biomédica en IPS colombianas: Comparación y mejores prácticas. Revista Gerencia y Políticas de Salud, 15(31), 88–118. <https://doi.org/10.11144/Javeriana.rgyps15-31.abt>

# ESTIMAÇÃO DA VARIABILIDADE COORDENATIVA ENTRE O SEGMENTO PÉLVIS-COXA DURANTE A MARCHA DE JOVENS SEDENTÁRIOS E PRATICANTES DE ATIVIDADES FÍSICAS

Guilherme A. G. De Villa, Thiago S. Lemes, Adriano O. Andrade, Marcus F. Vieira

**Resumo**— O objetivo deste trabalho foi analisar a variabilidade da coordenação, durante a marcha, de jovens sedentários e praticantes de atividades físicas, em diferentes Velocidades (Velocidade Auto Seleccionada (VAS), 120% da VAS e 80% da VAS) usando a técnica do Vector Coding (VC). Trinta jovens participaram deste estudo, dos quais 15 são sedentários e 15 praticavam exercícios regularmente ao menos três vezes por semana. Eles realizaram um protocolo de caminhar 1 minuto em cada velocidade para coleta de dados em esteira, em uma ordem randomizada. Para o segmento Pélvis-Coxa, os ângulos foram computados durante quatro fases da marcha (primeiro duplo apoio, apoio simples, segundo duplo apoio e balanço), no plano sagital. Os dados foram analisados com um código MatLab customizado. Ocorreram diferenças significativas para o par segmentar Pélvis-Coxa, com diferenças estatísticas observadas em 120% e 80% da VAS para os dois grupos.

## I. INTRODUÇÃO

O objetivo do presente estudo é analisar a variabilidade da coordenação segmentar durante a marcha de jovens sedentários e praticantes regulares de atividade física em diferentes velocidades (velocidade auto-seleccionada (VAS), 120% da VAS e 80% da VAS) por meio da técnica de *Vector Coding* (VC). Os ângulos de fase representam o padrão de coordenação do segmento, enquanto o desvio padrão do ângulo de fase em cada ponto do ciclo da marcha representa a variabilidade da coordenação do segmento [1]. Na literatura encontram-se trabalhos que calculam a variabilidade da coordenação segmentar com confiabilidade utilizando 10 passadas [2], neste estudo foi utilizada a série temporal completa, um total de 25 passadas para todos os indivíduos.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

Trinta jovens adultos, 15 sedentários e 15 praticantes participaram do estudo. Os jovens adultos foram classificados como praticantes se praticassem atividade física pelo menos três vezes por semana, uma hora por dia. Todos os participantes realizaram um protocolo de três tentativas de caminhada de 1 minuto em esteira em cada velocidade de coleta de dados, em ordem randomizada. Para o par segmentar Pélvis e Coxa direito, os ângulos foram calculados durante quatro fases da marcha: (primeiro suporte duplo, suporte único, segundo suporte duplo e fase de balanço). O dado cinemático foi exportado como arquivo c3d e analisado com um código MatLab customizado (R2018a, MathWorks, Natick, MA). Os resultados foram comparados por uma ANOVA de medidas repetidas de dois fatores: grupo e velocidade.

Guilherme A. G. De Villa, Federal University of Goiás, Goiânia, Brazil, phone: (62) 3521 1756; e-mail: guilhermea1991@gmail.com).

## III. RESULTADOS

Não houve efeito principal significativo entre grupos, nem efeito de interação entre grupos e velocidades. No entanto, foram observados efeitos principais significativos da velocidade, conforme mostrado na Tabela 1. Para todas as fases, os segmentos pélvis e coxa estão em fase.

Tabela 1. Variabilidade Coordenativa para o par Pélvis-Coxa. Análise de medidas repetidas ANOVA. F é usado para testar o ajuste geral de um modelo de regressão para um conjunto de dados; p é a significância do teste;  $\eta^2$  é uma medida do tamanho do efeito; NS = Não significativo

Efeito	Fases da Marcha	F	p	$\eta^2$
Velocidade	Primeiro Duplo Apoio	5,906	NS	0,174
	Apoio Simples	2,153	NS	0,071
	Segundo Duplo Apoio	6,017	<b>0,009</b>	0,177
	Balanço	<u>3,055</u>	<u><b>0,002</b></u>	<u>0,233</u>

## IV. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Parece que a atividade física praticada na intensidade dos participantes desse estudo, não provoca alterações detectáveis na coordenação Pélvis-Coxa. Por outro lado, a variabilidade da coordenação para o segmento Pélvis-Coxa durante a fase de segundo duplo apoio e balanço foi significativamente maior em 80% da VAS em ambas fases. Resultados similares foram encontrados em [3], sugerindo que a velocidade de caminhada mais lenta é mais desafiadora para o controle neuromuscular, sobretudo em segmentos mais proximais.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Goiás (FAPEG) e Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG). Adriano O. Andrade e Marcus F. Vieira são bolsistas do CNPq, Brasil (304818/2018-6 e 306205/2017-3, respectivamente).

## REFERÊNCIAS

- [1] K. A. HAFER, J. F.;BOYER, "Age related differences in segment coordination and its variability during gait.," *Gait Posture*, vol. 62, pp. 92–98, 2018.
- [2] K. A. HAFER, J. F.;BOYER, "Variability of segment coordination using a vector coding technique: Reliability analysis for treadmill walking and running.," *Gait Posture*, vol. 51, pp. 222–227, 2017.
- [3] L. S. CHIU, S.F; CHOU, "Effect of walking speed on inter-joint coordination differs between young and elderly adults.," *J. Biomech.*, vol. 45, pp. 275–280, 2012.

# Estudio comparativo de técnicas de extracción de fuente glótica basadas en filtrado inverso de la voz

Iván. A. Zalazar, Gabriel. A. Alzamendi, y Gastón Schlotthauer

**Abstract**— El presente trabajo tuvo como objetivo evaluar diferentes técnicas de filtrado inverso de la voz para determinar cuál muestra un mejor desempeño a la hora de estimar la señal de fuente glótica. Todas las técnicas se evaluaron por medio del uso de señales de voz sintetizadas mediante dos estrategias de modelado de la fonación, para las cuales se tenía acceso a la fuente glótica teórica. Los resultados muestran que las técnicas que incorporan información fisiológica de la dinámica glótica superan a la estrategia clásica.

## I. INTRODUCCIÓN

El filtrado inverso de la voz es un método que permite estimar la fuente glótica (FG), la cual es una señal que acarrea información descriptiva de la dinámica glótica. Este método consiste en calcular un filtro digital del tracto vocal (FTV) y luego cancelar su contribución de la señal de voz, obteniéndose la FG como resultado [1]. El FTV es representado por un modelo autorregresivo (AR) de la forma [2]:

$$H(z) = \frac{1}{1 - \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}}, \quad (1)$$

donde  $p$  es el orden del modelo y  $a_k$  con  $k = 1, \dots, p$  son los coeficientes del filtro que codifican la información del FTV. Tradicionalmente, la obtención de los parámetros de (1) es posible mediante el uso de la técnica de predicción lineal (LPC) clásica. Desafortunadamente, LPC presenta limitaciones [2-5], razón por la cual surgieron técnicas superadoras inspiradas en la misma como son el modelado discreto aplicable a modelos AR (DAP) [2], el filtrado inverso adaptativo e iterativo (IAIF) [1], la predicción lineal ponderada (WLP) y su versión estabilizada (SWLP) [3], la covarianza de fase cerrada (CPC) [4] y la predicción lineal de fase casi cerrada (QCP) [5].

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Las técnicas anteriormente nombradas se implementaron en MATLAB y fueron evaluadas con señales de voz artificiales para las cuales se tenía acceso a la señal de fuente glótica que se busca estimar. Las señales de voz pertenecen a la base de datos OPENGLLOT [6]. Se analizaron señales sintetizadas de acuerdo a dos modelos de la fonación: la teoría fuente-filtro lineal y el modelado mioelástico-aerodinámico.

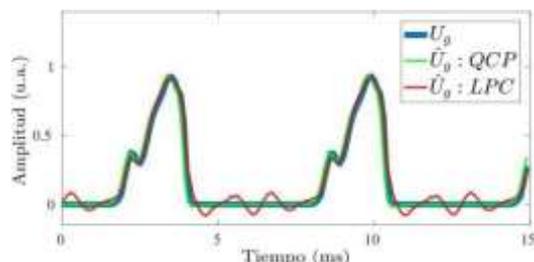


Figura 1: Representación temporal de la señal de fuente glótica teórica (curva azul), junto con sus respectivas estimaciones utilizando una señal de voz sintetizada con un modelo no-lineal de la fonación obtenidas con los métodos QCP (curva verde) y LPC (curva roja).

Como medida de desempeño se utilizó la raíz cuadrada del error cuadrático medio ( $E_{RMS}$ ) producto de comparar la estimación obtenida  $\hat{y}$  con la fuente glótica original  $U_g$  (ver Figura 1).

## III. RESULTADOS

Un estudio preliminar utilizando señales de voz sintetizadas con un modelo lineal de la fonación permitió observar que el desempeño de las técnicas analizadas es muy variado, donde los mejores resultados se obtuvieron con QCP y CPC, las cuales incorporan información fisiológica de la dinámica glótica en el proceso de estimación de la FG. Posteriormente, se realizó un estudio similar considerando la condición de no linealidad de la fonación. En la Figura 2 se presentan mediante diagramas de cajas la distribución de los valores promedios de  $E_{RMS}$  para cada método de filtrado inverso considerando señales de voz sintetizadas con la teoría no lineal con distinta frecuencia fundamental ( $f_0$ ). De su análisis podemos apreciar cómo QCP y CPC presentan el mejor desempeño respecto al resto de las técnicas al igual que en el caso anterior, y como LPC presenta el mayor error y una gran dispersión según la medida de error considerada.

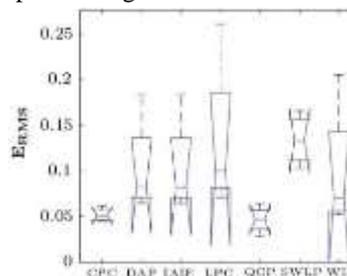


Figura 2. Diagrama de cajas de la distribución de  $E_{RMS}$  para los distintos métodos de filtrado inverso al utilizar señales de voz con  $f_0$  entre 86 y 220 Hz sintetizadas considerando un modelo no lineal de la fonación.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Las técnicas de filtrado inverso estudiadas demostraron ser capaces de obtener buenas estimaciones de la fuente glótica para los dos tipos de señales de voz consideradas, siendo las técnicas QCP y CPC que consideran información fisiológica de la dinámica glótica las que presentan el mejor desempeño para ambos casos.

## REFERENCIAS

- [1] P. Alku, "Glottal wave analysis with pitch synchronous iterative adaptive inverse filtering", *Speech communication*, vol. 11, no. 2-3, pp. 109-118, 1992.
- [2] A. El-Jaroudi, and J. Makhoul, "Discrete all-pole modeling", *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, vol. 39, no. 2, pp. 411-423, 1991.
- [3] C. Magi, J. Pohjalainen, T. Bäckström, and P. Alku, "Stabilised weighted linear prediction", *Speech Communication*, vol. 51, no. 5, pp. 401-411, 2009.
- [4] P. Alku, C. Magi, S. Yrttiäho, T. Bäckström, and B. Story, "Closed phase covariance analysis based on constrained linear prediction for glottal inverse filtering", *the Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 125, no. 5, pp. 3289-3305, 2009.
- [5] M. Airaksinen, T. Raitio, B. Story, and P. Alku, "Quasi closed phase glottal inverse filtering analysis with weighted linear prediction", *IEEE/ACM Transaction on Audio, Speech, and Language Processing*, vol. 22, no. 3, pp. 596-607, 2013.
- [6] P. Alku, T. Murtola, J. Malinen, J. Kuorrtti, B. Story, M. Airaksinen, M. Salmi, E. Viikman, and A. Geneid, "OPENGLLOT-An open environment for the evaluation of the glottal inverse filtering", *Speech Communication*, vol. 107, pp. 38-47, 2019.

# EVALUACIÓN FUNCIONAL DE LA MARCHA HUMANA

## PARTE II: PROTOCOLO ELABORADO

Lucas J. Saleme, Silvia E. Rodrigo, Martin D. Sassul, M. Florencia Castro y M. Emiliana Monserrat

**Abstract—** Considering that variability in medical practice is an unwanted factor when diagnosing and treating gait neuropathologies, the protocolization of medical practice is an essential issue, which must be in charge of an interdisciplinary team of professionals, directly linked to this subject. In this context and based on the gait analysis of the case of a post-stroke patient -described in the first part of this paper-, in this second part a protocol for functional evaluation of gait, specifically developed for this case study from the use of the inertial system G-Walk®, is presented.

### I. INTRODUCCIÓN

La Resolución 1674-E/2017 del Ministerio de Salud de la Argentina sobre Definiciones de Estandarización de Procesos Asistenciales expresa que: “la equidad en la atención médica y el acceso a una atención de calidad es un derecho de los ciudadanos” [1]. Tal concepto sienta las bases para elaborar un protocolo de evaluación de los resultados de tratamientos de rehabilitación de marcha neuropatológica. Particularmente en nuestro caso, se evaluó con el sistema *G-Walk®* un paciente post-ACV antes y después de su tratamiento –cuyos resultados fueron presentados en la primera parte de este trabajo–, y se elaboró luego un protocolo de este tipo, utilizando la metodología que se describe a continuación.

### II. MATERIALES Y MÉTODOS

Considerando que no existe un plan establecido para evaluar la funcionalidad de marcha neuropatológica tras un tratamiento de rehabilitación (TR), en primer lugar se estudió el estado del arte sobre los requisitos para estandarización del proceso de recuperación funcional del paciente. La consigna usada fue jerarquizar el método de obtención de información relevante para describir el grado de recuperación de la marcha de un paciente luego de su TR, con el propósito de disminuir al máximo la variabilidad en la práctica médica [2], [3].

Para abordar esta cuestión adecuadamente, un equipo interdisciplinario de profesionales de medicina (fisiatra, kinesiólogos, fisioterapeutas y psicólogo) y de bioingeniería definió el orden jerárquico de los pasos a seguir durante este protocolo, aplicado específicamente al paciente post-ACV estudiado y cuya marcha se evalúa con el sistema *G-Walk®*.

Además, para contrastar de forma objetiva las diferencias halladas entre un sujeto control y el paciente evaluado antes de su TR, se aplicó el mismo protocolo al sujeto sano. Finalmente, se evaluó nuevamente al paciente tras su TR utilizando el mismo protocolo.

### RESULTADOS

En la Tabla 1 se muestran los puntos más importantes del protocolo elaborado para evaluar la funcionalidad de la marcha, aplicado al caso de estudio de paciente post-ACV, como al sujeto control.

L. J. Saleme es estudiante de la carrera de Bioingeniería de la Universidad Nacional de San Juan (UNSJ). S. E. Rodrigo es Profesor Titular Exclusivo de esta carrera en la UNSJ. M. D. Sassul, M. F. Castro y M. E. Monserrat se desempeñan como profesionales de la salud en la Clínica Rehabilitar San Juan SRL.

TABLA 1: Puntos clave del protocolo elaborado.

ITEM	DESCRIPCIÓN
FECHA DE ELABORACIÓN Y FECHA DEREVISIÓN	Muy importante la fecha de revisión
AUTORES	Nombre y Apellido de cada integrante del equipo interdisciplinario que interviene
REVISORES	Puede ser una comisión
CONFLICTO DE INTERESES	Habitualmente de tipo económico
INTRODUCCIÓN	Actualización de situación y justificación
DEFINICIONES	Descripción breve del procedimiento a seguir
OBJETIVOS	Generales y específicos
ÁMBITO DE APLICACIÓN	¿A qué profesional y a qué ámbito está orientado?
POBLACIÓN DIANA	¿Quién recibe el procedimiento?
PERSONAL QUE INTERVIENE	Todo el personal que debe participar
MATERIAL	Todo lo que se necesita durante el proceso
TÉRMINOS Y DEFINICIONES	Términos específicos utilizados
PROCEDIMIENTO	Detalle preciso de cada actividad a realizar
EVALUACIÓN	Indicadores de marcha neuropatológica basados en el uso del sistema <i>G-Walk®</i> , que describan adecuadamente el modo de ambulación del paciente y permitan adecuar el plan de rehabilitación, acorde a las necesidades del paciente
BIBLIOGRAFÍA	Referencia de información
ANEXOS	Análisis del individuo, gráficas, posters, etc.

### DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El empleo de un protocolo tal como el elaborado en nuestra investigación, constituye una potente herramienta de estandarización de las actividades asociadas al proceso de valoración de la marcha neuropatológica, ya que permite establecer de manera clara, objetiva y rápida a través del uso del sistema inercial *G-Walk®*, su nivel de mejoría o deterioro en un paciente determinado. Además, un procedimiento estandarizado del tipo aquí presentado, permite disminuir al máximo la variabilidad en la práctica médica, considerando su definición por parte de un equipo interdisciplinario de profesionales, directamente vinculados con la rehabilitación de esta clase de pacientes. A su vez, esto otorga altos niveles de confiabilidad y calidad en los servicios de atención médica, tal como la requerida por la normativa internacional en general y la nacional en particular [1].

### AGRADECIMIENTOS

A la UNSJ y a la Clínica Rehabilitar San Juan SRL por el aporte científico y financiero brindado para el desarrollo y presentación de esta investigación.

### REFERENCIAS

- [1] Ministerio de Salud de Argentina, Res\_1674-E2017, 2017.
- [2] Sánchez Ancha Y et al. *Guía para la elaboración de protocolos*. Biblioteca Lascasas, 7(1), 2011.
- [3] Los especialistas en rehabilitación precisan protocolos internacionales Link: <https://cuidateplus.marca.com/enfermedades/2014/05/12/especialistas-rehabilitacion-precisan-protocolos-internacionales-actuacion-32204.html>.

# EVALUACIÓN FUNCIONAL DE MARCHA NEUROPATOLÓGICA. PARTE I: USO DE SISTEMA INERCIAL

Lucas J. Saleme, Silvia E. Rodrigo, Martin D. Sassul, M. Florencia Castro y M. Emiliana Monserrat

**Abstract—** The aim of this two-part paper is to lay the bases for assessing the locomotor function recovery degree after the rehabilitation treatment of neuropathological patients. For that purpose, in this first part we show the results of gait clinical tests based on the G-Walk® inertial system in a case study of stroke patient -before and after his treatment-, and of control subject. From these results, a functional gait evaluation protocol was elaborated, which we will present in the second part.

## I. INTRODUCCIÓN

El accidente cerebrovascular (ACV) es una enfermedad que afecta a miles de personas en todo el mundo, causando disfunción sensorial y motora que determina una pérdida de autonomía para realizar las actividades de la vida diaria. Al respecto, la OMS señala que durante 2019 se produjeron 15 millones de nuevos casos de ACV, la mayoría de ellos de tipo isquémico [1]. Además, la Fundación Cardiológica Argentina (FCA) indica que en nuestro país se generan 126 mil casos de ACV por año, de los cuales 18 mil terminan en muerte [2].

Estos datos reflejan la importancia de diagnosticar y tratar adecuadamente la disfunción física causada por un ACV, especialmente la relacionada con la marcha hemipléjica [3]. En este contexto, el objetivo de este trabajo de dos partes es sentar las bases para valorar el grado de recuperación de la función locomotora en pacientes neuropatológicos, tras su tratamiento de rehabilitación. Con este fin, en esta primera parte se analizan las condiciones de marcha en un caso de estudio de paciente post-ACV y de un sujeto control, mediante el siguiente procedimiento basado en el empleo del sistema inercial *G-Walk®* (BTS Bioengineering Corp., Italia) [4].

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Bajo criterios de inclusión y exclusión y tras la firma del consentimiento informado sobre las características del test clínico de marcha a realizar con el sistema *G-Walk®* (Walk+, 10 m), se analizó un paciente post-ACV (64 años, 80 Kg, 1.80 m) antes de su tratamiento de rehabilitación, y un sujeto control (considerando 100% de funcionalidad de su marcha, 63 años, 88 Kg, 1.82 m), ambos de género masculino.

En base a este análisis, un equipo interdisciplinario de profesionales de medicina y de bioingeniería elaboró luego un plan de rehabilitación (PDR) para el paciente, basado en el Principio de Neuroplasticidad [5]. Además, una vez cumplido el PDR, se evaluó nuevamente la funcionalidad de marcha del paciente mediante el test Walk+. Finalmente, a partir de los parámetros espacio-temporales de marcha medidos en el paciente antes y después de su PDR, se calculó el índice de simetría (IS) para la pierna parética (PP) y la pierna no parética (PNP), de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$IS = | 100 * ((Ant - Desp)/Ant) | \quad (1)$$

L. J. Saleme es estudiante de Bioingeniería de la Universidad Nacional de San Juan (UNSJ). S. E. Rodrigo es Profesor Titular Exclusivo de esta carrera en la UNSJ. M. D. Sassul, M. F. Castro y M. E. Monserrat se desempeñan como profesionales de la salud en la Clínica Rehabilitar San Juan SRL.

## III. RESULTADOS

De acuerdo a lo expresado en la Tabla 1, puede decirse que en términos generales, la comparación de los parámetros espacio-temporales de marcha obtenidos antes y después del PDR del paciente –tanto para la PP como para la PNP– y su contraste con los del sujeto control, dan indicios de una mejora en la funcionalidad de marcha del paciente tras su tratamiento. Así por ejemplo, los IS de parámetros temporales -tales como la duración de soporte doble y de soporte individual- para ambas piernas indican un ciclo de marcha (CM) más simétrico, resultado del PDR. Para los parámetros espaciales se observa un aumento de la longitud de paso de la PNP, lo cual nuevamente señala un aumento de la simetría. En cuanto al valor de propulsión para la PP, se visualiza un aumento del equilibrio y de la simetría respecto a los valores previos al PDR, caracterizados inicialmente por una marcada disfunción del sistema muscular en la pierna afectada.

TABLA 1: Parámetros de marcha, medidos y calculados para el paciente.

PARÁMETROS	UNIDADES	IS (PP)	IS (PNP)
DURACIÓN CM	s	19,05 %	14,95 %
LONGITUD DE ZANCADA	m	30,77 %	28,85 %
LONGITUD DE PASO	% longitud zancada	-1,37 %	1,43 %
DURACIÓN FASE APOYO	% CM	-5,81 %	-5,30 %
DURACIÓN FASE BALANCEO	% CM	9,05 %	9,47 %
DURACIÓN SOPORTE DOBLE	% CM	-36,43%	-8,49 %
DURACIÓN SOPORTE SIMPLE	% CM	8,36 %	4,94 %
VALOR DE PROPULSIÓN	--	15,63 %	5,97 %

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El sistema inercial *G-Walk®* es una herramienta ágil, fiable y de gran aplicabilidad para describir el grado de recuperación de la funcionalidad de marcha en pacientes con neuropatologías, tras su tratamiento de rehabilitación. En un futuro, a partir de un número de pacientes adecuado, podría calcularse si las diferencias antes-después del tratamiento de rehabilitación respectivo, son estadísticamente significativas.

Por último, en la segunda parte de este trabajo se detallarán las características del protocolo elaborado en base a los resultados logrados en esta primera parte.

### AGRADECIMIENTOS

A la UNSJ y a la Clínica Rehabilitar San Juan SRL por el aporte científico y financiero brindado para el desarrollo y presentación de esta investigación.

### REFERENCIAS

- [1] OMS, [https://www.who.int/topics/cerebrovascular\\_accident/es/](https://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/es/), 2019.
- [2] FCA, <http://www.fundacioncardiologica.org/137ACV>, 2019.
- [3] Sánchez Lacuesta JJ et al. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, 1999.
- [4] BTS. G-WALK. Revisado en: Mayo, 2017. Disponible en: <http://www.btsbioengineering.com/products/gwalk/>.
- [5] Purves D et al. “Invitación a la Neurociencia”, Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, 2004.

# EVALUATION OF METHODOLOGIES FOR CLASSIFYING MUTATIONS IN GENOMICS

Camila Simoes, Juan Cardelino, Hugo Naya, Lucía Spangenberg

**Abstract**— The objective of this work is the evaluation of different machine learning algorithms, to be applied to the classification of genetic variants. The main idea revolves around the deambiguation of the conflicting classification of certain mutations in databases.

## I. INTRODUCTION

Human genome sequencing is now a frequent tool in the clinical practice, facilitating the determination of a large number of genetic variants. The interpretation of these variants remains a challenge and even though the development of rules and tools for variant interpretation has increased, many variants remain unclassified or with conflicting interpretation of pathogenicity [1]. The ClinVar public database [2] is an indispensable resource for clinical variant interpretation, with standard terms for pathogenicity level (recommended by ACMG/AMP [3]), where differences in interpretation among submitters are reported as ‘Conflicting interpretations of pathogenicity’. In this sense, the goal of this work is to carry out an evaluation of Machine Learning techniques in order to reclassify conflicting variants. To that end, we use the variants classified as ‘Benign’, ‘Likely Benign’, ‘Pathogenic’ and ‘Likely pathogenic’ from the ClinVar database to train algorithms.

## II. MATERIALS AND METHODS

The data used was the ClinVar database [2], the major public repository of the relationships among human variations and phenotypes, with supporting evidence. There are about 499.422 variants (october 2019) reported by experts with their clinical impact.

The genetic variants were annotated with their functional consequences with ANNOVAR [4]. It assigns useful scores for classification, such as: pathogenicity scores, population frequencies and evolutionary conservation measurements, among others. The variants and characteristics were filtered in order to preserve those of interest and eliminate the ones with poor information. For columns that had an acceptable amount of missing values, imputation was made using k-nearest neighbor method. In addition, label encoding was performed for those categorical characteristics, such as exonic function.

Different models were trained for the classification and model selection task was performed. In this preliminary stage, some well known algorithms were tested in order to evaluate their performance in the given problem: Linear Regression, Logistic Regression, Support Vector Machines (SVM) (with linear, polynomial and RBF kernels), and Random Forest. The data analysis was implemented in Python, using the free software machine learning library Scikit-Learn for the methods evaluated.

## III. RESULTS

After a model selection process and grid search used to find the best parameters, the best results were obtained using Random Forest Classifiers, with 2000 estimations and using 10 fold cross validation. 63 features were used. We used for each of the classes (‘Pathogenic’, ‘Benign’, ‘Likely Pathogenic’, ‘Likely Benign’) about 4000 variants for the training set, and 1500 variants for both the validation and test set. The accuracy in training set was

97% and the accuracy in the validation set was 82%. Better results were obtained using two classes (‘Benign’ and ‘Pathogenic’), with both Random Forest classifier and Support Vector Machines with RBF kernel ( $C=1$ ) (Figure 1).

TABLE I. NORMALIZED CONFUSION MATRIX OF THE PREDICTION USING FOUR CLASSES AND RANDOM FOREST CLASSIFIER

Reference	Prediction			
	Benign	L.Benign	L. Pathogenic	Pathogenic
Benign	<b>0.838</b>	0.161	0.000	0.000
L.Benign	0.155	<b>0.835</b>	0.003	0.005
L. Pathogenic	0.001	0.013	<b>0.783</b>	0.201
Pathogenic	0.006	0.019	0.199	<b>0.775</b>

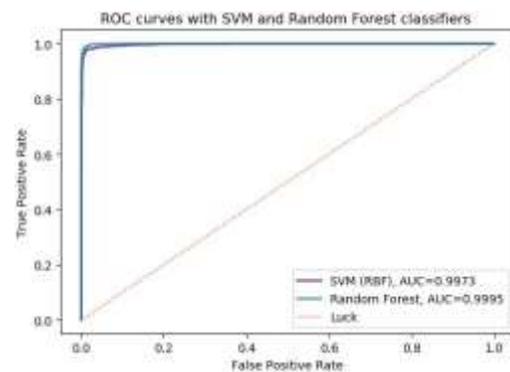


Figure 1. ROC curves for SVM and Random Forest, showing their performance at variant classification in two classes.

## IV. DISCUSSION & CONCLUSIONS

The performance of the classifiers was very good considering the complexity of the data set used. When considering the four classes with the best model, the pure classes are likely to differ from the probable ones. If both classes are considered together, transforming it into a two-class problem, the classifiers work surprisingly optimally. Some of the future perspective are: assess the performance of methods like neural networks approaches, make feature selection, expand the analysis for coding and non-coding variants, try to infer other kinds of conflicting labels and test the performance of the classifiers in raw data from volunteers.

## REFERENCES

- [1] Stark, Z., Dolman, L., Manolio, T. A., Ozenberger, B., Hill, S. L., Caulfield, M. J., ... & Boughtwood, T. (2019). Integrating genomics into healthcare: a global responsibility. *The American Journal of Human Genetics*, 104(1), 13-20.
- [2] Landrum, M. J., Lee, J. M., Benson, M., Brown, G., Chao, C., Chitipiralla, S., ... & Jang, W. (2015). ClinVar: public archive of interpretations of clinically relevant variants. *Nucleic acids research*, 44(D1), D862-D868.
- [3] Sue M. Richards, Nazneen Aziz, Sherri J. Bale, David Bick, Soma Das, Julie M. Gastier-Foster, Wayne W. Grody, Madhuri R. Hegde, Elaine Lyon, Elaine Spector, Karl V. Voelkerding, and Heidi L. Rehm. Standards and guidelines for the interpretation of sequence variants: A joint consensus recommendation of the American college of medical genetics and genomics and the association for molecular pathology. *Genetics in Medicine*, 17:405-423, 2015
- [4] Wang, K., Li, M., & Hakonarson, H. (2010). ANNOVAR: functional annotation of genetic variants from high-throughput sequencing data. *Nucleic acids research*, 38(16), e164-e164.

# Fortalecimiento de la Gestión de Equipos Médicos para las redes de Salud Bolivianas

Cesar Miranda

**Abstract—** En Bolivia, el mantenimiento de equipos médicos se despliega con asistencia técnica de la Agencia de Cooperación Internacional del Japón - JICA como parte del Componente de Calidad de Atención dentro del Programa de Fortalecimiento de Redes de Salud - PROFORSA. Desde 2001 a 2017, se implementan 6 proyectos: 3 incluyen el mantenimiento de equipos médicos basados en el Ciclo de Deming. Inicia actividades el Instituto de Equipos Médicos (2003), el programa de Técnicos Medios en Mantenimiento de Equipos Biomédicos (2012) y se publican Guías Técnicas que inciden en la mortalidad materno - infantil (2001 – 2016). Esta experiencia marca un hito de crecimiento y desarrollo en 86 de 339 municipios de Bolivia.

## I. INTRODUCCIÓN

A partir 1978, la Agencia de Cooperación Internacional del Japón - JICA, coopera con el sector público de salud en Bolivia con procesos de mejora de las capacidades técnicas y en la construcción y equipamiento de establecimientos de salud desde el enfoque materno - infantil. Actualmente, se desarrolla el Programa de Fortalecimiento de Redes de Salud - PROFORSA junto con el Ministerio de Salud de Bolivia.

La definición de la Global Harmonization Task Force del International Medical Device Regulators Forum -IMDRF [1] y los lineamientos de la Organización Mundial de la Salud [2] [3] que establecen que las tecnologías sanitarias son fundamentales para un sistema de salud y ha incorporado la gestión de mantenimiento de equipos médicos al componente de calidad de atención. En el ámbito de PROFORSA, más del 98% entre 1,136 establecimientos de salud públicos [4], son centros de atención primarios y secundarios, con dificultad de acceso geográfico, débiles procesos de planificación y recursos financieros limitados. En un contexto de crecimiento de la capacidad instalada en salud y bajo un marco regulatorio inexistente, se han desarrollado procesos de mejoramiento de las capacidades técnicas en mantenimiento preventivo y correctivo de equipos médicos.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

PROFORSA plantea metodologías específicas de capacitación y seguimiento en mantenimiento de equipos médicos. Esta metodología incluye al técnico de mantenimiento del centro de salud y a los operadores. **Enfoque de implementación:** Entre 2001 y 2006, bajo el enfoque del Ciclo de Deming, se desarrollaron y fortalecieron capacidades a personal de mantenimiento correctivo mediante de cursos en Japón; replica de talleres, seminarios y otros, incluyendo a operadores de equipos médicos. Los planes de capacitación iniciaron con entrenamiento en Japón a profesionales en ingeniería y técnicos en electricidad, electrónica y otros (2 meses promedio). **Ampliación a escala:**

\*PROFORSA - JICA.

Médico cirujano, Oficial de Programas de Salud de la Agencia de Cooperación Internacional del Japón - JICA, La Paz, Bolivia; e-mail: mirandacesar.bv@jica.go.jp

Seis proyectos, 50% implementado: periodo 2001 a 2006; 2008 a 2012; 2013 a 2017, en 7 de 9 departamentos, y 86 de 339 municipios, con 3 componentes: Calidad de Atención, Promoción de la Salud y Gestión Institucional.

## III. RESULTADOS

Antes de 2001, sólo dos municipios contaban con responsables de mantenimiento de equipamiento biomédico de bajo porte, sin formación específica. Actualmente, 8 municipios cuentan con un responsable de mantenimiento, en un contexto de crecimiento de infraestructura en salud y bajo un marco regulatorio inexistente. Se estableció el Instituto Municipal de Equipos Médicos, IME (Santa Cruz de la Sierra, 2003), el programa de Técnicos Medios en Mantenimiento de Equipos Biomédicos en la Escuela Técnica de Salud Boliviano Japonesa (Cochabamba, 2012). Se realizaron capacitaciones de mantenimiento preventivo y correctivo de equipos biomédicos en los diferentes municipios de Bolivia (475 personas entre 2008 – 2012 y 2013 – 2017) y capacitaciones en Japón (27 personas entre 2001 y 2009) que impactan en los números de mortalidad materna (235 a 160 x 100,000 nacidos en 2002 y 2011) e infantil (54 a 24 x 1,000 nacidos vivos en 2003 y 2016).

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El área de mantenimiento de equipos médicos es poco priorizada en Bolivia. No se conocen otras experiencias sistemáticas; la experiencia de JICA se mantiene como referencia a nivel nacional. Con la continua inversión en la construcción de equipamiento y nuevos hospitales se deben desarrollar marcos regulatorios y procesos de formación de recursos humanos especializados. En Bolivia, es fundamental la adecuación de la tecnología médica a los servicios de salud. Por lo tanto, la asistencia de JICA asegura que las tecnologías sanitarias en los servicios de salud sean de calidad.

## AGRADECIMIENTOS

IME Instituto Municipal de Equipos Médicos y Escuela Técnica de Salud Boliviano Japonesa de Cooperación Andina.

## REFERENCIAS

- [1] Global Harmonization Task Force, Definition of the Terms 'Medical Device' and 'In Vitro Diagnostic Medical Device', May 16th, 2012, pp 6.
- [2] Evaluación de las necesidades de dispositivos médicos, Organización Mundial de la Salud, 2012, pp 13-16
- [3] Introducción al programa de mantenimiento de equipos médicos, Organización Mundial de la Salud, 2012, pp 10-36
- [4] Anuario Estadístico en Salud 2012-2015, Ministerio de Salud Bolivia, 2017, pp 33.
- [5] Guía Técnica Básica para la Operación y Mantenimiento de Equipos Médicos y de Laboratorio en el Primer Nivel de Atención, Instituto Municipal de Equipos Médicos IME – FORSA, 2012.
- [6] Boletín FORSA. Recuperado el 09 de febrero de 2020 de JICA website:[https://www.jica.go.jp/bolivia/english/activities/c8h0vm00004b22t-p-att/activities\\_01.pdf](https://www.jica.go.jp/bolivia/english/activities/c8h0vm00004b22t-p-att/activities_01.pdf).

# Función de estado de las variables de accionamiento de servosistemas utilizados en prótesis mioeléctricas

Carlos Alvarez Picaza, Ángel E. Piacenza, Claudio R. Ferrari, Juan C. García Roth y Julián I. Veglia

**Abstract**— En este trabajo se busca representar la función de estado de cada una de los variables que contribuyen al funcionamiento estable de un sistema servomotor que es utilizado en prótesis mioeléctricas. El aporte de cada una de ellas debe contribuir a la estabilidad global del sistema dinámico. Los resultados obtenidos nos permitieron discernir y graficar las trayectorias en el espacio de estados de las mismas.

## I. INTRODUCCIÓN

El acceso de las personas a la rehabilitación puede disminuir las consecuencias de la enfermedad o lesión, mejorar la salud y calidad de vida y disminuir el uso de los servicios de salud. Como ingenieros, aplicamos las leyes matemáticas y la física para resolver tales problemas. A través de la Teoría de Control Moderno se puede tratar cualquier situación problemática mediante ecuaciones de estado. Algunas reglas matemáticas, como el principio de superposición, presente en algoritmos recursivos están excluidas en este nuevo enfoque. La consiguiente simplificación de los desarrollos se reflejará en nuevos hallazgos, dando valor a conceptos como Controlabilidad y Estabilidad [1].

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Partiendo del esquema presentado por Alvarez Picaza et al. [2] donde a partir de las variables intervinientes de la planta motora se definen las ecuaciones de estado, se buscará ahora encontrar la solución del sistema planteado:

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}\mathbf{u}(t) \quad (1)$$

Quedando,

$$\mathbf{x}(t) = e^{\mathbf{A}t}\mathbf{x}(0) + \int_0^t e^{\mathbf{A}(t-\tau)}\mathbf{B}\mathbf{u}(\tau)d\tau \quad (2)$$

## III. RESULTADOS

Haciendo uso del Matlab (Matrix Laboratory) con los datos de la Tabla I, a partir de una pequeña excitación y un punto de equilibrio establecido, se pudieron encontrar las funciones de estado de las tres variables consideradas, posición angular, velocidad angular y corriente de armadura.

Estas funciones, muy complicadas, describen el comportamiento (trayectorias) de cada una de las variables, representadas en el espacio de estados de la Fig.1.

Las distintas trayectorias son propias de cada servomotor. Para conseguir la estabilidad absoluta todas las trayectorias deben converger al punto de equilibrio  $[x_1, x_2, x_3] = [0, 0, 0]$  de la Fig.1, de no ser así, cada variable debe ser evaluada en forma individual.

Carlos Alvarez Picaza. Universidad Nacional del Nordeste. 3400 - Corrientes; e-mail: cpicaza@gmail.com.

TABLA I

MODELO SERVOMOTOR RE 40-40 DE MAXON® [3].

CARACTERISTICA	VALOR
RESIST. ARMADURA	1,16Ω
INDUC. ARMADURA	0,329 MH
CTE. PAR MOTOR	60,3 MNM/A
CTE. DE LA VELOCIDAD	158 RPM/V
COEF. ROZAMIENTO	3,04 RPM/MNM
MOMENTO DE INERCIA	138 GCM <sup>2</sup>

Convergencia de las distintas variables de estado al punto de equilibrio

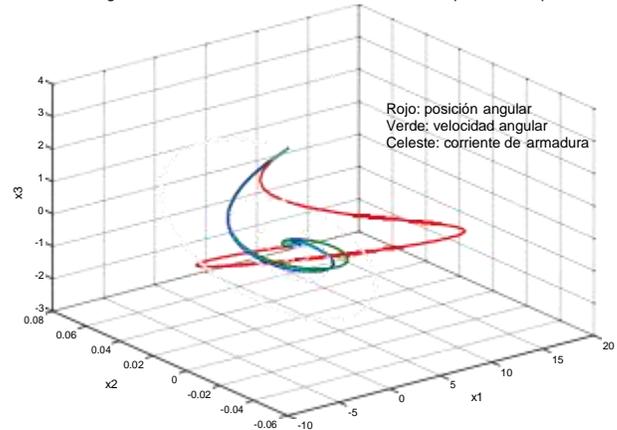


Figura 1. Trayectorias de las variables de estado del servosistema.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Las trayectorias de las funciones tratadas contribuyen a la estabilidad global del sistema, ya que el comportamiento gráfico de todas las variables se direccionan al punto de equilibrio. Como avance del proyecto se tratará con otras plantas motoras y realizará una tabla de performance de cada una de ellas.

## AGRADECIMIENTOS

Esta presentación es parte del Proyecto 18F011 acreditado por la Secretaría General de Ciencia y Técnica de la UNNE.

## REFERENCIAS

- [1] Cortes Reyes F. (2011). Robótica, control de robots manipuladores. Editorial: Alfaomega Grupo EDITOR O. Young, "Synthetic structure of industrial plastics (Book style with paper title and editor)," in *Plastics*, 2nd ed. vol. 3, J. Peters, Ed. New York: McGraw-Hill, 1964, pp. 15–64.
- [2] Alvarez Picaza C., Pisarello MI., Monzón JE. (2016). "Analysis of the stability control of motors used in biomechanical prostheses". VII Congreso Latinoamericano Ingeniería Biomédica. CLAIB 2016.
- [3] RE 40-40mm, (On line 6/2017). Graphite Brushes, 150 Watt. Data Sheet.

# GESTIÓN DE TECNOLOGÍA SANITARIA: EL ROL DE LOS BIOINGENIEROS EN ARGENTINA

Kadur El Ainie Diego Omar, Bonell Claudia Edith, Oiene Andrés Ricardo, Villavieja María Jesús, Flores José María, Baroli Mónica, Bellmann Jorge, Aguirre Fernando Rubén.

**Abstract— En la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos (FIUNER) se lleva cabo un Proyecto de Investigación destinado a la recolección de datos y la generación de información sobre los aspectos fundamentales que involucran la Gestión de Tecnología Sanitaria (GTS).**

## I. INTRODUCCIÓN

La ingeniería clínica es el área de la ingeniería biomédica que interviene en la planificación, evaluación de necesidades, adquisición, instalación y mantenimiento de equipos médicos, capacitación para su uso seguro y finalmente su despacho final o descarte. Las responsabilidades son agrupadas en lo que se conoce como GTS [1]. La información actual sobre recursos humanos, infraestructura, equipamiento de uso asistencial en organizaciones de salud en Argentina es escasa y desactualizada. El objetivo de este trabajo es presentar la información generada desde el Proyecto de Investigación de la FIUNER destinado a la recolección de datos y la generación de información sobre los aspectos fundamentales que involucran la GTS.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se trabajó en el diseño y validación de una encuesta para la recolección de datos sobre recursos humanos, equipamiento de uso asistencial e infraestructura en las organizaciones de salud de Argentina. La misma se implementó a través del software libre LimeSurvey, que es una herramienta online de generación y envío de encuestas. La encuesta diseñada y validada consta de cinco secciones y fue enviada a referentes seleccionados que se encuentran trabajando vinculados con responsabilidades de GTS.

## III. RESULTADOS

Se ha iniciado la carga de datos de 89 organizaciones de salud de 16 provincias, el 57 % declaran poseer formalmente un área encargada de la GTS dentro de la organización de salud. En el 80% de ellas, la persona responsable es un Bioingeniero o Ing. Biomédico, a su vez el 56% depende directamente de la máxima autoridad de la institución. Pero solo el 29% expresa poseer indicadores de GTS. Con respecto a recursos humanos y sus funciones, los Bioingenieros o Ing. Biomédicos tienen una participación del 32% en alguna de las etapas de la gestión de compra de nuevos equipos.

Diego Omar, Kadur El Ainie, Facultad de Ingeniería, UNER. Km 10, Ruta 11, 3101 Oro Verde, Entre Ríos. Teléfono: +54 343 4975101 int. 157 dkadur@ingenieria.uner.edu.ar.

La gestión de mantenimiento es considerada uno de los roles más importantes atribuidas a los profesionales de las áreas de GTS. Se ha reportado [2] que, a mayor complejidad tecnológica, el mantenimiento tiende a ser tercerizado. En la tabla 1 se indica la modalidad de mantenimiento de los diversos tipos de equipos relevados por la encuesta a diciembre de 2019.

TABLA 1: MODALIDADES DE MANTENIMIENTO EQUIPAMIENTO MÉDICO

EQUIPOS	MODALIDAD
DIAG. POR IMAGENES	16 % INTERNO 40% TERCERIZADO 44% MIXTO
LAB. ANÁLISIS CLÍNICO	9% INTERNO 72% TERCERIZADO 19% MIXTO
SOPORTE DE VIDA	33% INTERNO 25% TERCERIZADO. 42% MIXTO
ESTERILIZACIÓN	43% INTERNO 19% TERCERIZADO 38% MIXTO
OTROS EQUIPOS	55% INTERNO 11% TERCERIZADO 34% MIXTO

## DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Esta encuesta está proveyendo información que en Argentina era poco disponible [1]. Los resultados obtenidos sobre mantenimiento se aproximan a los de [2] y en virtud de la colaboración de Bioingenieros / Ingenieros Biomédicos que se desempeñan en áreas de GTS es posible obtener datos para generar información relevante y que podrá ser utilizada para la gestión de GTS en cualquiera de los sectores del sistema de servicios de salud y la formación de los recursos humanos que se desempeñen en dichas áreas.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a la FIUNER por la difusión de la encuesta y el soporte informático brindado, a las personas que han respondido de manera voluntaria y han colaborado en la búsqueda de nuevos encuestados.

## REFERENCIAS

- [1] World Health Organization. Global atlas of medical devices WHO medical devices technical series. WHO. World Health Organization; 2017. [cited 2019 Sep 16]. 44 p.
- [2] Julio Huerta. Taller avanzado en gestión tecnológica en salud e ingeniería clínica, auspiciado por el ministerio de salud de la nación y organizado en forma conjunta por la OPS y ANMAT, Buenos Aires desde el lunes 24 al 28 de abril de 2006.

# Impactos da Deformação de Modelos de Cabeças em Estimação de Fontes de EEG

Souza, G. V., Queiroz, J. A., Mota, N. B., Ribeiro, S. e Barros, A. K.

**RESUMO**— A identificação das funções das diferentes regiões cerebrais, é uma tarefa importante para diagnósticos de anormalidades neuronais. A estimação de fontes de EEG é uma das ferramentas mais utilizadas para dar suporte à identificação destas regiões. Ela obtém maior precisão quando a cabeça do indivíduo, é representada por modelos realísticos, gerado à partir de MRI do próprio indivíduo. Quando a MRI do sujeito não está disponível, uma alternativa é a individualização de modelos padrões de MRI, à partir de técnicas de deformação. Por este motivo, verificamos os efeitos da utilização de técnicas de deformação nos modelos padrões, nas características morfológicas das estimacões. Desta forma, mostramos que a deformação dos modelos padrões, afeta cada método de estimação de fontes de forma diferente, porém, essas alterações são de baixo impacto, mesmo para os métodos mais afetados.

## I. INTRODUÇÃO

Os exames tradicionais de imagens neuronais, como *FMRI* são desconfortáveis e de custo relativamente alto. Assim, busca-se técnicas mais acessíveis, como alternativa para pesquisas e métodos de triagem em saúde, como a estimação de fontes de EEG, que apresenta uma alta resolução temporal e possibilita sua coleta durante atividades rotineiras.

A qualidade dos algoritmos de estimação de fontes de EEG, depende de modelos anatômicos, como os gerados pela *MRI* do próprio sujeito[1]. Outra opção, é utilizar modelos padrões, que podem ser individualizados, para reduzir os erros de localização e assim, aumentar a precisão na detecção de regiões cerebrais[2]. Para isso, pode ser utilizada a técnica de deformação por *Thin-Plate Spline (TPS)*[1]. Nos estudos que utilizam *TPS*, o foco é na redução do erro de localização, porém, ignora-se os impactos nas demais características dos sinais. Esse trabalho visa verificar os efeitos da individualização de modelos anatômicos nas características morfológicas das estimacões. Para isso, propomos a verificação da correlação entre as estimacões geradas nos diferentes modelos, utilizando gravações reais de EEG, o que permite verificar o conjunto completo das fontes para cada amostra de tempo, para averiguar se os modelos individualizados representam a atividade neuronal real, com a devida fidelidade.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

Para servir como referência, foi utilizada a base de dados de acesso livre do Hospital Infantil Memorial de Varsóvia [3], de onde foram extraídos dados de um dos pacientes. Já como modelos padrões, foram utilizados três modelos de bases públicas, o Colin27[4], FSAverage[5] e ICBM152[6].

O processo inicia com o desenvolvimento dos modelos anatômicos, onde as RM's do sujeito de referência e as padrões são usadas para desenvolver os modelos realísticos com três camadas (couro cabeludo, crânio e córtex). Em seguida, é desenvolvido o modelo individualizado, à partir de técnica de deformação não rígida por *TPS*, aplicada a

cada modelo padrão. No passo seguinte, a camada do modelo que representa o córtex é dividida em um espaço de fontes distribuído por todo o volume cerebral, possibilitando análise tanto de estruturas superficiais quanto de estruturas profundas no córtex cerebral. Assim, foi possível a realização das estimacões de fonte das gravações de EEG, em cada um dos modelos gerados, pelos métodos de estimação Slorete e Dipolo.

## III. RESULTADOS

Cada uma das estimacões geradas pelos três modelos padrões de bases públicas, em suas formas padrões e individualizadas, foi comparada com as estimacões geradas à partir do modelo de referencia, conforme tabela 1.

TABELA 1

	ANATOMIA	METODO INVERSO	CORRELAÇÃO
Colin	Padrão	Dipolo	78,12%
		Slorete	80,74%
	Individ.	Dipolo	78,56%
		Slorete	81,73%
FSAverage	Padrão	Dipolo	77,43%
		Slorete	81,07%
	Individ.	Dipolo	75,94%
		Slorete	83,70%
ICBM	Padrão	Dipolo	78,06%
		Slorete	77,25%
	Individ.	Dipolo	79,13%
		Slorete	84,87%

Relação entre modelos Padrões/Individualizados e o modelo Ideal.

## IV. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

As análises realizadas no espaço volumétrico, demonstraram que utilização de técnicas de deformação, mesmo no caso das estimacões realizadas com Slorete, método que mais sofreu alterações, causam poucas alterações na qualidade das características morfológicas das estimacões. Assim, a aplicação das técnicas de deformação nos modelos anatômicos, visando obter redução no erro de localização das fontes, em espaço de fontes volumétricos, é uma estratégia a ser considerada, pois ela causa poucos ou nenhum malefício às demais características dos sinais estimados.

## REFERÊNCIAS

- [1] DARVAS, F. et al. Generic head models for atlas-based eeg source analysis. *Human brain mapping*, Wiley Online Library, v. 27, n. 2, p. 129–143, 2006.
- [2] VALDÉS-HERNÁNDEZ, P. A. et al. Approximate average head models for eeg source imaging. *Journal of neuroscience methods*, Elsevier, v. 185, n. 1, p. 125–132, 2009.
- [3] ZWOLIŃSKI, P. et al. Open database of epileptic eeg with mri and postoperational assessment of foci—a real world verification for the eeg inverse solutions. *Neuroinformatics*, Springer, v. 8, n. 4, p. 285–299, 2010.
- [4] COLLINS, D. L. et al. Design and construction of a realistic digital brain phantom. *IEEE transactions on medical imaging*, IEEE, v. 17, n. 3, p. 463–468, 1998.
- [5] DALE, A. M.; FISCHL, B.; SERENO, M. I. Cortical surface-based analysis: I. segmentation and surface reconstruction. *Neuroimage*, Elsevier, v. 9, n. 2, p. 179–194, 1999.
- [6] FONOV, V. et al. Unbiased average age-appropriate atlases for pediatric studies. *Neuroimage*, Elsevier, v. 54, n. 1, p. 313–327, 2011.

# La impresión 3D para la enseñanza de la Matemática en bioingeniería: la construcción del modelo y su materialización

Carrere Carolina<sup>1,2</sup>, Milesi Solange<sup>1</sup>, Ruíz Joaquín<sup>1</sup>, Lapycky Iván<sup>1</sup>, Escher Leandro<sup>1</sup>, Miyara Alberto<sup>1</sup>, Pita Gustavo<sup>1,2</sup>, Ravera Emiliano<sup>1</sup>

**Resumen**— El presente trabajo describe una propuesta didáctica realizada en los cursos de Cálculo Vectorial y Ecuaciones Diferenciales de la carrera de Bioingeniería, utilizando impresión 3D para la materialización de modelos matemáticos de válvulas cardíacas y fantasmas biomecánicos de hueso. Los resultados de la realización de la misma fueron alentadores y mostraron mayor motivación y compromiso de los estudiantes con el aprendizaje de los conceptos.

## I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, los estudiantes que recibe la universidad han nacido y crecido en una sociedad tecnológica donde el dominio y naturalidad del manejo de elementos tridimensionales (adquirido por el uso de celulares, juegos de computadora, etc.) hace que las herramientas (como los software matemáticos) que se utilizan en las clases de Matemática dejen de lograr el mismo efecto en los estudiantes sobre su construcción del conocimiento [1]. Por otro lado, la formación de Bioingenieros implica el desarrollo de competencias, tales como: identificar, formular y resolver problemas de ingeniería, desempeñarse de manera efectiva en equipos de trabajo, comunicarse con efectividad y aprender en forma continua y autónoma [2]. Estas competencias deben ser promovidas desde los primeros años de la carrera.

Por este motivo desde los cursos de matemática de segundo año de la carrera de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos (FI-UNER), surgieron como interrogantes: ¿cómo podemos promover en nuestros estudiantes la construcción del conocimiento mediante el uso de nuevas tecnologías?, ¿cómo podemos aportar al desarrollo de las competencias necesarias en el futuro profesional?.

En la búsqueda de una respuesta a los mismos, surgió una propuesta didáctica que articula la modelización matemática con la práctica experimental para resolver un problema abierto, incorporando además el uso de software y una tecnología emergente como la impresión 3D.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Los docentes formulamos la propuesta didáctica proponiendo a los estudiantes los siguientes objetivos: Que el alumno logre:

- Modelizar matemáticamente una válvula cardíaca y un fantoma óseo, y construirlo con impresión 3D.
- Utilizar un software matemático para efectuar cálculos numéricos, simbólicos y representaciones gráficas.
- Interconectar conceptos, promover la aplicación de propiedades y métodos de Cálculo Vectorial y Ecuaciones Diferenciales en contextos interdisciplinares.

- Valorar los beneficios de usar nuevas tecnologías mediante un análisis creativo, crítico, y de reflexión independiente.

Para llevar a cabo la propuesta didáctica, la cátedra elaboró una guía para el desarrollo de las actividades, puso a disposición de los estudiantes dos impresoras 3D VITOFELI®, software de licencia libre, y el espacio físico del departamento matemática de la FI-UNER. Para valorar los resultados de la propuesta se realizó una encuesta semiestructurada a través de la plataforma Moodle.

## III. RESULTADOS

En la figura 1 se muestra como ejemplo el desarrollo de la propuesta didáctica en el cursado de Cálculo Vectorial y Ecuaciones Diferenciales.



Figure 1. Figura ilustrativa de las actividades de la propuesta didáctica.

Las respuestas a la encuesta realizada mostraron mayor motivación por parte de los estudiantes, quienes destacaron la oportunidad de aproximarse al uso de nuevas tecnologías, como impresoras 3D, mediante el abordaje de un problema concreto de su futura vida profesional.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

La realización de esta propuesta logró que los estudiantes se acerquen y apropien de espacios de la facultad como el departamento matemática de la FI-UNER para el desarrollo de estas actividades. Por otro lado, en el acompañamiento durante la realización y la evaluación de la propuesta didáctica, los docentes observamos el desarrollo de las competencias de trabajo en equipo, resolución de problemas y comunicación eficaz. Esto nos permitió reflexionar sobre las consideraciones a tener en cuenta en futuras propuestas para favorecer el desarrollo de estas competencias.

## REFERENCIAS

- [1] P. Guimerans, "Educar para innovar: Educación STEM to STEAM" [www.medium.com](http://www.medium.com), 2017.
- [2] L. C. Carrere y col., "Investigación Acción como motor de cambios pedagógicos para promover el desarrollo de competencias en la formación del Bioingeniero". *El Enfoque por competencias en las ciencias básicas. Casos y Ejemplos en Educación en Ingeniería. CONFEDI*, Buenos Aires, 2019, pp. 192–206.

<sup>1</sup>Departamento Matemática. FI-UNER. <sup>2</sup>Grupo de Investigación y Desarrollo de la Enseñanza en Ingeniería. FI-UNER.

Carrere Carolina. e-mail: [ccarrere@ingenieria.uner.edu.ar](mailto:ccarrere@ingenieria.uner.edu.ar)

# Ingeniería Biomédica en la Universidad Favaloro

Sebastián Graf, Diego Sica

Facultad de Ingeniería y Ciencias Exactas y Naturales. Universidad Favaloro.  
Sarmiento 1853, C1044AAA, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina.

**Abstract— Breve reseña de la Carrera de Ingeniería Biomédica enmarcada dentro del proyecto institucional de la comunidad Favaloro, cuyos pilares son la generación de conocimientos, la asistencia, y la docencia.**

## I. UNIVERSIDAD FAVALORO

La Fundación Universitaria Dr. René G. Favaloro es una institución pública, de gestión privada y sin fines de lucro destinada a la formación de profesionales en áreas de salud, ciencia y tecnología. Con la convicción de que sin investigación no es posible el progreso de los conocimientos, su fundador desarrolló en 1992 un Instituto de Investigación piedra fundacional de lo que en 1998 se constituyó como la Universidad Favaloro (UF) [1,2]. Actualmente la UF está integrada por la Facultad de Ciencias Médicas (Medicina, Licenciatura en Kinesiología y Fisiatría, Licenciatura en Nutrición, Enfermería y Licenciatura en Enfermería, Licenciatura en Producción de Bioimágenes, Licenciatura en Instrumentación Quirúrgica), la Facultad de Ciencias Humanas y de la Conducta (Licenciatura en Psicología, Licenciatura en Psicopedagogía), la Facultad de Ingeniería y Ciencias Exactas y Naturales (Ingeniería Biomédica, Ingeniería en Física Médica, Licenciatura en Ciencias Biológicas) y el área de postgrado. Dos unidades ejecutoras del CONICET coexisten dentro de la UF: el Instituto de Medicina Traslacional, Trasplante y Bioingeniería (IMETTYB) y el Instituto de Neurociencia Cognitiva y Traslacional (INCYT), además del Hospital Universitario de la Fundación Favaloro (HUFF) [3,4,5]. El abordaje interdisciplinario que ha caracterizado a esta institución desde su origen ha posibilitado encarar cada uno de los proyectos que hacen al objetivo común (el mejoramiento de la salud humana) desde sus aspectos más teóricos (modelización matemática de sistemas biológicos) hasta las pruebas en pacientes (ensayos clínicos), pasando por la investigación básica, pre-clínica y el desarrollo (Figura 1).

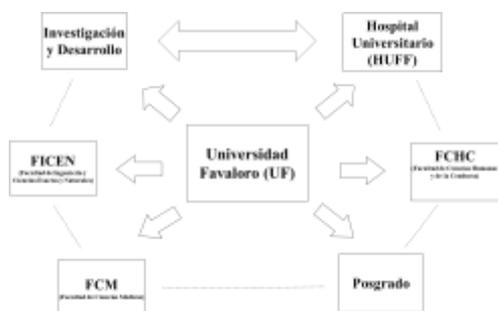


Figura 1. Estructura de la Universidad Favaloro.

## II. CARRERA DE ING. BIOMEDICA

La Facultad de Ingeniería y Ciencias Exactas y Naturales se caracteriza por una propuesta formativa integral, desarrollando competencias a través de un aprendizaje activo, buscando estimular la creatividad y el espíritu innovador para formar profesionales con espíritu crítico y capacidad de transformar la sociedad, compromiso y valores éticos.

La carrera de Ingeniería Biomédica comenzó a dictarse en el año 1999. Está organizada en un ciclo básico de 3 años con título intermedio de bachiller universitario en ciencias de la ingeniería (BUCI) y luego 2 años de un ciclo superior. Detalle del plan de estudios [6].

Algunas características distintivas: programa de acompañamiento académico continuo (PAAC); propuesta de intervención institucional para dar respuesta a la problemática detectada a partir del análisis del desempeño académico y las estrategias de estudio de los alumnos ingresantes a Ingeniería; pasantías de investigación, gestión y desarrollo en el HUFF y en empresas; articulación de materias del área biológica a lo largo de la carrera: desde introducción a la biología hasta órganos artificiales; enseñanza de fisiología cuantitativa con una estructura de ingeniería; interacción permanente con el hospital Universitario HUFF, los institutos de Investigación y los laboratorios [7]; proyectos de fin de carrera derivados de proyectos de investigación y desarrollo, y de necesidades del HUFF; actividades de extensión con la comunidad; generación de bibliografía propia por parte de docentes e investigadores; virtualización de clases a través del uso del campus virtual; clases con simuladores; intercambio de alumnos con universidades del exterior; convenio de titulación por equivalencia con la Université de technologie de Compiègne; formación continua (Maestría en Ing. Biomédica y Doctorado en Ing. Biomédica de la Universidad Favaloro); actualización permanente e incorporación de nuevos contenidos en la currícula: ej.: Inteligencia Artificial, impresión 3D; la carrera de Ingeniería Biomédica ha transitado por dos procesos de acreditación CONEAU obteniendo la máxima calificación en ambos.

## REFERENCIAS

- [1] <https://www.favaloro.edu.ar/la-universidad-nuestra-historia/>
- [2] <https://www.favaloro.edu.ar/la-universidad-nuestra-identidad/> <https://imettyb.conicet.gov.ar/>
- [3] <https://imettyb.conicet.gov.ar/>
- [4] <https://incyt.conicet.gov.ar/>
- [5] <https://www.fundacionfavaloro.org/>
- [6] <https://www.favaloro.edu.ar/ingenieria-biomedica-plan-de-estudio/> <https://imettyb.conicet.gov.ar/laboratorio-bioingenieria/>
- [7]

# INICIO DEL NEUROMONITOREO INTEGRADO VENOSO CEREBRAL CONTINUO

Franco La Paz, Mauricio Mercado, Leandro Moraes, Bernardo Yelicich, Mayda Noble, Sabrina Furtado, Gimena Huelmo, Alberto Biestro, Corina Puppo.

**Abstract**— Se muestran los resultados del primer registro del neuromonitoreo integrado venoso cerebral, con registro de Presión Arterial Sistémica (PA), Presión Intracraneana (PIC) y Velocidad de Flujo Venoso (VF). Se visualiza la posibilidad de predecir la PIC de forma no invasiva, siendo este resultado prometedor para seguir incursionando en esta metodología.

## I. INTRODUCCIÓN

El Doppler transcraneal (DTC) es un método confiable y no invasivo para examinar la hemodinamia encefálica, (a través de la evaluación de las grandes arterias cerebrales, complementado por el neuromonitoreo multimodal). El análisis de la hemodinamia encefálica a través del estudio de las venas cerebrales, está aún por implementarse, probablemente por la dificultad de insonar de forma prolongada. Esta podría contribuir a la comprensión de la hemodinamia cerebral.

La medición de la PIC de forma no invasiva es de utilidad en el paciente neurocrítico. En este sentido nos planteamos la siguiente pregunta: ¿Podemos estudiar la PIC no invasiva a través de la velocidad circulatoria de las venas cerebrales?

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se monitorizó de forma continua la presión arterial sistémica (PA), presión intracraneana (PIC) y la velocidad de flujo sanguíneo venoso cerebral (VF) en la vena de Rosenthal (Fig. 1) a una frecuencia de muestreo de 50 Hz. Se estudió un paciente de SM 36 años, post operado de secundarismo encefálico complicado con transformación hemorrágica, internado en el CTI. Para obtener los registros se utilizó la plataforma CONTINE [1] (Fig. 2).

Las señales fueron suavizadas a través de una media móvil de 10 segundos ( $M=500$ ). Se analizó la relación entre la PIC y la VF a partir de una regresión lineal móvil validándose con un gráfico de Bland-Altman.

## III. RESULTADOS

En la figura 3 se observan las señales suavizadas de PIC, PA, VF y de presión de perfusión cerebral ( $PPC = PA - PIC$ ).

La regresión lineal entre la VF y la PIC (Fig. 4) registra un coeficiente de Pearson ( $r$ ) de 0.98.

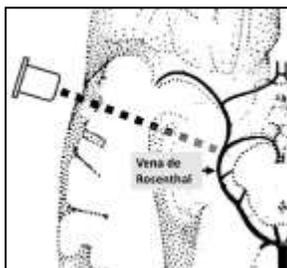


Figura 1. Técnica de adquisición del doppler venoso.



Figura 2. Setup de monitoreo CONTINE [1].

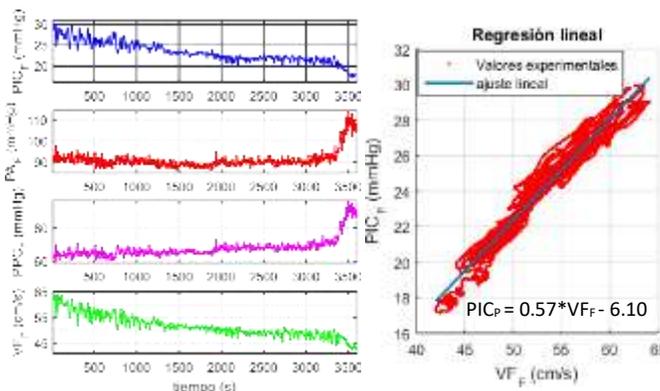


Figura 3. Señales filtradas de PIC, PA, VF. Figura 4. Relación lineal entre VF y PIC.

En la figura 5 se muestra el ajuste entre la PIC filtrada ( $PIC_F$ ) y la predicha ( $PIC_P$ ) a partir del modelo lineal, las diferencias en el gráfico de Bland-Altman (Fig. 6) menores a 2 mmHg, lo cual muestra muy buena correspondencia.

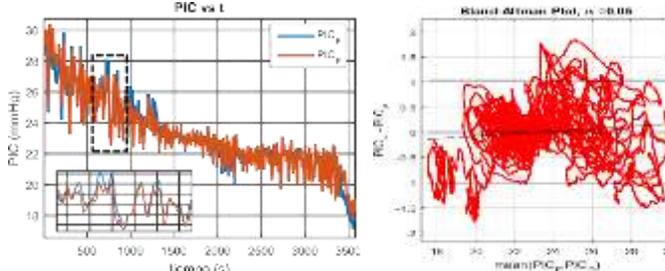


Figura 5. Comparación entre PIC filtrada y predicha por el modelo

Figura 6. Bland-Altman entre las PIC medida y predicha.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Esta primera monitorización integrada en Uruguay (y probablemente en Latinoamérica) muestra que es posible integrar el estudio de la velocidad venosa cerebral al multimonitoreo. La buena correlación lineal entre la VF y la PIC muestra que es posible calcular, en este caso, la PIC no invasiva con un límite de confianza muy pequeño. Se necesitan más estudios para confirmar este trabajo.

## REFERENCIAS

- [1] Puppo, C., Gómez, H., & Camacho, J. (2004). Neuromonitoreo Múltiple de la Autorregulación Dinámica y Vasoregulación Dinámica y Vasoreactividad Cerebral en Pacientes con Neuroinjuria Grave.
- [2] Marcotti, S., Marchetti, L., Cecconi, P., Votta, E., Fiore, G. B., Barberio, A., ... & Laganà, M. M. (2015). An anatomy-based lumped parameter model of cerebrospinal venous circulation: can an extracranial anatomical change impact intracranial hemodynamics?. BMC neurology
- [3] Robba C, Cardim D, Tajsic T, Pietersen J, Bulman M, Donnelly J, et al. (2017) Ultrasound non-invasive measurement of intracranial pressure in neurointensive care: A prospective observational study.
- [4] Khan, M. N., Shallwani, H., Khan, M. U., & Shamim, M. S. (2017). Noninvasive monitoring intracranial pressure - A review of available modalities. Surgical neurology international.

# Interfaz de dispositivo háptico para evaluación de desempeño motriz

Diego Arévalo<sup>1</sup>, Leandro Mayrata<sup>1</sup>, Christian Mista<sup>1</sup>, José Biurrún Manresa<sup>1</sup>, Rosa M. Weisz<sup>1</sup>

**Abstract**— La aplicación de la robótica en las terapias de rehabilitación ha tenido un crecimiento significativo en los últimos años, mostrando potencial para complementar y mejorar las terapias convencionales. El objetivo de este trabajo fue desarrollar una interfaz que permita evaluar el desempeño motriz de miembro superior mediante una tarea simple con retroalimentación visual. Para esto, se utilizó el dispositivo háptico comercial Phantom Omni. Esta interfaz se proyecta como una herramienta útil para rehabilitación como para investigación en neurociencia.

## I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, existe un crecimiento en el uso de robots en rehabilitación, debido a que tienen un impacto positivo, permitiendo mejorar el desempeño motriz y acortar los tiempos de aprendizaje en rehabilitación de miembro superior en adultos y niños [1]. En particular, las interfaces hápticas presentan características prometedoras como una potencial solución tanto al desarrollo de nuevos métodos de valoración objetiva de la evolución de pacientes en rehabilitación a partir de la medición de parámetros biomecánicos, como para generar nuevas terapias basadas en estas interfaces [2][3]. En este sentido, este trabajo tiene como objetivo desarrollar una interfaz basada en un dispositivo háptico que permita evaluar objetivamente los cambios biomecánicos producidos por una terapia de rehabilitación de miembro superior.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Phantom Omni es un dispositivo háptico comercial y portátil con seis grados de libertad desarrollado por Sensable Technologies (fig. 1a). Posee una resolución de posición nominal de alrededor de 0,055 mm y una capacidad de proporcionar una fuerza de retroalimentación de hasta 3,3 N. Para este trabajo, se emplearon librerías de acceso libre desarrolladas por el fabricante, con las cuales es posible acceder a funciones de bajo nivel del dispositivo háptico.

## III. RESULTADOS

La interfaz desarrollada se basa en una tarea de reposicionamiento. El extremo del dispositivo háptico está asociado a un punto en la interfaz (círculo celeste, fig. 1b) cuya posición inicial es el centro de la pantalla. El usuario puede mover este punto en el plano a partir de manipular el extremo del sensor. A partir de un movimiento balístico, se debe buscar alcanzar una posición final demarcada mediante un círculo rojo, que es generado aleatoriamente en la pantalla (fig. 1b). Una vez alcanzada la posición final, el dispositivo retorna a la posición inicial automáticamente de forma activa. Durante el uso de la dispositivo háptico, la interfaz registra y

almacena datos cuantitativos temporales y espaciales de la tarea.



Figura 1. (a) Dispositivo háptico Phantom Omni. (b) Aplicación desarrollada. El círculo celeste está asociado al extremo del robot y debe ser relocalizado en la posición del círculo rojo.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El desarrollo de una interfaz para el dispositivo háptico Phantom Omni representa el primer paso en la investigación de posibles aplicaciones de robótica en rehabilitación en la Facultad de Ingeniería de la UNER. Tanto la puesta en marcha como el conocimiento adquirido apuntan a contar con una herramienta de evaluación neuromotriz en diversas líneas de investigación. Con la información temporal y espacial obtenida, será posible desarrollar índices que permitan evaluar la evolución motriz de un paciente en determinadas terapias de rehabilitación. Adicionalmente, una de las alternativas más interesantes a explorar en el futuro, es la representación del movimiento en la interfaz con un sesgo por un error constante y/o aplicando un campo de fuerza configurables. Esto tiene mucho valor, ya que permite agregar mayor complejidad a las tareas para adecuar la evaluación al estado del paciente. En conclusión, la implementación de esta interfaz es el primer paso en el desarrollo de una herramienta basada en robótica para el estudio del aprendizaje motor en el campo de la neurociencia y su posterior aplicación en el campo de la neurorehabilitación.

## REFERENCIAS

- [1] N. Jafari, K. D. Adams, and M. Tavakoli, "Haptics to improve task performance in people with disabilities: A review of previous studies and a guide to future research with children with disabilities," *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.*, vol. 3, p. 205566831666814, 2016.
- [2] Y. Ordóñez, C. Luna, and C. Rengifo Rodas, "Herramienta de entrenamiento virtual en 2-D para rehabilitación de motricidad fina en miembro superior con incorporación de un dispositivo háptico," *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 7, no. 14, pp. 60–68, 2013.
- [3] B. Rigsby and K. B. Reed, "Accuracy of Dynamic Force Compensation Varies with Direction and Speed," *IEEE Trans. Haptics*, vol. X, no. X, pp. 1–7, 2019.

<sup>1</sup>Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos (UNER)

# Medición inalámbrica de ángulos de la rodilla

Maximiliano Daniel Galván Bayarres<sup>1</sup>

**Abstract—** A la hora de evaluar la rehabilitación de la marcha de pacientes con patologías de rodilla, es fundamental la opinión de un profesional que se guía por su expertise en el área. La propuesta de este trabajo es medir ángulos de la rodilla durante la marcha de un paciente para incorporar un dato objetivo más al análisis de la rehabilitación.

## I. INTRODUCCIÓN

Actualmente, para analizar la cinemática del movimiento humano se utilizan cámaras infrarrojas que detectan el movimiento de marcadores que se colocan sobre el paciente. Luego esta información es procesada a través de distintos softwares para reconstruir la evolución temporal de los ángulos articulares [1]. Este proyecto, que aún está en progreso, propone una alternativa a lo mencionado anteriormente con el fin de recolectar información cinemática de la marcha de un paciente. Lo que se intentará lograr será medir y transmitir de forma inalámbrica los ángulos articulares de la rodilla, para su posterior análisis por parte del profesional encargado de la rehabilitación.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Los materiales utilizados son sensores *MPU6050* IMU equipados con tecnología MEMS, que cuenta con un acelerómetro y un giroscopio incorporados [2]; un módulo *ESP-WROOM-32*, que tiene la posibilidad de conectarse mediante Wi-Fi [3]. La base de datos generada con los ángulos medidos será online, en la plataforma IoT *Ubidots* [4]. Para programar el módulo ESP32 se utilizó el entorno de desarrollo integrado (IDE por sus siglas en inglés) de Arduino [5]. Software de diseño Autodesk Inventor [6]. Impresora 3D *Ultimaker 3* [7], batería 9 V y cables conectores.

Metodología: Se programó el módulo ESP32 en Arduino IDE. Con dicha programación el módulo ESP32 obtiene de los MPU6050 información de los ángulos de rotación de los giroscopios. Esta información de los sensores se graba en tiempo real en un dispositivo virtual en la nube de *ubidots*, que nos brinda opciones como por ejemplo graficar la información.

Se logró el funcionamiento del dispositivo de forma inalámbrica siendo alimentado por una batería de 9V. Por último se diseño ergonómicamente el dispositivo, para luego proseguir con la impresión 3D en el LabA del ITRSO.

## III. RESULTADOS

Como primer resultado del proyecto se logró obtener una herramienta que mide el ángulo de flexión-extensión de la rodilla. Esta demuestra ser eficaz en la captura y transmisión de datos, con la practicidad que otorga que el dispositivo funcione de manera inalámbrica facilitando el movimiento del sujeto de estudio..



Figura 1. "Ensamblaje 3D del dispositivo".

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El avance del proyecto hasta el momento es bueno, ya que se concretó como primer parte enviar ángulos medidos y a través de Wi-Fi logrando tener un registro angular de la rodilla. Se puede realizar un seguimiento de rehabilitación ya que con la plataforma *Ubidots* los datos quedan registrados desde que se inicia hasta que se apaga el dispositivo, permitiendo un seguimiento a distancia.

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Laboratorio Abierto del Instituto Tecnológico Regional Suroeste por poner a disposición las impresoras 3D que permitieron la construcción del soporte del dispositivo.

## REFERENCIAS

- [1] C. A. Diaz y col., "Detección, Rastreo y Reconstrucción tridimensional de marcadores pasivos para análisis de movimiento humano. Cinemed II", Rev. Ing. Biomed., vol.3 no.6 Medellín Jul/Dec. 2009.
- [2] Disponible en <https://www.prometec.net/imu-mpu6050/> Visto el 05/02/2020)
- [3] Disponible en [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf) Visto el 05/02/2020)
- [4] Disponible en [http://www.practicascaconarduino.com/manualrapido/entorno\\_de\\_programacion.html](http://www.practicascaconarduino.com/manualrapido/entorno_de_programacion.html) Visto el 05/02/2020)
- [5] Disponible en <https://ubidots.com/about/> Visto el 05/02/2020)
- [6] Disponible en <https://latinoamerica.autodesk.com/products/inventor/overview> Visto el 05/02/2020)
- [7] Disponible en <https://ultimaker.com/es/3d-printers/ultimaker-3> Visto el 05/02/2020)

# Natación paralímpica S11: análisis biomecánico de la partida alta

P. Cabañes

**Abstract—** A partir del análisis cinemático de las partidas altas de un integrante de la selección paralímpica de nadadores ciegos (categoría S11) se presentan las acciones biomecánicas que llevaron al perfeccionamiento personalizado del gesto motor, y con ello, a la mejora significativa de las marcas del atleta.

## I. INTRODUCCIÓN

El problema abordado en este trabajo es el análisis biomecánico de las partidas altas en nadadores ciegos. Debido a la complejidad biomecánica del gesto [1-2], a su carácter personalizado y a la escasa información publicada en el país sobre este tema, se presenta el estudio de un caso.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El caso presentado corresponde a un atleta paraolímpico, representante de la selección argentina desde 2003, con ceguera congénita de 29 años de edad, (1,63±0.001) m de estatura y (62,2±0,01) kgf de peso. El entrenamiento semanal promedio fue entre 45.000 y 60.000 m de nado. El estudio se extendió durante los meses de enero a agosto de 2019 y fue autorizado por el CENARD (Centro Nacional de Alto Rendimiento Deportivo) de la Ciudad de Buenos Aires, Argentina. Las tres variables relevantes para el análisis biomecánico de la partida alta fueron los tiempos: a) de flexión dorsal pasiva del pie trasero (ante la señal de partida, el pie trasero del nadador realiza una flexión dorsal pasiva -retroceso del talón- para luego propulsarse hacia adelante con una potente flexión plantar); b) de despegue (indicador de cuánto tarda el atleta en reaccionar y abandonar la plataforma luego de la señal de partida) y, c) de ingreso del nadador al agua (instante en que sus manos tocan el agua). Estos tiempos representan el 25% del total en carreras de 25m, el 10% en las de 50 m y el 5% en las de 100m [3]. Las tres variables temporales se cuantificaron a partir de imágenes en el plano sagital. Fueron adquiridas con una cámara digital fija Panasonic® Modelo Lumix DMC-FH5 Mega OIS (Optical Image Stabilizer) 16 Megapíxeles formato HD. El procesamiento de los videos y el análisis cinemático fue realizado con el software libre Kinovea ® versión 0.8.27.

## III. RESULTADOS

La tabla 1 presenta los valores del promedio de los tres tiempos al inicio (enero 2019) y al final del estudio (agosto 2019). Se observa una reducción de 57,14%, 64,40% 77,66% en los tiempos respectivamente. Con la finalidad de lograr la mejor posición del atleta sobre la plataforma se trabajó: a) la movilidad analítica de ambos tobillos y pies con estímulo propioceptivo para la reeducación de los apoyos sentado, de

pie y sobre la plataforma; b) la concientización del balance y desequilibrio anterior sobre la plataforma, c) la puesta en evidencia -mediante contactos manuales- de los movimientos compensatorios indeseados de tobillos, rodillas, caderas y pelvis -medidos desde el plano sagital- y, d) la correcta alineación segmentaria sobre la plataforma modificando la regulación del tope posterior (optimización angular en los miembros inferiores).

La figura 1 ilustra las imágenes a partir de las cuales se calculan los tres tiempos de la partida alta.

TABLA 1

TIEMPO(S)	ENERO 2019	AGOSTO 2019
DE FLEXIÓN DORSAL PASIVA DEL PIE TRASERO	0,28±0,01	0,16 ±0,01
DE DESPEGUE	0,59±0,01	0,38 ±0,01
DE INGRESO AL AGUA	1,03±0,01	0,8±0,01



Figure 1. Imágenes utilizadas para el análisis cinemático del gesto de partida alta. A la izquierda arriba: flexión dorsal pasiva del pie trasero, a la derecha arriba: tiempo de despegue, en la imagen inferior: entrada al agua.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Las correcciones biomecánicas implementadas en el caso estudiado, para la mejora de las fases del gesto de la partida alta, resultaron en una marcada disminución de los tres tiempos y, con ello, en una significativa mejora del tiempo de nado en la prueba olímpica completa.

## REFERENCIAS

- [1] A. Alptekin, "Body Composition and Kinematic Analysis of the Grab Start", in *Journal of Human Kinetics*, September 2014.
- [2] F. Young, "Kinematics Research Progress of Swim-start on the New Start Block". *Physical Activity and Health*, 2(1), 2018, pp. 15-21.
- [3] E. Maglischo, "Swimming Fastest", *Human Kinetics*, 2003, pp. 537-552.

# Perfil neuromuscular de lesiones músculo-esqueléticas: Análisis morfológico de la señal electromiográfica en saltos bipodales

L.A. Cano\*, A.G. Pizá, J.H. Soletta, F.A. Lucianna y F.D. Farfán.

**Abstract**— There are several algorithms for assess the recovery state of a musculoskeletal injury (MSI). The neural networks involved in the use of that injured muscle are modified and the neuromuscular response becomes less efficient, this is why the cognitive processes inherent in sport, such as perception and decision making, must be included in the evaluation. The aim of this work was to analyze patterns of anticipatory neuromuscular activation that allow quantitatively establish the recovery status of a MSI. The preliminary result shows inconsistencies in the patterns of co-contraction and symmetry, and that seems to have relation with the muscle activation on the landing phase.

## I. INTRODUCCIÓN

Los procesos cognitivos de una tarea motriz, como la percepción y la toma de decisión, están relacionados con la eficiencia de la ejecución. Cuando un sujeto tiene una lesión músculo-esquelética (LME) las redes neuronales implicadas en la utilización de ese músculo se modifican tal como si estuviera aprendiendo el movimiento nuevamente, y la respuesta neuromuscular es menos eficiente debido a una mayor demanda neurocognitiva [1]. En este contexto, existen diversos algoritmos para la valoración del estado de recuperación de una LME con el objetivo de reducir los riesgos de reincidencia [2], sin embargo existe evidencia en la literatura que la tasa de reincidencia sigue siendo alta [3]. Es por ello que los procesos cognitivos inherentes al deporte deben estar incluidos en la evaluación funcional del deportista. La electromiografía de superficie (sEMG) permite realizar una valoración cuantitativa de la actividad muscular [4]. En un salto, una actividad motora muy recurrente en los deportes, se observa un comportamiento anticipatorio de los músculos involucrados en el aterrizaje, el cual es originado por procesos cognitivos. El objetivo del presente trabajo fue analizar los patrones de activación neuromuscular anticipatoria al aterrizaje que permitan establecer cuantitativamente el estado de recuperación de una LME.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizaron registros bipolares de sEMG en la musculatura posterior del muslo de ambos miembros inferiores en rugbistas masculinos mayores de edad con historial de LME en los últimos seis meses. La sEMG es un procedimiento que no representa riesgo alguno para la salud de los participantes. Los sujetos realizaron saltos con contramovimiento sin impulso de brazos. Las señales fueron registradas con el sistema RHA2000-EVAL marca Intan® a una frecuencia de muestreo de 25 KHz. El procedimiento de normalización se realizó respecto de la máxima contracción voluntaria siguiendo las indicaciones de la ISEK y SENIAM. Los registros fueron sincronizados con una plataforma de contacto marca AxonJump® ubicada debajo del sujeto para determinar las fases del movimiento. Para el procesamiento de las señales se utilizó el software Matlab® con el cual se calculó el promedio de las envolventes de los registros de los saltos realizados por cada sujeto.

\*L. A. Cano. Cátedra de Anatomía de la Facultad de Educación Física de la Universidad Nacional de Tucumán, Departamento de Bioingeniería de la Facultad de Ciencias Exactas de la Universidad Nacional de Tucumán, Argentina. [lcano@herrera.unt.edu.ar](mailto:lcano@herrera.unt.edu.ar)

## III. RESULTADOS

Los resultados de los estudios preliminares realizados muestran inconsistencias en los patrones de co-contracción y activación simétrica de la musculatura posterior del muslo durante la fase de vuelo previa al contacto. En el análisis morfológico de la señal se destaca un incremento en la amplitud del EMG en los instantes previos al aterrizaje con mayor activación en el músculo con historial de LME (Fig. 1).

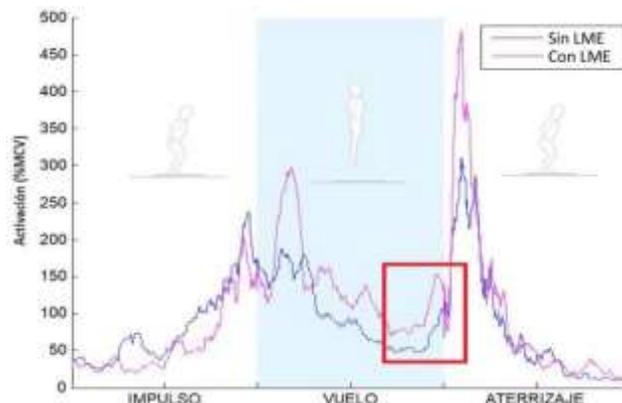


Figura 1. Activación muscular en función del tiempo, seccionada en fases del movimiento.

## IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El comportamiento anticipatorio del músculo con historial de LME parece guardar relación con la actividad muscular durante el contacto posterior, lo cual implica que el mecanismo de preparación previo al contacto está mediado por procesos extra-musculares. Esto fortalece nuestra hipótesis de que la evaluación del estado de recuperación de una lesión debe estar contextualizada involucrando los procesos cognitivos.

## AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue llevado a cabo en el Laboratorio de Investigación en Neurociencias y Tecnología del Departamento de Bioingeniería de la Facultad de Ciencias Exactas de la Universidad Nacional de Tucumán y forma parte de la tesis doctoral del Lic. Leonardo Cano bajo el financiamiento del Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Tecnológicas de Argentina. Se agradece la participación voluntaria de los jugadores del equipo de rugby del Tucuman Lawn Tennis Club.

## REFERENCIAS

- [1] Howard, A., Powell, J. L., Gibson, J., Hawkes, D., Kemp, G. J., & Frostick, S. P. (2019). A functional Magnetic Resonance Imaging study of patients with Polar Type II/III complex shoulder instability. *Scientific reports*, 9(1), 6271. doi:10.1038/s41598-019-42754-1.
- [2] Erickson, L. N., & Sherry, M. A. (2017). Rehabilitation and return to sport after hamstring strain injury. *Journal of sport and health science*, 6(3), 262–270. doi:10.1016/j.jshs.2017.04.001.
- [3] Opar, D.A., Williams, M.D., Timmins, R.G., Dear, N.M., Shield A.J. (2013). Knee flexor strength and bicep femoris electromyographical activity is lower in previously strained hamstrings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23 (3), 696-703. doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.11.004.
- [4] Padulo, J., Tiloca, A., Powell, D. et al. EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. (2013). SpringerPlus 2, 520 doi:10.1186/2193-1801-2-520

# El Perfil Pedagógico Docente como instrumento para mejorar las prácticas educativas en Bioingeniería FI-UNER

Marisol L. Perassi, Natacha I. I. Carlino, Andrés R. Oiene, Germán L. Stahringer, Diego M. Campana, y Andrés A. Naudi

**Abstract—** La FI-UNER consensuó un Perfil Pedagógico Docente y realizó un análisis de las planificaciones 2019 para visualizar el estado actual de las prácticas educativas.

## I. INTRODUCCIÓN

Para construir un modelo educativo institucional la FI-UNER consideró necesario el desarrollo y fortalecimiento de determinados aspectos relacionados con la práctica de enseñanza y el rol docente.

Para que la enseñanza sea efectivamente promotora de los aprendizajes, se requiere centrar la atención y el esfuerzo en la mejora de las prácticas que la sostienen, ya sea por iniciativa personal del docente y/o como parte de una política institucional.

En este sentido, la FI-UNER propuso un Perfil Pedagógico Docente (PPD) [1] para promover en sus docentes aquellos aspectos que se pretenden fortalecer, explicitando los principios generales de la política institucional respecto de la estrategia pedagógica propuesta para la formación de los futuros egresados (no sólo bioingenieros, sino también para todas las carreras de grado). Este perfil, que organiza y orienta las acciones formativas, fue debatido y acordado por los diferentes integrantes de la comunidad y finalmente, formalizado y aprobado por el Consejo Directivo de la Facultad.

Para remarcar los objetivos y alcances que se persiguen a través de este modelo educativo, es importante destacar que la definición y explicitación de estos aspectos pedagógicos posibilitan la construcción de dispositivos que relevan información específica sobre acciones y actividades vinculadas al PPD que ya se vienen realizando desde las distintas cátedras y, a su vez, sirve de guía para tomar decisiones políticas institucionales, que se reflejan en el diseño de instancias de capacitación docente, definición de criterios e instrumentos para evaluación de docentes, el análisis de planificaciones de asignaturas y memorias docentes, entre otras.

Con las definiciones establecidas mediante el PPD, la institución se propone identificar los aspectos que es necesario fortalecer para promover una mejora sostenida y uniforme de las prácticas de enseñanza, impulsando nuevas acciones y fortaleciendo otras, todas alineadas tras un objetivo común definido institucionalmente.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para conocer la situación actual de las prácticas pedagógicas de todos los espacios curriculares del actual Plan de Estudios de Bioingeniería [2], durante el año 2019 se realizó un relevamiento y análisis de 47 planificaciones de las asignaturas (41 obligatorias y 6 electivas). El objetivo es comprender cómo los docentes piensan sus prácticas, qué

aspectos promueven y cómo se proponen realizarlos y, en función de los resultados, definir líneas de acción que fortalezcan lo acordado en el PPD. Para esto, desde el Área de Asesoría Pedagógica y Orientación Vocacional de la FI se convocó a una estudiante en condiciones de realizar sus Prácticas Curriculares como parte de la Licenciatura en Ciencias de la Educación (FCEDU-UNER) y a un becario de Formación (FI) quienes, coordinados por la Asesora Pedagógica, diseñaron una rúbrica como instrumento de relevamiento de información de las planificaciones. En ella se reflejan los aspectos del PPD que ya se vienen realizando y aquellos que aún aparecen como desafíos. Las dimensiones de análisis, que en la rúbrica aparecen desagregadas, se organizaron de la siguiente manera: *enseñanza centrada en el estudiante*, promoción de *competencias profesionales*, aspectos del Perfil que los docentes promueven desde su *rol como miembros de la institución* (6 ítems), aspectos del Perfil que se promueven desde la *dimensión pedagógica* (14 ítems), desde la *evaluación* (4 ítems) y en la instancia de *planificación de actividades* (sólo el 2do ítem).

## III. RESULTADOS

En las 47 planificaciones examinadas se observó que en relación a lo establecido en el PPD: un 83% contempla impartir una enseñanza centrada en el estudiante; un 34% promueve competencias profesionales; un 31,9%, al menos en 4 ítems, promueve aspectos desde el rol docente como miembro de la institución; un 74,5%, al menos en 9 ítems, promueve aspectos desde la dimensión pedagógica; un 23,4%, al menos en 3 ítems, promueve aspectos desde la evaluación; y un 93,6% impulsa la selección y organización de contenidos indispensables para la formación profesional.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

De los resultados se visualiza que hay aspectos establecidos en el PPD que ya se vienen promoviendo en la mayoría de las asignaturas, como lo son la promoción de un pensamiento crítico y científico en los estudiantes, la innovación y el espíritu emprendedor; la vinculación de los contenidos de su enseñanza con situaciones y problemas del campo profesional para el cual están formando; la selección y organización de los contenidos de la asignatura en función de lo considerado indispensable y deseable en la formación de estos profesionales; entre otros.

Para continuar con los objetivos planteados se prevé actualizar las encuestas de alumnos para incluir las dimensiones analizadas y relevar el impacto de los cambios en las prácticas de enseñanza desde la visión del estudiantado.

## REFERENCIAS

- [1] Resolución “C.D.” N°353/2019, “PERFIL PEDAGÓGICO DEL DOCENTE DE LA FI-UNER”, Oro Verde, 2019.
- [2] Resolución “C.S.” N°309/2007, “Plan de Estudios 2008 de la Carrera de Bioingeniería”, Concepción del Uruguay, 2007.

# PLAN DE ESTUDIO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA - UNIVERSIDAD AUSTRAL

Juan Pablo Bustamante, Ignacio Cassol

**Abstract—** La carrera de Ingeniería Biomédica de la Universidad Austral, de reciente creación, propone formar profesionales con orientación hacia el procesamiento de datos biomédicos. El ecosistema que aporta el campus de la Universidad Austral, un Hospital Universitario, una Facultad de Ingeniería y una de Ciencias Biomédicas, potencia la interdisciplinariedad del plan de estudio.

## I. INTRODUCCIÓN

La carrera de Ingeniería Biomédica de la Universidad Austral fue aprobada por la resolución del Ministerio de Educación de la República Argentina N° 828/18, tiene una duración de 5 años y es de modalidad presencial. La iniciativa surgió de la sinergia entre tres Unidades Académicas de la Universidad Austral: Facultad de Ingeniería, Facultad de Ciencias Biomédicas y el Hospital Universitario Austral.

Actualmente la carrera cuenta con 22 alumnos en 2° año y 48 postulantes que están en proceso de admisión.

Los postulantes deben realizar un curso de ingreso de un mes en donde deben aprobar matemática, física y un curso nivelatorio de química. La Universidad cuenta con un sistema de becas.

## II. PERFIL DEL EGRESADO

La carrera, cubriendo las incumbencias exigidas por la Resolución Ministerial 1604/2004 y apoyándose en la carrera de Ingeniería en Informática de la Facultad de Ingeniería, propone una orientación al procesamiento de los datos biomédicos. Este tipo de orientación reúne actividades específicas vinculadas al procesamiento de imágenes, señales y datos analíticos del ámbito biomédico.

También se propone formar en las competencias profesionales previstas por el Consejo Federal de Decanos de Ingeniería (CONFEDI) de la República Argentina a través de los siguientes recursos pedagógicos: asignaturas humanísticas, tutorías, plan de vida universitaria y el fomento del trabajo en equipo.

Un factor a destacar es la importancia de que los profesores sean investigadores activos, que faciliten y promuevan el interés y motivación en los alumnos, brindándoles una buena formación para la investigación. La Facultad de Ingeniería actualmente cuenta con dos líneas de investigación, una en el área de la bioinformática (con dos estudiantes de doctorado) y otra en el de la biomecánica y diseño de prótesis (con un estudiante de doctorado). Se destaca además la búsqueda constante de que los alumnos interactúen y sean partícipes de proyectos científicos del ámbito biomédico de la Universidad.

## III. EL PLAN DE ESTUDIOS

La carga horaria total es de 4.272 hs. distribuidas en 59 asignaturas en los siguientes grupos: ciencias básicas (21), tecnologías básicas (11), tecnologías aplicadas (12), complementarias (6), humanísticas (6) y electivas (3).

Las asignaturas se aprueban con dos instancias de evaluación: parciales y final. Las asignaturas humanísticas son promocionables. La oferta de asignaturas electivas (4° y 5° año) se define para cada cuatrimestre y está contemplado que se convaliden las asignaturas que se cursan en programas de intercambios o doble titulación.

La Figura 1 contiene el sistema de correlatividades. Para cursar una asignatura, el alumno debe haber regularizado las asignaturas previas inmediatas (-1) y haber aprobado el final de las asignaturas previas (-2).



Figura 1. Sistema de correlatividades del plan de estudios. Las asignaturas grises se cursan junto con estudiantes de otras ingenierías, mientras que las asignaturas celestes corresponden exclusivamente a Ingeniería Biomédica.

El plan de estudios exige que los alumnos se dediquen exclusivamente a estudiar en los tres primeros años de la carrera. Deben aprobar dos niveles de inglés. Se les aconseja comenzar a trabajar de la profesión a partir de la mitad del 4° año.

## IV. CONCLUSIONES Y FUTURAS LÍNEAS

La Facultad de Ingeniería cuenta con un comité de trabajo para adaptar los planes de estudios al aprendizaje basado en competencias. Está en línea con el trabajo que se impulsa desde CONFEDI. En 2020 se harán modificaciones piloto en algunas asignaturas de Ciencias Básicas.

La carrera tiene alumnos en sus dos primeros años. El interés y la proyección de alumnos es alentadora. El ecosistema que aporta el campus de la Universidad Austral, un Hospital Universitario, una Facultad de Ingeniería y una de Ciencias Biomédicas potencia las fortalezas del plan de estudio.

La primer promoción cursará 4° y 5° año en 2022 y 2023. Para entonces, se está trabajando en intercambios con universidades extranjeras, una doble titulación con una universidad europea, un adecuado acompañamiento para la Práctica Profesional Supervisada y para el trabajo de grado.

# Procedimiento de verificación aplicado en el proceso de selección de dispositivos de infusión volumétricos

Débora Rubio, Nicolás Lescoulié, y Sergio D. Ponce

**Abstract—** Mediante la verificación de funcionamiento del equipamiento médico podemos garantizar la seguridad que se les brinda a los pacientes, estas verificaciones consisten fundamentalmente en el control de seguridad eléctrica y performance. Los dispositivos de infusión requieren verificaciones periódicas por ser equipos críticos dedicados al cuidado de los pacientes. El presente trabajo consiste en la recopilación de datos a partir de la aplicación de un nuevo método de verificación de dispositivos de infusión volumétricos.

## I. INTRODUCCIÓN

Las bombas de infusión son dispositivos utilizados en la atención médica para suministrar alimentos como así también medicamentos en dosis controladas. Al evaluar el funcionamiento de los dispositivos de infusión observamos que la velocidad de infusión puede presentar variaciones durante una infusión en curso, lo cual puede ser perjudicial en pacientes en los que se requiere que la administración de determinada droga sea precisa [1].

La siguiente investigación muestra la importancia de incluir el análisis de flujo en los procedimientos de verificación de dispositivos de infusión volumétricos. A través de la incorporación de este parámetro se logra, en un sector particular del centro asistencial, la categorización de estos dispositivos en función de su precisión.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para realizar las mediciones se utilizó un analizador comercial marca Fluke Biomedical IDA 1S, a partir del cual se obtienen las mediciones de volumen y tiempo de infusión. A través del software propio del equipo analizador (Hidrograph®), se pueden obtener las curvas de volumen, flujo instantáneo, flujo promedio y curva de trompeta.

El procedimiento de verificación de estos dispositivos fue desarrollado teniendo en cuenta los requisitos de normativas internacionales [2]. Este contempla una serie de requisitos de seguridad y correcto funcionamiento, como son, alarmas (baja batería, puerta abierta, aire en la vía, infusión detenida, infusión completada, contenedor vacío, error interno [3]), presión de oclusión, volumen entregado, velocidad de infusión, sistema KVO (keep vein open) y el análisis de las variaciones temporales de flujo infundido.

## III. RESULTADOS

A través de las verificaciones efectuadas en 20 dispositivos de infusión, de diversas marcas, pertenecientes a un centro de salud, se pudo evaluar la precisión de cada uno de los

dispositivos, mediante la aplicación del nuevo procedimiento de verificación.

TABLA I  
DESVIACIONES ESTANDAR DE LOS EQUIPOS.

DISPOSITIVO DE INFUSION	DESVIÓ ESTANDAR	DISPOSITIVO DE INFUSION	DESVIÓ ESTANDAR
1	3.86	11	3.87
2	4.62	12	6.20
3	4.89	13	4.93
4	3.61	14	3.98
5	5.47	15	4.38
6	4.35	16	3.35
7	4.69	17	3.89
8	3.48	18	3.54
9	5.25	19	5.12
10	4.93	20	4.24

A partir de los errores de flujo promedio en intervalos determinados de tiempo y con el posterior procesamiento de los datos obtenidos se construyeron, para cada dispositivo, la correspondiente curva de trompeta Fig. 1.

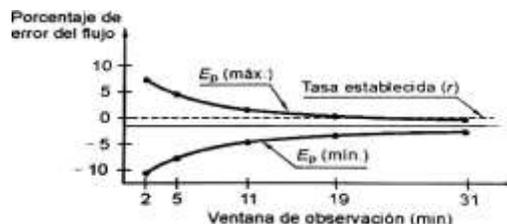


Figure 1. Curva de Trompeta

Esta gráfica contiene información de gran utilidad cuando se requiere un control preciso del flujo suministrado, como es el caso de medicamentos de acción rápida que tienen períodos de eliminación cortos. La curva de trompeta, permite visualizar las desviaciones máximas respecto del flujo programado en intervalos de infusión entre 2 y 31 minutos.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

La aplicación de un procedimiento de verificación detallado permite establecer un análisis comparativo de los dispositivos de infusión en un centro asistencial de salud. Esto facilita al usuario la selección de los dispositivos de mayor precisión para casos en los cuales el flujo de infusión no debe presentar variaciones significativas.

Mediante el análisis de la curva de trompeta, se pueden observar los porcentajes de error para una ventana de observación en particular.

## REFERENCIAS

- [1] Débora Rubio, Andrés Valdéz, Nicolás Lescoulié and Sergio Ponce. Statistical analysis of flow in volumetric infusion devices
- [2] IEC60601-2-24 "Particular requirements for the basic safety and essential performance of infusion pumps and controllers", 2012.
- [3] Bertil Jacobson and Alan Murray. Medical Devices Use and Safety, ed Elsevier, 2007.

# Procesamiento de datos electromiográficos para la evaluación de marcha o de carrera

G. Willig, D. Vorazzo, C. Oleari, M. Miralles

**Abstract**— Este trabajo presenta aportes cuantitativos en el procesamiento de datos electromiográficos adquiridos durante la marcha o la carrera. Aporta el valor máximo y el valor medio del pico de activación muscular, junto al porcentaje temporal que el pico de activación ocupa en el ciclo del gesto estudiado. Estas mejoras, que representan el aporte original de este trabajo, enriquecen protocolos de medición y exhibición de resultados ampliamente utilizados.

## I. INTRODUCCIÓN

La electrofisiología de la marcha o de la carrera, cada vez más frecuente en la evaluación funcional de atletas o pacientes [1], sigue siendo un campo de investigación abierto plagado de interrogantes, al que se suman diferentes protocolos de adquisición y procesamiento de los registros de electromiografía funcional dinámica de superficie (SEMG). Por ello, contar con datos precisos de la activación muscular durante el ciclo, tales como: el instante de activación (On Time) y el de pausa (Off Time), los picos máximos de activación, nivel medio de activación y tiempo de activación, permite cuantificar variaciones en la activación muscular, detectar posibles alteraciones, diferenciar patologías y elaborar estrategias terapéuticas específicas, personalizadas [2].

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El presente trabajo parte de los datos adquiridos con el software BTS EMG-Analyzer 2.9.40.0 del equipo Freemg 1000 y de los datos cinemáticos del acelerómetro triaxial G-Sensor 2 (BTS). Permite, programando dentro del mismo software, hallar el valor de tres variables en cada fase del ciclo. A saber:

- el valor máximo del pico de activación muscular, -calculado a partir del promedio de los valores máximos de cada músculo (mediante la envolvente de las señales utilizando un filtro paso bajo a 3 Hz)-,
- el valor medio del pico de activación muscular -calculando a partir del promedio de los valores electromiográficos máximo y mínimo respectivamente-,
- el porcentaje que el pico de activación muscular ocupa dentro del ciclo del gesto estudiado (marcha o carrera).

Es decir, permite disponer de esta información en cualquiera de las fases de la marcha, o bien, en el caso de la carrera, las fases de primer apoyo, primer balanceo, segundo apoyo (contralateral) y segundo balanceo, como se muestra en la Fig.1. Los registros de SEMG se han tomado, en todos los

casos, utilizando el protocolo SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) consensuado por la Biomedical Health and Research Program (BIOMED II), de la Unión Europea.

## III. RESULTADOS

A partir del tratamiento de los picos de activación muscular mencionado en II. y, a modo de ilustración, la figura 1, presenta la curva electromiográfica del sóleo derecho durante un ciclo completo de carrera. Al pie, se presentan los datos procesados de las tres variables mencionadas en cada una de las fases.

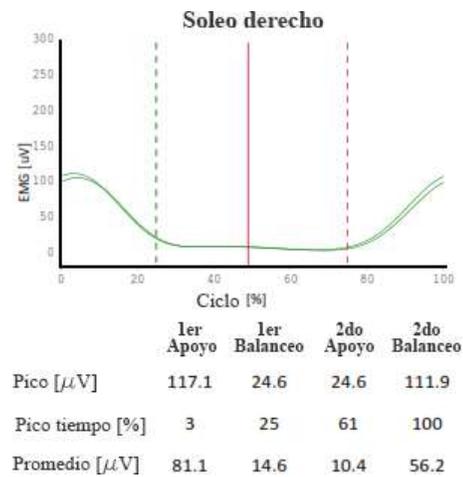


Figura 1. Curva electromiográfica del sóleo derecho durante el ciclo de carrera. Instantes del ciclo: Contacto inicial pie derecho (línea negra coincidente con la escala del gráfico), despegue pie derecho (línea verde vertical punteada), contacto inicial pie contralateral (línea vertical roja), despegue del pie contralateral (línea roja vertical punteada). En la parte inferior de la figura se encuentran los valores del máximo del pico de activación, el porcentaje de la activación dentro del ciclo y el valor medio de activación de cada fase.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Se considera que la presentación de los valores cuantitativos de las variables de los picos de activación muscular- en función del % del ciclo de marcha o de carrera- aporta información significativa a los protocolos en uso permitiendo una mejor interpretación electrofisiológica de cada músculo activado, en cada caso. Este hecho permite, además, poder establecer mejores correlaciones con las otras variables biomecánicas cuantitativas del gesto estudiado.

## REFERENCIAS

- [1] R. M. Howard, R. Conway, A. J. Harrison, "Muscle activity in sprinting: a review", in *Sports Biomech.*, 17(1), 2018 Mar, pp. 1-17.
- [2] C. Huber, C. Nüesch, B. Göpfert, P. C. Cattin, V. von Tscharner. "Muscular timing and inter-muscular coordination in healthy females while walking", in *J Neurosci. Methods*, 30; 201(1), 2011 Sep, pp. 27-34.

\* El trabajo fue realizado en el marco del Proyecto 20620160100004BA. Contó con el apoyo de la Facultad de Ingeniería y Ciencias Agrarias de la Pontificia Universidad Católica Argentina. Willig Gabriel, Universidad de Buenos Aires, Fac. Medicina; D. Vorazzo, Politecnico di Milano; C. Oleari, Universidad de Buenos Aires, Fac. Medicina; M. Miralles Universidad de Buenos Aires, Fac., de Arquitectura, Diseño y Urbanismo, y Pontificia Universidad Católica Argentina, Pontificia Universidad Católica Argentina, Av. A. Moreau de Justo 1600; e-mail: lic.gabriel.willig@gmail.com).

# Procesamiento de señales de Microregistros cerebrales para determinación de blancos quirúrgicos funcionales

Jason Sofia, Berjano Ricardo, y Lopez Natalia

**Abstract**—The aim of this work is to find math and audio features that allow to differentiate MER signals of the surgery target from the other parts of the brain. This is going to help to find the target in functional surgeries for Parkinson patients considering a quantitative analysis.

## I. INTRODUCCIÓN

El microregistro (MER) es usado en cirugías funcionales estereotáxicas para monitorear secuencialmente la actividad neuronal con el fin de construir un mapa fisiológico de la vecindad del blanco quirúrgico [1,2]. En este trabajo se propone hallar parámetros cuantitativos que permitan diferenciar al punto diana de los demás puntos registrados por el microelectrodo.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se trabajó con una base de datos formada por señales MER de cuatro pacientes. Cada registro cuenta con las señales tomadas a distintas distancias del blanco quirúrgico durante la trayectoria realizada por el microelectrodo (subtálamo STN y Globo Pálido interno GPi). En el caso de que la adquisición haya sido bilateral, existe una trayectoria de cada lado (izquierdo y derecho). En la tabla 1 se menciona el blanco quirúrgico que se debía alcanzar en cada caso.

TABLA 1  
DESCRIPCION DE LA BASE DE DATOS

PACIENTE	BLANCO QUIRÚRGICO
1	GPI BILATERAL
2	STN BILATERAL
3	STN BILATERAL
4	GPI IZQUIERDO

Para el procesamiento de señal se utilizó Matlab. Se concatenaron las señales de cada recorrido hasta llegar al blanco deseado. Se dividieron en ventanas de 500 ms donde se calcularon 16 parámetros en cada una de ellas. Estos fueron: centroide espectral [3], energía [3], entropía [3], entropía espectral [4], frecuencia fundamental [3], flux [3], media absoluta [1], frecuencia media [1], frecuencia mediana [1], propagación espectral [5], relación armónica [3], media cuadrática (RMS) [6], Varianza [6], Amplitud de Willison [7], longitud de la señal [6] y cruces por cero [7]. Se graficaron los valores obtenidos por ventana para cada trayectoria y cada paciente.

## III. RESULTADOS

Algunos parámetros muestran un cambio abrupto entre los valores obtenidos para el blanco y la continuación del registro.

A fin de objetivar esta diferencia observable se calculó la distancia de Mahalanobis [3] existente entre los valores de

cada ventana para cada parámetro. Graficando esta distancia, en el límite del blanco se observa un pico elevado. En la figura 1 se presenta una gráfica significativa obtenida a partir del cálculo de la distancia de Mahalanobis de la energía calculada por ventana.

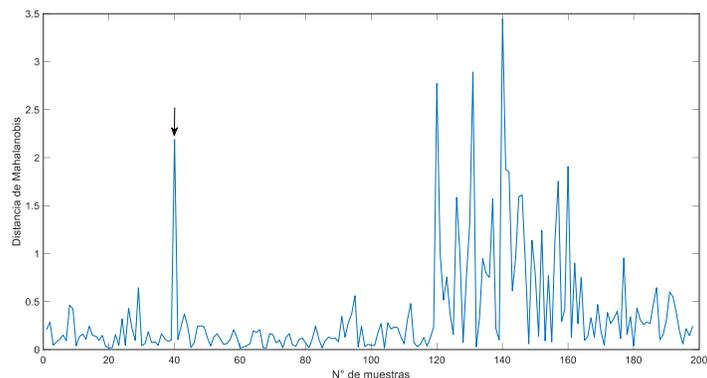


Figura 1. Distancia de Mahalanobis entre los valores de energía calculados por ventana de MER de paciente 1, GPi derecho. Las primeras cuarenta ventanas corresponden al registro del blanco quirúrgico.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

El pico encontrado en la distancia de Mahalanobis resulta representativo en la vecindad del blanco, pero no es único en todo el trayecto del electrodo. Esto se debe a la actividad neuronal en las zonas elocuentes atravesadas en el procedimiento. Podemos afirmar que no existe una sola técnica que permita detectar el blanco quirúrgico, pero sí es posible otorgar una herramienta de soporte que complemente a la experticia del médico.

## AGRADECIMIENTOS

Se agradece a Dr. Pablo Graff e Ing. Daniel Cerquetti que facilitaron los registros.

## REFERENCIAS

- [1] Kim J. Burchiel, Zvi Israel. Microelectrode recording in movement disorder surgery, Thieme, 2004.
- [2] Ing Eduard Bakstein. Deep Brain Recordings in Parkinson's Disease: Processing, Analysis and Fusion with Anatomical Models. Doctoral Thesis. Faculty of Electrical Engineering. Czech Technical University in Prague.
- [3] G. Tzanetakis, P. Cook. Marsyas: A framework for audio analysis. Princeton University.
- [4] S. Tong, N. V. Thakor. Quantitive EEG Analysis Method and Clinical Applications, Artech House, 2009.
- [5] C. Wehls, D. Jannach, I. Vatolkin, G. Rudolph. Music Data Analysis, Foundations and Applications, CRC Press, 2017.
- [6] A. K. Luhach, D. Singh Jat, K. B. G. Hawari, X. Gao, P. Lingras. Advanced Informatics for Computing Research. Third Internactional Conference, ICAICR 2019. Shimla, India, June 15-16, 2019. Revised Selected Papers, Part II. p. 78. Springer. 2019.
- [7] X. Xugang, T. Minyan, S. M. Miran, Z. Luo. Evaluation of Feature Extraction and Recognition for Activity Monitoring and Fall Detection Based on Wearable sEMG Sensors. Sensors 2017, 17(6), 1229; DOI: 10.3390/s17061229.

# Proposal of Control of an Active Knee Orthosis Through Trunk Muscle

Ana Cecilia Villa-Parra, Jéssica Lima, Denis Delisle-Rodríguez, Sridhar Krishnan, Teodiano Bastos

**Abstract**— This work presents a proposal of using surface electromyography (sEMG) signals from lumbar erector spinae (ES) muscle to control an active knee orthosis. Three post-stroke patients wore the orthosis and their sEMG was captured from their trunk. Results show that these signals can be used in a stance control strategy for their gait rehabilitation. In addition, patients have reported that the use of trunk muscles is more comfortable for them than when using leg muscles as myoelectric source, as the former implies less use of cables through their body.

## I. INTRODUCTION

Several robotic orthoses are controlled through motor intention captured from sEMG signals and, for that control, sEMG electrodes are normally placed on muscles responsible for flexing and extending the knee [1]. However, few studies used new muscles to control strategies. Actually, the muscle recruitment of trunk precedes the muscle recruitment of the lower limb, then the trunk begins to move earlier [2]. On the other hand, the ES muscle activity anticipates propulsive phases in walking with a repetitive pattern, which implies that this muscle can be considered to estimate gait phases. In addition, the ES muscle is also involved in maintaining the trunk equilibrium during several ways of locomotion or rhythmic motor tasks in humans [3]. This work proposes to use sEMG signals from ES muscle to control an active knee orthosis in a gait rehabilitation therapy of post-stroke patients.

## II. METHODOLOGY

The active knee orthosis used in this work is termed ALLOR (Advanced Lower-Limb Orthosis for Rehabilitation), which was built at UFES/Brazil [3] (Fig. 1). The hierarchical control structure (Fig. 1) to be used in this work was previously evaluated in [3], but using information from pressure sensors installed on the patient's insole. The system proposes here aims to use sEMG signals from the patient's trunk in order to obtain his/her human motion intention, and then use it as input to the high-level layer of the controller. For the translation of the user's motor intention for ALLOR, as movement commands, the controller includes, a finite state machine (FSM), which establishes the control strategy corresponding to the wished movement. Finally, an admittance controller, a speed controller and an integral proportional controller (PI) are responsible for performing the desired movement at a low level. The motion classes that are included in the controller are: stand-up (SU); sit-down (SD); knee flexion-extension (F/E); walking (W); rest stand-up (RSU); rest sit-down (RSD). The controller comprises the human motion intention recognition (HMIR) system based on sEMG of trunk muscles.

\*Research supported by FAPES and CNPq (Brazil).

A.C. Villa-Parra is with the Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador (e-mail: acvillap@ieee.org). Jéssica Lima, Denis Delisle-Rodríguez and Teodiano Bastos are with UFES, Brazil. Sridhar Krishnan is with Ryerson University, Canada.

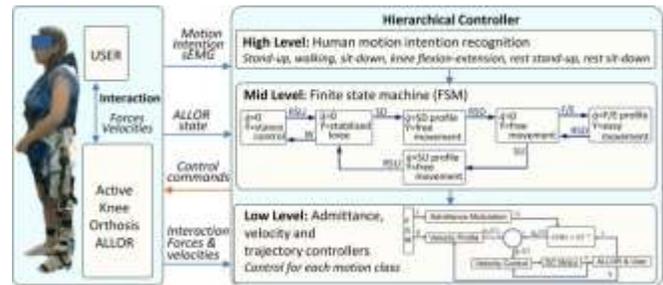


Figure 1. Exoskeleton ALLOR and its control structure.

The FSM establishes the transitions of movements according to the patient's motor intention. Three post-stroke patients (aged between 53 and 58 years, 9 to 21 months after the stroke episode) participated of this study, which was approved by the Ethics Committee of UFES/Brazil, with number: 64801316.5.0000.5542, and Mini Mental State Examination test was used to discard cognitive alterations. The sEMG signals were collected from the trunk and lower limb muscles during gait with ALLOR using BrainNET.

## III. DISCUSSION & CONCLUSIONS

A statistically significant difference ( $p > 0.05$ ) was found in the comparative analysis of the sEMG signals collected from the trunk of the post-stroke patients, which was consistent with the wide angular variation found. Although there was no pattern in the variation of the muscle activation at the highest levels of the trunk (T7 and T12), it was possible to notice an increase in the muscular activation of the ES muscle at level L4 bilaterally. In relation to the lower-limbs, an increase in the level of muscle activation of Semitendinosus and Rectus Femoris (RF) was observed, but without variation in the peak of muscle activation of the RF, which presented a very low value of muscle contraction (probably as a consequence of hemiparesis), as well as an anticipation of the peak of muscle activation using the exoskeleton, which is consistent with the kinematic analysis. These results show that the proposed control strategy, previously validated in [3] for pressure sensors, can be also used for trunk muscles for gait rehabilitation. The next step of this study is to replicate the protocol from [3], but now using the controller with sEMG signals collected from the patient's trunk for recognize patient's motor intention.

## REFERENCES

- [1] R. Jiménez-Fabián and O. Verlinden, *Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons*. Med. Eng. Phys., 2012, vol. 34, n° 4, pp. 397-408.
- [2] S. Karthikbabu et al., *A review on assessment and treatment of the trunk in stroke*. Neural Regeneration Research, 2012, vol. 7, n° 25, pp. 1974-1977.
- [3] A. C. Villa-Parra, *Admittance Control of a Robotic Knee Orthosis based on Motion Intention through sEMG of Trunk Muscle*. PhD Thesis, Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), 2017 (available in <http://repositorio.ufes.br/handle/10/9692>).

# Protocolo para ensayo de Seguridad Eléctrica según norma IRAM62353:2019

Amador, Cesar Ignacio

**Abstract—**—Esta publicación refiere al desarrollo de un protocolo para la verificación técnica de Aparatos Electromédicos, según la nueva edición de la Norma IRAM 62353:2019, considerando la Seguridad Eléctrica. Dicho protocolo se realiza a partir de ensayos efectuados en el Laboratorio de Verificación Técnica de Equipos Médicos (LaVTEM), perteneciente a la Unidad de Formación Investigación y Desarrollo Tecnológico de la provincia Salta; empleando el software de Fluke denominado Ansur para el analizador ESA 620. Finalmente, se definen los pasos para el protocolo desarrollado, a saber: a) Recepción y Selección de ensayos, b) Inspección Visual, c) Ensayos, d) Análisis de resultados, y e) Entrega de resultados.

## I. INTRODUCCIÓN

El siguiente trabajo consiste en el desarrollo de un protocolo para la verificación técnica de Aparatos Electro Médicos (AEM) y Sistemas Médicos (SM), según la Norma IRAM 62353, adopción de la Norma internacional IEC 62353 (2014) considerándose solamente la Seguridad Eléctrica. Este protocolo forma parte del sistema de gestión del Laboratorio de Verificación Técnica de Equipos Médicos (LaVTEM), perteneciente a la Unidad de Formación Investigación y Desarrollo Tecnológico (UFIDeT-Salta) del Ministerio de Educación, Ciencia y Tecnología de la Provincia de Salta y a la Red de Laboratorios de la Sociedad Argentina de Bioingeniería (SABI).

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El presente trabajo parte del análisis de la norma IRAM 62353 y del software de Fluke denominado Ansur para el analizador ESA 620. E incluye la experiencia práctica adquirida en los más de 200 ensayos realizados con el equipamiento con que cuenta el LaVTEM, y los AEM pertenecientes al Ministerio de Salud de la provincia de Salta, que se recibieron para la correspondiente verificación.

## III. RESULTADOS

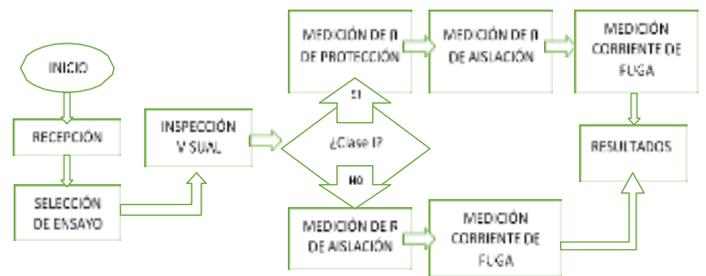
El protocolo realizado quedó definido por los siguientes pasos: a) Recepción y Selección de ensayos, es crítico informar claramente los requisitos a cumplir a la hora de enviar un AEM al LaVTEM. En la recepción del AEM se debe chequear que este incluya todos los accesorios; también los manuales, y aquellos documentos técnicos para determinar el Tipo de Aparato y Tipo de Parte Aplicable<sup>1</sup> información fundamental a la hora de la selección del ensayo. También, contemplar los cuidados a tener en cuenta y las formas de realizar alguna medición o verificación.

b) Inspección Visual, antes de comenzar con el ensayo se debe analizar el estado exterior del AEM, buscando principalmente golpes, derrames, presencia de óxido y el estado de sus cables. c) Ensayos, las primeras determinaciones a realizar son a la red de alimentación y de ser posible valor de la puesta a tierra<sup>2</sup>. Se prosigue con la medición del valor de la tierra de protección. Las últimas mediciones corresponden a las corrientes de fuga, desde los conductores de alimentación hacia el cable de tierra de protección, y las de las partes aplicables hacia la tierra de protección<sup>2</sup>. Otro apartado importante respecto a las corrientes de fuga es seleccionar el método de medición pertinente. En el

LaVTEM se utiliza el método directo debido a la mayor precisión en las lecturas.

d) Análisis de resultados, tras realizar tres mediciones de cada parámetro, se escoge la más cercana a los límites establecidos por la norma.

e) Entrega de resultados, previamente se confecciona un informe para el usuario, consistente en un formulario donde se consigan los valores obtenidos en las mediciones, y si el AEM cumple o no, con la respectiva norma para favorecer la interpretación de los resultados de los ensayos.



1 Esquema de bloques

## IV. CONCLUSIONES

A partir del protocolo resultante se pudieron establecer las siguientes recomendaciones.

Es importante tener en cuenta que a muchos AEM Clase I, no se les puede realizar la medición de puesta a tierra de protección ya que no brindan acceso a partes metálicas. Y que hay equipos de Clase II, que no tiene conductor de tierra en el cable de alimentación, pero presentan un conector a tierra funcional, lo cual puede llevar a equivocaciones y a tomar estos como si fueran de Clase I. Por eso es muy importante contar con los documentos acompañantes correspondientes<sup>2</sup>.

Otro aspecto importante a considerar es que, en la Red de laboratorios de la SABI, se consensó incluir otro requisito que no exige la Norma IRAM 62353, el de que los AEM deben poseer Número de Producto Médico del ANMAT, a fin de promover que los equipos presenten buenas prácticas de fabricación.

También, que, a la hora de las mediciones de tierra de protección, durante el ensayo se debe mover levemente el cable de alimentación para evaluar si no está dañado<sup>2</sup>. Y como mínimo se deberían medir la tierra respecto a tres partes diferentes del chasis o lugares de la envolvente conectados a tierra, tomando siempre para registro el valor más alto medido. En lo que concierne a la medición opcional de la resistencia de aislación, es importante realizarla sobre todo si se sospecha de algún golpe o derrame. Finalmente, a la hora de las mediciones de las corrientes de fuga, considerar crítico el método elegido para la medición, a determinarse principalmente en función del equipamiento de medición disponible, y por otro lado la seguridad con la cual se quiere realizar estas mediciones, es importante estar seguro de qué tipo son las partes accesibles, ya que los valores máximos permitidos son muy diferentes.

## REFERENCIAS

1. IRAM 4220-1-1:2005. Aparatos electromédicos. Parte 1: Requisitos generales de seguridad. 1. Norma colateral: Requisitos de seguridad para sistemas electromédicos. Ed. 2°.
2. IRAM 62353:2019. Aparatos electromédicos. Ensayos recurrentes y ensayos después de la reparación del aparato electromédico. Ed. 2°.

\* Bioing. AMADOR, Cesar Ignacio, Resp. de Lab. de Electromedicina, UFIDeT-SALTA. phone:543874508154; e-mail: ignacioamador@ufidet.com.ar

# Prototipo de polarímetro digital de bajo costo para prácticas de laboratorio.

Lorenzo A. Tell, Guillermo Larregay y Roberto Carrizo Flores

**Abstract—** Diseño, construcción y calibración de polarímetro de bajo costo para la determinación de concentración de sustancias ópticamente activas en soluciones acuosas.

## I. INTRODUCCIÓN

Una onda electromagnética -tal como la luz visible- está compuesta por un campo eléctrico y un campo magnético oscilantes perpendiculares entre sí. Fig 1, si la fuente de luz es no polarizada, estos campos oscilan en múltiples direcciones en el espacio, etapas 1 y 2. El fenómeno de polarización consiste en eliminar todos los planos de oscilación de la luz, excepto uno, etapas 3 y 4. Los estereoisómeros ópticamente activos son compuestos que interactúan con la luz polarizada, tienen la propiedad de rotar el plano de polarización a medida que la luz atraviesa el compuesto, etapas 5 y 6. La luz rotada llega a otro filtro móvil donde es medida por un observador para determinar el ángulo de rotación[1]. Esta propiedad es útil para determinar en el laboratorio la concentración de sustancias ópticamente activas en soluciones acuosas. Este método también es utilizado por las industrias azucareras, químicas y alimenticias en general.



Fig. 1 Etapas de polarización de luz, principio de medición del fenómeno

Se propone la construcción de un polarímetro de bajo costo que permita la medición de concentración de sustancias ópticamente activas en las prácticas de laboratorio de los estudiantes de la Universidad.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se construyó un prototipo de polarímetro, como muestra la Fig.2, con el fin de llevar a cabo pruebas preliminares de polarización de luz, y medición de la rotación del plano de polarización por parte del compuesto.



Fig. 2 Prototipo de polarímetro

Para esto, se utilizó cuatro LED's de alta eficiencia como fuente de luz, amarillos, con una longitud de onda máxima aproximada de 590nm y un resistor variable LDR como sensor. El mecanismo de rotación está compuesto por un servomotor de engranajes metálico SG90, que cuenta con una resolución de 1 grado. Para este prototipo se utilizaron filtros polarizadores similares a los utilizados en las pantallas LCD de computadoras portátiles.

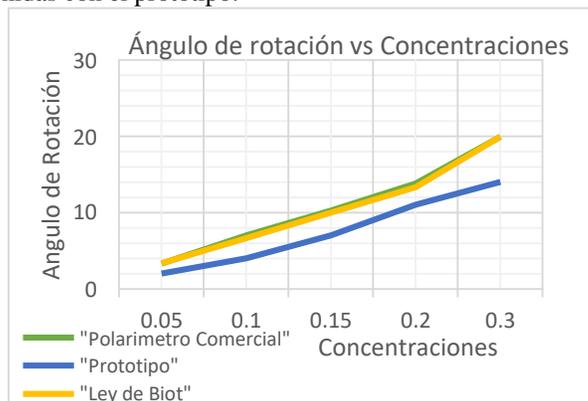
La integración de los sensores con los actuadores se lleva a cabo en un microcontrolador Arduino Mega, y los resultados se muestran en un display compuesto por 3 dígitos de 7 segmentos, además de dos LED's indicadores. La estructura de soporte de pantalla y el montaje fueron diseñados y posteriormente impresos en 3D al igual que la cuba de 1 decímetro de longitud y un volumen máximo de 25mL.

Es necesario un proceso de calibración inicial, que se lleva a cabo utilizando agua destilada como compuesto. En el armado del dispositivo se estableció que el ángulo de 90° grados del servomotor coincide con la mínima intensidad lumínica en el filtro móvil durante la calibración.

El procedimiento de medición consiste en colocar el compuesto ópticamente activo dentro de un tubo de ensayo entre el emisor de luz y el sensor. Posteriormente, el microcontrolador medirá la intensidad lumínica detectada por el sensor de luz para cada punto de rotación entre 0° y 180° del filtro móvil. Se espera que el compuesto activo desplace el mínimo de intensidad respecto a la calibración, y la recolección de estos datos permite trazar una curva de variación de intensidad lumínica en función al ángulo de polarización de la luz. La diferencia angular entre los valores de calibración y los medidos en el compuesto a ensayar, es proporcional a la concentración del compuesto según la ley de Biot (1)

## III. RESULTADOS

Se realizaron ensayos prácticos en un equipo comercial Carl Zeiss y luz de lámpara de sodio. Se prepararon disoluciones en agua destilada de sacarosa al 5%, 10%, 15%, 20% y 30%. Estas mediciones en el polarímetro comercial se contrastaron con la ecuación de la ley de Biot y la recta dada por las mediciones obtenidas con el prototipo.



## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Los resultados muestran que, si bien se cumple la linealidad del fenómeno, los valores obtenidos en las mediciones no son correctos. Esto puede ser debido a detalles constructivos, como la fuente de luz y el receptor LDR. Es un factor importante porque la rotación específica de la sacarosa está calculada para una longitud de onda específica a una temperatura específica. Existen precedentes de ésta desviación en otros prototipos[2]. Esto deja como trabajo futuro la construcción de una nueva versión del polarímetro que contemple una mejora de la resolución angular de medición mediante el uso de un motor más preciso, el uso de elementos ópticos para obtener un haz de luz de longitud de onda específica de la línea D, control de temperatura y la posibilidad de graficar y comparar las curvas de diferentes muestras en una PC.

## REFERENCIAS

- [1] U. PARA and G. DE ACERO, "Diagnóstico metrológico para la verificación de la aptitud de equipo optoelectrónico del tipo de sacarímetros polarimétricos en uso," *Emecanica.Ingenieria.Usac.Edu.Gt*, pp. 1–75, 2011.
- [2] A. de químicos de C. y León, "Revista Investigación Química Vicente Garrido Capa," 4, 2017.

# Pulsera Latente

Tarabay Gómez, Ariadna Yamile; Pérez Espejo, Jorge Andrés

**Abstract—** Se plantea un dispositivo, en formato pulsera, para beneficiar la vinculación prenatal de padres/familiares hipoacúsicos con el bebé, al momento de realizar un monitoreo cardiaco fetal.

## I. INTRODUCCIÓN

Hasta la actualidad, en los controles prenatales se hace partícipes a los padres y/o familiares haciéndolos visualizar u oír el ritmo cardiaco fetal, siendo así, además del control médico respectivo, una experiencia única para los familiares.

A la hora de llevar a cabo el control fetal, se observó la necesidad de brindar herramientas para que las personas con hipoacusia perciban de manera más apta el ritmo cardiaco fetal, dándoles así la oportunidad de sentir con similar profundidad que el resto de los presentes el latido fetal.

Con este dispositivo, la persona con hipoacusia es capaz de percibir los latidos fetales a través de vibraciones provocadas por motores vibradores ubicados en la pulsera. Permitiéndole así una mejor y más amplia experiencia de esta vivencia.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

□ Se especifican las siguientes etapas del esquema electrónico de funcionamiento:

1. Adquisición de Ritmo Cardiaco Fetal (FHR): esta señal se obtiene directamente de la salida de audio incluida en el monitor fetal portátil por efecto doppler, Contec Sonoline B [1].
2. Acondicionamiento de señal: Se obtiene una señal envolvente de la señal de audio proveniente del detector de latidos que luego se compara con una referencia determinada experimentalmente para evitar ruidos, y obtener así pulsos correspondientes para la activación de los motores (salida del amplificador operacional U3 en la Fig. 1) [2]. El circuito fue simulado en el software LTSpiceXVII.

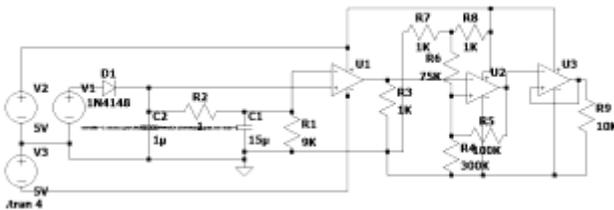


Figura 1. Diseño del circuito electrónico de procesamiento de señal.

3. Activación de motores vibradores: los pulsos obtenidos en la etapa anterior son utilizados para comandar el accionamiento de los motores vibradores de 3V., Sparkfun 310-101.

- Alimentación eléctrica: Dos pilas CR2032 (pilas de reloj).
- El diseño físico del dispositivo se basa en el de una pulsera [3], para permitir una rápida y fácil colocación y manipulación por parte del usuario. La pulsera es de plástico FLEX, impresa en 3D. Posee un compartimento en el que se aloja la electrónica correspondiente y el motor vibrador, aparte de una entrada para la señal proveniente del detector de pulsos.

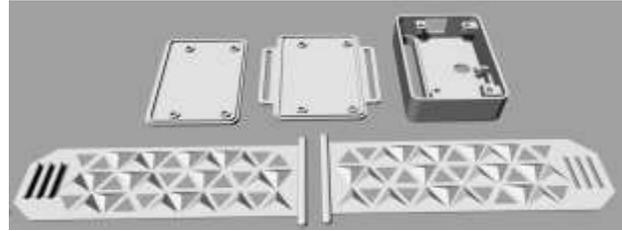


Figura 2. Diseño tridimensional de la pulsera.

## III. RESULTADOS

Actualmente se realizaron pruebas técnicas de la versión preliminar, tomando como muestras grabaciones propias de señales obtenidas en el detector de ritmo cardiaco fetal Contec Sonoline B. En “Fig. 3” se visualiza la señal que entrega el monitor fetal en verde, otra cercana a la envolvente en azul y luego la salida del comparador Schmitt en rojo, señal que activa los motores de la pulsera.

Se verifico y comprobó a través de la simulación fiable del software el funcionamiento deseado del circuito.

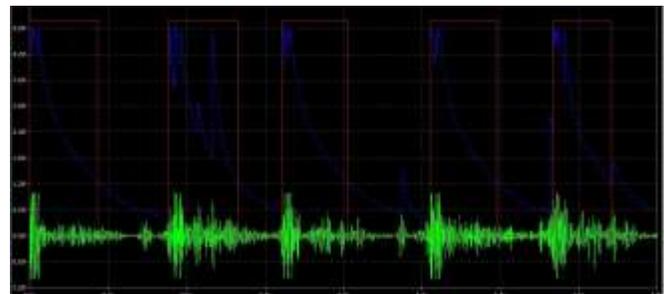


Figura 3. Visualización de señal de entrada (FHR) (en verde), y simulación de señal de salida (en rojo).

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Con este dispositivo se pretende integrar a quien requiera, a la experiencia de conocer por primera vez el latido fetal, con más capacidades sensoriales.

Se consideran mejoras a futuro como diseño morfológico del dispositivo para el impacto en el usuario (forma de pechera por ej.), y el desarrollo de electrónica para adaptación de señal más estable (digital).

## AGRADECIMIENTOS

Se agradece a la Dra. Bioing. Natalia López, Ing. Juan Pablo Graffigna y a la Dra. Andrea Rizo por su interés, ayuda y colaboración para facilitar recursos y materiales.

## REFERENCIAS

- [1] [www.contecmed.com](http://www.contecmed.com)
- [2] “Electrónica Analógica y Digital”. Ing. Antonio González. ISBN 97898705608706
- [3] [www.cults3d.com](http://www.cults3d.com)

# Recursos educativos de realidad aumentada en anatomía

Luís Felipe García Arias, Néstor Darío Duque Méndez, Julio César Chavarro Porras

**Abstract—** La disponibilidad creciente de servicios y tecnologías ofrecidas por la cuarta revolución industrial - 4RI - implica un impacto cada vez mayor en áreas como la salud. La aplicación de la realidad aumentada – así como de otras herramientas de la 4RI – puede apoyar procesos de formación en las ciencias de la salud. En este trabajo se presenta la evaluación de recursos educativos de realidad aumentada en anatomía. Los resultados obtenidos demuestran que los recursos apoyan los procesos de aprendizaje, pero pueden ser mejorados en las dimensiones estética y funcional.

## I. INTRODUCCIÓN

La cuarta revolución industrial -4RI- ha traído sorprendentes avances en todas las áreas de la sociedad. Son diversas las tecnologías y los ejes transversales que se fundamentan o apalancan en inteligencia artificial. La 4RI en salud puede contribuir a mejorar el acceso, la oportunidad y la calidad de los servicios; pero también los procesos de formación. Esto es especialmente cierto en lo que respecta a la Realidad Aumentada, una de estas tecnologías emergentes, permitiendo integrar objetos reales con virtuales, creando escenarios interactivos y diversos.

En este trabajo se busca acercar a los estudiantes el uso de la realidad aumentada como una herramienta de aprendizaje. Para validar la pertinencia de los recursos se realiza una evaluación con estudiantes. La interacción con los recursos se realiza a través de activadores (marcadores o imágenes) una vez son ejecutados en un dispositivo móvil o ambiente emulado. Los recursos evaluados fueron desarrollados por el Grupo de Ambientes Inteligentes Adaptativos (GAIA) y se encuentran disponibles en la Federación de repositorios de recursos de aprendizaje de Colombia (FROAC).

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo de los recursos educativos se utilizaron las herramientas: Unity, Vuforia, Android Studio y 3ds max. Los recursos educativos han sido usados por estudiantes colombianos y evaluados por estudiantes de pregrado de una universidad brasileña de ciencias de la salud. Se solicitó a cada uno interactuar con los objetos de su interés y diligenciar un formulario considerando su experiencia (formulario desarrollado en [1]). Este busca evaluar cada recurso educativo en las dimensiones educativa, estética, funcional y de contenido. A través del formulario, se invita a los participantes a calificar 15 afirmaciones con valoraciones subjetivas. Al final, se solicitó comentar sobre lo más les gustó del recurso educativo, lo que menos y observaciones adicionales.

## III. RESULTADOS

En Fig. 1 se presenta uno de los recursos educativos corriendo en un dispositivo Android y el marcador que permite la interacción con el contenido. El recurso presentado contiene

varios sistemas del cuerpo humano que pueden ser visualizados de acuerdo con la zona del marcador que ha sido cubierta. Respecto de las afirmaciones relacionadas con la dimensión educativa, el 50% de las evaluaciones para cada objeto y cada pregunta, fueron calificadas con una puntuación de 5. En lo que respecta a la dimensión de contenido, los cuartiles 3 y 4 se encuentran entre 4 y 5 puntos para todos los objetos de aprendizaje.

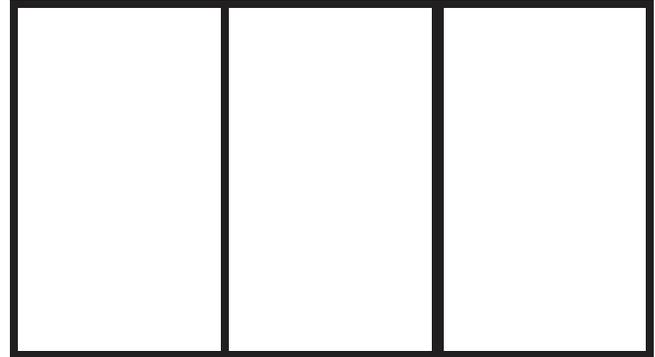


Figure 1. Recurso educativo: cuerpo humano, con visualización de diferentes sistemas según interacción con el marcador.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

La calificación de los recursos en las dimensiones estética y funcional busca evaluar su capacidad para aumentar la motivación del estudiante en el proceso de aprendizaje. Las calificaciones obtenidas para las dimensiones educativa y de contenido implican que los recursos educativos evaluados apoyan el proceso de aprendizaje, concuerdan con su objetivo y ofrecen realimentación al estudiante con el fin de facilitar su proceso educativo. Sin embargo, pueden ser mejorados en las dimensiones estética y funcional. A partir de los comentarios recibidos al final de cada evaluación, se concluye que puede ser mejorada la experiencia de usuario.

A partir de los comentarios recibidos en la evaluación de los recursos de aprendizaje se plantean trabajos futuros relacionados con la experiencia de usuario y enfocados a mejorar las dimensiones estética y funcional. Uno de estos, consiste en optimizar el rendimiento a partir del procesamiento adaptativo del objeto 3D que considere la posición relativa del marcador. Además, se plantea mejorar la interacción a través del tratamiento de las señales inerciales del dispositivo móvil.

## REFERENCIAS

- [1] N. D. Duque Méndez, D. A. Ovalle Carranza, and J. Moreno Cadavid, *Tecnologías para Entornos Educativos Ubicuos, Adaptativos, Accesibles e Interactivos para Todos*, 1st ed. Universidad Nacional de Colombia, 2017.

# IMAGENOLÓGIA FUNCIONAL MITOCONDRIAL EN MONOCITOS SANGUÍNEOS: ESTUDIO EN INDIVIDUOS SANOS Y PORTADORES DE ESCLEROSIS LATERAL AMIOTRÓFICA

Erik Winiarski<sup>1</sup>, Laura Martínez-Palma<sup>1</sup>, Andreina Brugnini<sup>2</sup>, Natalia Trías<sup>2</sup>, Daniela Lens<sup>2</sup>, Federico Lecumberry<sup>3</sup>, Adriana Cassina<sup>4</sup>, Patricia Cassina<sup>1</sup>.

1. Departamento de Histología y Embriología, Facultad de Medicina, Universidad de la República, 2. Laboratorio de Citometría y Biología Celular y Molecular, Hospital de Clínicas, Facultad de Medicina, Universidad de la República; 3. Departamento de Procesamiento de Señales, Instituto de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de la República; 4. Departamento de Bioquímica, Facultad de Medicina, Universidad de la República

**Abstract**— La Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) es una enfermedad neurodegenerativa incurable para la cual no existen biomarcadores específicos. Su patogenia involucra disfunción mitocondrial y mecanismos inflamatorios dentro del sistema nervioso central (SNC) y en el sistema inmune periférico. En este proyecto proponemos clasificar las poblaciones de monocitos sanguíneos en pacientes con ELA y controles, establecer un patrón descriptor de la morfología mitocondrial en imágenes de microscopía de monocitos purificados comparándolo con su función (imagenología funcional) y evaluar si existe una correlación con la evolución de la enfermedad.

## I. INTRODUCCIÓN

La ELA es una enfermedad neurodegenerativa incurable que afecta a las motoneuronas en el SNC para la cual no existen métodos paraclínicos específicos para diagnóstico y seguimiento<sup>1</sup>. La valoración de biomarcadores en muestras de sangre es ventajosa por la facilidad de su obtención y mínimo riesgo. Se han propuesto múltiples mecanismos patogénicos, entre los que encuentran alteraciones en la función y morfología mitocondrial en varios tipos celulares<sup>2,3</sup>. También se han demostrado mecanismos inflamatorios, tanto en el SNC como en el sistema inmune periférico. Sin embargo, las características morfológicas de la red mitocondrial en células inmunitarias periféricas de los pacientes no han sido evaluadas. Nuestro objetivo es caracterizar la morfología mitocondrial de los monocitos sanguíneos y correlacionarla con la función (imagenología funcional) en individuos sanos y con ELA, evaluar si existen diferencias entre ellos y si ocurren cambios en la evolución de la enfermedad.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

En el estudio se incluyeron individuos sanos y portadores de ELA del Centro de ELA del Uruguay (CELAU) con su consentimiento informado (autorizado por el comité de ética del Hospital de Clínicas, Facultad de Medicina, Udelar), donde se valora la evolución con distintos parámetros clínicos y la escala funcional ALSFRS. Se obtuvieron muestras de sangre en las cuales una parte se destinó al fenotipado de las poblaciones de monocitos por citometría de flujo, y otra a la purificación de una fracción enriquecida en monocitos (FEM). En la FEM se analizó la función mitocondrial por respirometría de alta resolución (medida del consumo de oxígeno en un oxímetro Oroboros O2k y cálculo de los parámetros bioenergéticos<sup>4</sup>) y la morfología mitocondrial luego del marcado con sondas fluorescentes. Por microscopía confocal se obtuvieron stacks de imágenes en el eje Z que se analizaron en conjunto con integrantes del Núcleo Interdisciplinario IMAGINA de Facultad de Medicina y Facultad de Ingeniería de la Udelar. Se está desarrollando un plugin para el software libre Fiji<sup>5</sup> con el fin de automatizar la segmentación y

cuantificación de las mitocondrias de los monocitos, su validación por el especialista y luego extraer descriptores morfológicos en aquellas mitocondrias validadas.

## III. RESULTADOS

La "Fig 1" muestra imágenes obtenidas luego del procesamiento.

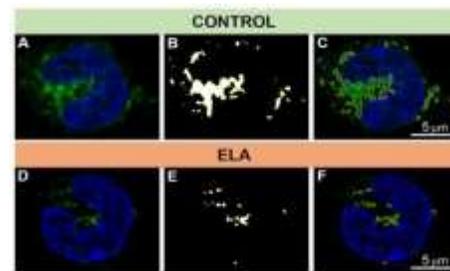


Figure 1. Secuencia de imágenes de microscopía confocal de monocitos sanguíneos marcados con MitoTracker Green y Hoechst (marca nuclear azul) luego de la deconvolución (A,D), segmentación (B,E) y su superposición (C,F).

El método estandarizado abarca parámetros descriptores como el volumen y la superficie mitocondrial total e individual, y otros parámetros de conjunto como la distribución y complejidad de la red mitocondrial<sup>6</sup>. Los datos preliminares muestran un menor volumen y superficie mitocondrial total en los monocitos de portadores de ELA lo que indica un aumento en la fragmentación mitocondrial en comparación con los controles (Tabla 1).

TABLA 1. VALORES OBTENIDOS A PARTIR DEL ANÁLISIS DE LA MORFOLOGÍA MITOCONDRIAL DE MONOCITOS SANGUÍNEOS

Parámetro Mitocondrial	Media ± SEM		valor p
	ELA	Ctrl	
Superficie total (um)	18,6 ± 1,59	26,1 ± 2,12	0,0105
Volumen total (um)	0,32 ± 0,0583	0,69 ± 0,090	0,0024
Superficie/Volumen (um)	68,7 ± 3,28	46,6 ± 3,02	<0,0001

## IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La mayor fragmentación mitocondrial, como la que encontramos en los monocitos de individuos con ELA han sido correlacionados en la literatura con disminución de la función. La correlación con los datos de respirometría y la escala ALSFRS aportará información relevante que puede ser de utilidad como biomarcador de la patología o para evaluar la respuesta a eventuales tratamientos.

## V. REFERENCIAS

- [1] Al-Chalabi, et al. "Amyotrophic lateral sclerosis" *N Engl J Med* 2017; 377:162-172.
- [2] Cassina P, et al. "Mitochondrial dysfunction ..." *J Neurosci*. 2008.
- [3] Martínez-Palma L, et al. "Mitochondrial Modulation ..." *Neurotherapeutics*. 2019
- [4] Brand y Nicholls. "Assessing mitochondrial ..." *Biochem J*. 2011; 437:575.
- [5] Schindelin, J. et al. "Fiji: an open-source platform ..." 2012
- [6] Valente et al. "A simple ImageJ macro tool for ..." *Acta Histochem*. 2017

\*Financiación: CSIC, Núcleo interdisciplinario IMAGINA.

\*AGRADECIMIENTOS: UMIC, Facultad de Medicina

# Retinal Scanner for the diagnosis of diseases by using machine learning software

Ph.D. Graciela M. Salum and Bryan S. Herrera

**Abstract** - This research work focuses on the development of a retinal scanner for the diagnosis of several diseases. The design of the device guarantees a better resolution and capture of the fundus, while the software will allow to train a neural network to predict an accurate diagnosis of help for the health professional.

## I. INTRODUCTION

The current health system can cause various complications in people's health due to the lack of devices or effective diagnostic methods in early stages of the disease. Ecuador is among the more inefficient countries where the sources allocated for health do not maximize improvements in it. All income was spending more on curative care than on preventive diagnostic measures or innovative technologies.

Vision is one of the most important senses of the human body due to the presence of the retina. A deep study in the fundus promises to be an essential pillar for the diagnosis of diseases both specific to the ocular system and of a systemic nature because retina undergoes alterations in its appearance and anatomy. Certain structural or morphological changes in the retina such as: glaucoma, age-related macular degeneration, retinitis pigmentosa, retinal detachment and others can be accurately diagnosed and classified as problems resulting from certain diseases present in human body. Making different relationship methods promise to be satisfactory in the early diagnosis of diseases such as: diabetes and diabetic retinopathy, high blood pressure problems, cerebrovascular disease and some neurodegenerative diseases. Therefore, retina is known as a window toward the brain.

## II. MATERIALS AND METHODS

The present work, by its modality, corresponds to a research and development work aimed at solving public health problems, primarily the diagnosis of certain diseases. The development of the device is oriented in 2 main fields: development of hardware and software.

The current model of the device consists of a virtual reality helmet with an adjustable indirect ophthalmoscopy lens structure where the patient's eyes will be located and a small spy camera with an ultra HD definition and night vision to capture the images in high resolution and send them to the software through a Wi-Fi system for analysis.

TensorFlow is an open source library for machine learning through a range of tasks to satisfied the needs of a system. The objective is to build and train neuronal networks and then detect and decipher learning patterns and human reasoning with a code of prediction.

Therefore, when the image is detected and captured by the device, automatically enters to the software to be processed and evaluated to a database which contains the characteristics, abnormalities and specific structural changes that certain

diseases may present. A comparison method is performed between the captured images and those belonging to the database and according to the percentage of similarity, predict and offer an early diagnosis of help for the health professional.

## III. RESULTS

The device and software development continue in an evaluation process. Currently, it is intended to diagnose 13 conditions present in the retina with a probability of success greater than 80% that guarantees successful in early diagnosis.

TABLE I  
CONDITIONS THAT ARE OBSERVED AFTER THE ANALYSIS OF THE RETINA FOR THE EARLY DIAGNOSIS

Diagnosis Considered		
Number	Diagnosis	Abbreviation used
1	Hollenhorst Emboli	Emboli
2	Branch Retinal Artery Occlusion	BRAO
3	Cilio-Retinal Artery Occlusion	CRAO
4	Branch Retinal Vein Occlusion	BRVO
5	Central Retinal Vein Occlusion	CRVO
6	Hemi-Central Retinal Vein Occlusion	Hemi-CRVO
7	Background Diabetic Retinopathy	BD/NPDR
8	Proliferative Diabetic Retinopathy	PDR
9	Arteriosclerotic Retinopathy	ASR
10	Hypertensive Retinopathy	HTR
11	Coat's	None
12	Macronurium	None
13	Choroidal Neovascularization	CNV

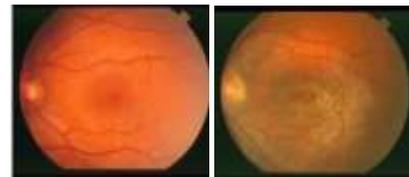


Figure 1. Comparison between normal structure of the retina (1) versus a diagnosis of hypertensive retinopathy (2).

## IV. DISCUSSION & CONCLUSIONS

Currently, several investigations have shown that technology and software development are of great potential for medical health. This is the case of DeepMind, an idea based on artificial intelligence for the diagnosis of diseases with the ability to detect signs of diseases from medical scanners. Due to its success, the device will soon enter to medical trials. However, our research aims to go beyond what is planned and be able to determine specific features that help to diagnose much more complex diseases related to the central nervous system such as: Alzheimer's or Parkinson in a future.

## ACKNOWLEDGE

This work was supported by Yachay Tech University and professors for the guidance provided.

## REFERENCES

- [1] Waduthantri, S. (2019). Eye as a window to the brain in the central nervous system diseases. *Medical Journal of Dr. D. Y. Patil Vidyapeeth*. 12(4), 376-377. [http://doi.org/10.4103/mjdrdypu.mjdrdypu\\_260\\_18](http://doi.org/10.4103/mjdrdypu.mjdrdypu_260_18)

\*Research supported by ABC Foundation

Bryan S. Herrera is with Yachay Tech University, Ecuador, phone: +593-995296382; e-mail: bryan.herrera@yachaytech.edu.ec.

# Preliminary Study of Human Microbiota in Faecal and Skin Argentine-Chilean Samples

R.D. Peralta, I.J. Cassol, E. Elguero, A. Millán, F. Zapata, H. G. Alvarado, D. Fuentes, G.E. Cerrone, G.D. Fretchel, I. Pedroso, C.G. Boggio Marzet, J.P. Bustamante\*

**Abstract**— The study of human microbiota has increased exponentially over the last decade. This work uses an end-to-end procedure to contribute to the international effort to get a protocol for extract, analyze, visualize and understand human microbiota. Based on amplification of 16S marker regions, 8 human samples were sequenced. Results were according to observed values in reference people. This is a baseline for a reproducible, traceable and accurate results platform towards future applications into the clinic, from its use as a diagnosis complement to becoming a follow-up tool for treatments.

## I. INTRODUCTION

Microorganisms that live inside and on humans affect directly or indirectly most of our physiologic functions. Together, the genomes of these microbial symbionts (defined as the *microbiome*) contribute to metabolic functions, protect against pathogens and educate the immune system. Over the last decade the study of the human microbiota has increased exponentially. New approaches propose the use of novel processes, several methods and tools to get, analyze, visualize and understand human microbiota related data. Since a wide diversity of methodologies are proposed, there is a lack of consensus on the entire analysis process. This work contributes with an end-to-end protocol proposal for the analysis of the human microbiota.

## II. MATERIALS AND METHODS

The 8 human samples were conserved in freezer at  $-20^{\circ}\text{C}$  until DNA extraction, which was made with the Quick-DNA Fecal Microbe kit from Zymo Research. Selected primers for faecal samples were the universal 341F/805R for 16S V3-V4 regions, whereas for skin correspond to the B969F/BA1406R ones. PCR clean was made with the Select-a-Size DNA Clean kit from Zymo Research to purify amplicons and discard non hybridized primers. Amplicons were indexed. Nextera XT adapters were added to ensure Illumina compatibility, together with labels for samples identification after sequencing. Second PCR clean was done to purify amplicons and discard non hybridized adapters. Libraries were validated. Amplicons sizes were measured by capillary electrophoresis with a Qsep1 from Biotpic. Libraries quantification, normalization and pooling were also made. Libraries were denaturized. Pooled samples were paired-end sequenced in an Illumina MiSeq. After sequencing, adapters and primers were removed with *cutadapt*. Reads quality was evaluated with *FastQC*, trimming the ends of sequences with

\* Research supported by CONICET and Faculty of Engineering - Austral University (FI-UA). J.P. Bustamante is a CONICET Researcher at IBB (CONICET-UNER) and full professor at FI-UA. e-mail: jbustamante@ingenieria.uner.edu.ar.

PHRED $<30$ . The removal of noise, dereplication, chimera elimination and ASV picking was simultaneously performed with *Deblur*. The taxonomic assignment was made with *Vsearch* using SILVA v1.3.2 rRNA reference database. The relative abundance, for each sample and for all taxonomic levels, was calculated by dividing the corresponding reads to each ASV by the total reads of the sample. Alpha and beta diversity metrics were estimated with *QIIME2*.

## III. RESULTS

Diversity characterization and relative abundances (Figure. 1) were analyzed in all samples. In faecal samples, the most abundant taxonomic *phyla* are *Firmicutes* and *Bacteroidetes*, whereas at taxonomic *genus*, are *Bacteroides*, *Faecalibacterium* and *Prevotella*. In skin samples, the two most abundant *phyla* are *Actinobacteria* and *Firmicutes*, and *Staphylococcus* and *Corynebacterium* at *genus* level.

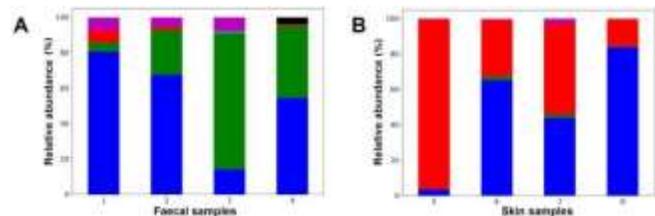


Figure 1. Relative abundances at *phylum* level for (A) faecal and (B) skin samples. *Firmicutes* are in blue, *Bacteroidetes* in green, *Actinobacteria* in red, *Fusobacteria* in cyan, *Proteobacteria* in magenta, *Tenericutes* in yellow and *Verrucomicrobia* in black.

## IV. DISCUSSION AND CONCLUSIONS

Approximately 90% of the bacterial species present in the gut of adults belongs to *phyla* *Bacteroidetes* and *Firmicutes* and *genus* associated with human health include *Bacteroides*, *Bifidobacterium*, *Clostridium*, *Eubacterium*, *Lactobacillus*, *Faecalibacterium* and *Roseburia* [1]. By the other side, expected bacteria in the skin are *Staphylococcus* (*phylum* *Firmicutes*), *Propionibacterium* and *Corynebacterium* (both *phylum* *Actinobacteria*) [2]. Our achieved results agree with these previously reported bacteria for reference people.

This end-to-end implementation protocol is a baseline for a reproducible, traceable and accurate results platform towards future applications into the clinic, from its use as a diagnosis complement to becoming a follow-up tool for treatments.

## REFERENCES

- [1] Hollister, E. B. et al. (2014). Compositional and functional features of the gastrointestinal microbiome and their effects on human health. *Gastroenterology*, 146(6), 1449-1458.
- [2] Byrd, A. L. et al. (2018). The human skin microbiome. *Nature Reviews Microbiology*, 16(3), 143.

# Protocolo para el análisis de desempeño de unidades electroquirúrgicas de alta frecuencia

Emilse Farias, Lucila M. Figueroa Gallo, Marcelo Vázquez y Juan M. Olivera

**Abstract**— Given the need in the hospital environment to verify the correct operation of Medical Technology and the availability of tools to evaluate the performance and electrical safety of high frequency equipment, it was developed a test protocol based on standards IEC 62.353 and 60.601 -2-2.

## I. INTRODUCCIÓN

La Ley Nro. 26906 (2013) establece que los Servicios de Tecnología Médica (STB) tienen como una de sus funciones “Establecer un método o procedimiento para mantener documentada la verificación técnica y mantenimiento de todos los productos médicos activos, en la que intervenga”. [1]

El objetivo del presente trabajo es presentar un protocolo para el análisis de desempeño de los equipos de alta frecuencia (Electrobisturíes o ESU: Electro Surgical Unit) aplicando lineamientos de la norma UNE EN 62.353:2015 [2] y de la norma IEC 60.601-2-2:2009 (Ed.5.0) [3]; incluyendo criterios propios en los casos que sean necesarios. [4]

## II. DESARROLLO

### A. Protocolo

La evaluación cualitativa comprende:

- **Datos del equipo a ensayar y del equipo analizador.**
- **Inspección visual:** Por medio de esta se genera información sobre el estado de las partes de la ESU (estado del gabinete, cable de alimentación, conectores, alarmas, circuito de protección, pedalera, accesorios, otros).  
Evaluación Cuantitativa - Descripción Técnica
- **Análisis de Seguridad Eléctrica:** Se analizan las especificaciones y recomendaciones del fabricante para adecuar las corrientes y voltajes durante las mediciones. Además se identifica el tipo de fuente, tipo de protección contra choque eléctrico, grado de protección de sus partes aplicables, tipo de cable de alimentación y demás características que deberán registrarse.
- **Análisis de Funcionalidad o Desempeño** (Potencia absorbida, circuito de monitorización del electrodo de retorno, corrientes de fuga).



Fig. n° 1: Izquierda-Gráfica de Potencia vs resistencias de carga en modo Corte - Fuente [6]. Derecha - Valores admisibles.

La fig.n°1 muestra el informe de resultados -gráfico de potencia versus set de resistencias de carga utilizadas- para verificar si la curva posee una desviación respecto de la curva especificada por el fabricante.

### Test de aceptación

La WHO [5] considera que un equipo es aceptable cuando está funcionando como se especifica. Para considerar apto una ESU, debe cumplir con cada uno de los siguientes ítems: Inspección visual completa (listar los partes evaluadas),

Seguridad eléctrica, Análisis de Desempeño, con valores admisibles, fig.n°1: Derecha.

## III. RESULTADOS

Obtenemos un protocolo de análisis de desempeño de equipos de alta frecuencia – electrobisturíes-, que considera las distintas marcas y modelos de ellos, como así también se independiza de la marca del equipo analizador; evaluando requisitos mínimos de las características de desempeño de este tipo de equipamiento. Se diseñó una planilla, dónde se muestran los rangos de valores de resistencias de carga para cada modo de operación y potencias que se deben considerar al momento de la realización del análisis de desempeño. También se diseñaron planillas para registro de la medición de corrientes de fuga en modo monopolar y bipolar; y monitoreo del circuito de protección del electrodo neutro. [4]

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

La realidad en que viven los STB, en nuestro medio, es que el tiempo disponible para realizar los ensayos es reducido; se debe brindar una respuesta inmediata y fiable a los servicios garantizando la seguridad del paciente y de los usuarios; además de minimizar los costos relacionados a la parada del equipo. La implementación de protocolos de análisis de desempeño y control de la documentación permitirá obtener resultados fiables para el proceso de evaluación y elaboración de informes en los STB. Esto se obtiene en nuestro ámbito, gracias al trabajo en conjunto entre el Gabinete de Tecnologías Médicas de la UNT y la Dirección de Mantenimiento Técnico Hospitalario del SIPROSA.

## AGRADECIMIENTO

Los autores agradecen a la Dirección General de Recursos Humanos en Salud y a las autoridades de la Residencia en Ingeniería Clínica de la Dirección de Mantenimiento Técnico Hospitalario del Sistema Provincial de Salud del Ministerio de Salud de la provincia de Tucumán. También agradecen a la Secretaria de Ciencia, Arte e Innovación Tecnológica y a la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología.

## REFERENCIAS

- [1] H. C. D. L. N. ARGENTINA, «Ley N° 26.906: “Régimen de Trazabilidad y Verificación de la Aptitud Técnica de los Productos Médicos Activos de Salud en Uso”,» 2013.
- [2] I. E. Commission, «IEC 62.353: “Ensayos recurrentes y ensayos después de reparación del aparato electromédico”,» 2015.
- [3] I. E. Commission, «IEC 60.601-2-2 “Requisitos particulares para la seguridad básica y funcionamiento esencial de los equipos quirúrgicos de alta frecuencia”,» 2009 - Ed.5.0.
- [4] L. M. F. G. M. y. J. M. O. Emilse Farias, «Protocolo para el análisis de desempeño de», de *Libro de Resúmenes - ISBN 978-950-33-1406-7*, Córdoba, 2017, p. 77.
- [5] W. H. O. -, «WHO Medical device technical series,» de *Medical equipment maintenace programme overview*, Switzerland, 2011.
- [6] M. Kairos, «Manual de Mantenimiento».

# Effects of lipid composition on defect formation in bilayers

M.S. Moyano, H. Di Lorenzo, S. García, A. Tapia, A. Quiroga, E. Zuloaga, A. Nuñez, M. Ferguson.

**Abstract**— Biological membranes are composed of a great variety of lipid species such as the lamellar dioleoylphosphatidylcholine (DOPC) and the non-lamellar dioleoylphosphatidylethanolamine (DOPE) lipids. The lamellar/non-lamellar lipid ratio in a membrane affects its structural characteristics. In this work, we study the effect of this ratio on the formation of hydrophilic transmembrane pores. We employ molecular dynamics simulations to study pore formation in five different DOPC/DOPE lipid bilayers, immersed in water, using semi-anisotropic stretching to generate the desired pores. Our preliminary results show that for unitary membranes the formation of the transmembrane pore occurs with similar levels of stretching. Whereas for binary membranes a greater proportion of lamellar lipids requires a greater stretching to achieve the same defect than if the non-lamellar lipid is dominant. Thus, changes in the lamellar/non-lamellar ratio changes the mechanical properties of biological membranes.

## I. INTRODUCTION

Biological cells are protected by membranes which separate the cell contents from the environment. [1] Defects in cell membranes, such as pores and domain borders, play an important role in many cellular processes, such as drug delivery and ion transport. [2] For certain physiological functions, such as transfer of drugs into cells, these defects are needed. Characterising pores experimentally is a complex task due to their transient nature. Computer simulation, on the other hand, allows us to accurately quantify the size and shape of a given pore. The ratio of lamellar lipids such as dioleoylphosphatidylcholine (DOPC) to non-lamellar dioleoylphosphatidylethanolamine (DOPE) lipids is believed to affect membrane functionality. [3] Herein, molecular dynamics simulations are used to generate transmembrane pores for varying lipid composition to test this theory.

## II. MATERIALS AND METHODS

The system is formed by 288 lipids and 9520 polarizable water molecules. We simulate a DOPC:DOPE lipid bilayer in polarizable water, with different mixing ratios; 1:0, 1:3, 1:1, 3:1 and 0:1. All systems are modelled using the coarse-grained force field, MARTINI. Molecular dynamics (MD) simulations are performed using the LAMMPS code. The generation of transmembrane pores is achieved by semi-isotropic stretching of the system in the bilayer plane during a period of 100ns. Then, systems are then equilibrated for 500ns at 300K and atmospheric to allow pore to form.

The technique used to open transmembrane pores was first described by Tolkepin et al., in 2004, where pores form by stretching the lipid bilayer beyond its equilibrium surface area. In our investigation we stretched each system by 10-50 % in

the x and y directions. After equilibration any observed pores were characterised using a Monte Carlo based sampling algorithm.

## III. RESULTS

Our preliminary results show that for unitary membranes, i.e. consisting solely of DOPC or DOPE, the formation of the transmembrane pore occurs with similar levels of stretching. In binary systems, however, the elasticity is improved with greater proportions of the lamellar DOPC lipid. Note that the DOPC 3:1 DOPE system is the most elastic system studied, requiring a 11 % greater stretch than the second most elastic system in the study (DOPC1:1 DOPE). Using the Monte Carlo based sampling algorithm the overall pore volume was determined for each system. As pores are approximately cylindrical in nature, the pore radius was obtained from the equation of a perfect cylinder, where the membrane width was used as the height of the cylinder. In Fig. 1 it is clear that the radius of a given pore depends upon the level of stretching applied to the given system

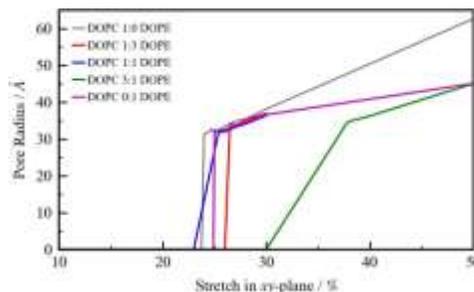


Figure 1. Plot showing the dependence of pore radius on the % stretch of five membrane systems of varying DOPC:DOPE ratios.

## IV. DISCUSSION & CONCLUSIONS

Membranes of unitary composition are more plastic than those of binary compositions. The radius of a given pore increases in response to increased levels of stretching. Examining the local lipid compositions close to the pore would provide this study with further data from which the effects of increasing the lamellar/non-lamellar ratio may affect pore formation.

## REFERENCES

- [1] S. Kirsch and R. Bockmann, Membrane pore formation in atomistic and coarse-grained simulations, 2015.
- [2] T. Heimburg, Thermal Biophysics of Membranes, 2007.
- [3] W. Ding, M. Palaiokostas, W. Wang, and M. Orsi, Effects of Lipid Composition on Bilayer Membranes Quantified by All-Atom Molecular Dynamics, 2015.

\*Research supported by DIUM-UM and IBIO-FI-UM.

Instituto de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad de Mendoza, phone: +54 261 4202017; e-mail: silvina.moyano@um.edu.ar.

# Sensor de Força Digital Usando Mola-Potenciômetro

M. Almeida, A. Campos e G. Dalvi

**Resumo**— Sensores de força do tipo células de carga são utilizados com frequência em projetos que necessitam de um monitoramento contínuo das forças. Dependendo da intensidade da força a ser medida um sensor de força pode inviabilizar a construção do projeto devido a seu preço. O objetivo deste artigo é apresentar um sistema composto por mola e potenciômetro que funciona como um sensor de força para um robô guiado por cabos. Os resultados obtidos foram usados para monitorar o espaço de trabalho de um robô e garantir que todos os cabos permanecessem dentro de uma faixa segura de tensões.

## I. INTRODUÇÃO

Robôs paralelos guiados por cabos são utilizados para reabilitação humana, simuladores de voo, controle de posicionamento de câmeras em estádios de futebol, entre outros. Além disso, um robô paralelo guiado por cabos deve manter seus cabos sempre tensionados e com valores abaixo do limite de ruptura [1][2].

Um robô paralelo guiado por 4 cabos, utilizando a teoria de helicóides, foi desenvolvido e o espaço de trabalho para a arquitetura proposta calculado em Almeida [1]. O espaço de trabalho para este tipo de robô diminui à medida que a tensão no cabo torna-se baixa ou também em faixas de tensões próximas a ruptura do cabo [3]. Estas restrições exigem um monitoramento contínuo da força em cada cabo durante a movimentação do robô [4].

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema mola-potenciômetro montado na estrutura do robô guiado por cabos utilizou um potenciômetro deslizante fixo a uma mola de tração. Quando a mola é tracionada pelos cabos o potenciômetro é deslocado e o valor analógico é lido através de um microcontrolador com uma resolução de 10 bits (0 a 1023) em seu conversor analógico digital (ADC).

O deslocamento do potenciômetro ocorre junto com a mola cujo deslocamento  $D$  é medido. A Fig. 1 mostra o sistema de fixação dos cabos do robô no sensor de força mola-potenciômetro.

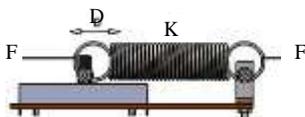


Figura 1. Montagem do sensor de força mola-potenciômetro, onde  $D$  é o deslocamento da mola,  $F$  é a força no cabo e  $K$  é o fator da mola.

O sinal do potenciômetro é usado para calcular a força aplicada na mola a partir da relação deslocamento e valor digital. A calibração do instrumento é realizada medindo o

Maicol Almeida é aluno de doutorado na Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville, Brasil. E-mail: gandolphi@hotmail.com

deslocamento da mola em função da aplicação de pesos padrões em laboratório.

## III. RESULTADOS

A constante de rigidez  $K$  da mola foi determinada em laboratório, chegando-se ao valor médio de  $196 \pm 0.015$  N/m. Os valores do potenciômetro em função do seu deslocamento estão mostrados na Fig. 2. O sinal do potenciômetro varia a cada 0,37 mm. Substituindo-se o deslocamento da mola pelo deslocamento do potenciômetro na lei de Hook e obtém-se uma função de  $K$  e dos valores digitais lidos pelo microcontrolador.

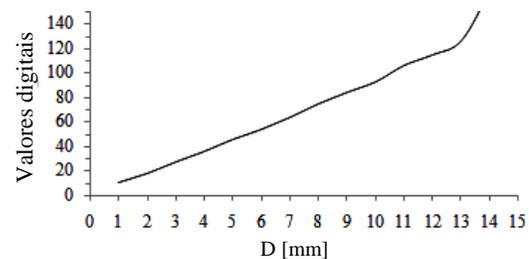


Figura 2. Valores digitais adquiridos pelo microcontrolador durante o deslocamento do potenciômetro. Região linear entre 1 e 10 mm.

O valor da força em Newton (N) aplicada nos cabos do robô foi calculado através da Eq. 1, onde o valor de 1,471 N é a pré-carga da mola.

$$F - 1,471 = K \cdot D \quad (1)$$

## IV. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Através de um sistema mola-potenciômetro pode-se medir forças com uma precisão que depende do potenciômetro usado e do conversor ADC. O uso de um potenciômetro linear é recomendado para uma faixa maior de medição e a faixa inicial da força a ser medida depende da pré-carga da mola.

## AGRADECIMENTOS

Agradecemos a Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) pelo apoio institucional e a Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Estado de Santa Catarina (FAPESC) pelo apoio financeiro.

## REFERÊNCIAS

- [1] M. Almeida, "Projeto, Construção e Análise da Localização e das Forças em um Robô Paralelo Guiado por Cabos". Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville, 126 f, 2017.
- [2] A. Pott, "Cable-Driven Parallel Robots", in Proceedings of the Second International Conference on Cable-Driven Parallel Robots, Switzerland: Springer, 2014.
- [3] X. Tang, "An overview of the development for cable-driven parallel manipulator", Advances in Mechanical Engineering, v.6, p.823028, 2014.
- [4] R. S. Ball, "A Treatise on the Theory of Screws", Disponível em: <archive.org/details/theoryscrews00ballrich> Acesso em: 06/02/2020.

# Simultaneous and wireless recording of EMG and EEG for the study of craniomandibular function and dysfunction. A methodological study.

V. Cabrera, C. Cabrera, I. Fernández, G. Zanotta, C. Orellana, M. Kreiner, and J. Oreggioni

**Abstract**— This paper presents a methodological technique for wireless recording of EMG and EEG signals for the study of craniomandibular function and dysfunction. We integrated a custom-made EEG recording device and a commercially available EMG recording device during an experimental standardized setting that included recordings of clenching at a regular interval while keeping eyes closed.

## I. INTRODUCTION

A survey of the prevalence of craniomandibular (CM) disorders and bruxism has revealed that more than half of the adult population in Uruguay is affected [1]. Paradoxically, it is a subject little studied and, in general, not contemplated in public or private health care services. The multifactorial etiology of these dysfunctions, their tendency to chronicity, and the non-existence of objective diagnostic methods of high sensitivity and specificity are some factors that have determined that this problem has not yet been fully addressed to this day. Likewise, various high prevalence sleep disorders such as bruxism and obstructive sleep apnea are immersed in this problem and the global trend is to cover them in an interdisciplinary way. The electromyogram (EMG) has been used for more than 20 years to study the electrical activity of the CM muscles to obtain information about their functioning. However, nowadays we do not have recording techniques with high diagnostic validity in the field. There are efforts in this direction, mainly to develop sensitive instruments for the diagnosis and monitoring of CM disorders, but development is scarce in general, and particularly in the area of wireless systems. On the other hand, EEG (Electroencephalography) is the gold standard to record brain activity during sleep and is necessary to determine all different states of sleep. The aim of this study was to develop a new experimental setting for the simultaneous recording of wireless CM EMG and also EEG.

## II. MATERIALS AND METHODS

The wireless surface EMG recording device used in this study is Delsys “Trigno Wireless System”. Its 16 analog channels can record signals in the range of 20 to 450 Hz, with a sampling rate of 2 ksamples/sec. The transmission range is 20 m and its rechargeable battery lasts a minimum of 7 hours. The WiFi EEG recording device used in this study [2] is capable of acquiring 21 EEG channels with a programmable high-pass frequency from 0.1 Hz to 100 Hz, and a low-pass frequency from 15 Hz to 1 kHz (and a 50 Hz Notch filter). The sampling frequency can be set up to 2.1 kHz, and the device autonomy is more than 24 hours.

\*Research supported by Espacio Interdisciplinario de la Universidad de la República, Uruguay (UdelaR). All authors are with Núcleo Interdisciplinario de Electrofisiología Craneomandibular Inalámbrica (NIECI), UdelaR. C. Cabrera, V. Cabrera, and J. Oreggioni, are with Instituto de Ingeniería Eléctrica (UdelaR). I. Fernández, G. Zanotta, and M. Kreiner are with Facultad de Odontología (UdelaR). C. Orellana is with Neurofisiología Clínica, Hospital Maciel.

We propose a technique comprising the following. The EMG recording device is used to evaluate muscle activity in the masseter and temporal muscles (both bilaterally). The EMG signal amplitude is normalized according to the maximum voluntary contraction (MVC). Simultaneously, the EEG recording device is connected to the patient according to the international standard 10–20 system. Synchronization is achieved by introducing an artifact in both signals. A standardized experimental setting is developed in order to record both functional (swallowing) and parafunctional (awake bruxism) activity. As a first proof of concept, the following simpler experiment was done: we recorded EMG and EEG in a subject that was only clenching at a regular interval while keeping her eyes closed.

## III. RESULTS

Fig. 1 presents a simultaneous recording of unilateral EMG (right temporal and masseter muscles) and EEG signals (O1 and O2, occipital region). In Fig. 1 (left side) the subject was clenching while keeping her eyes closed (this is confirmed by alpha waves activity in the occipital region). In the right side of Fig. 1, the subject was resting while keeping her eyes closed. The EEG signals were acquired using a referential montage (using FPZ as the reference) and bandpass filtered between 0.5 Hz and 15 Hz.

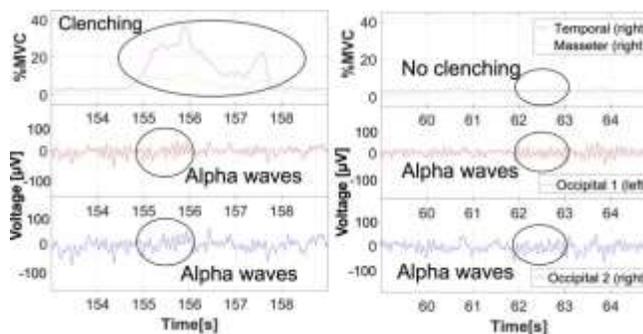


Figure 1. Simultaneous EMG and EEG recording.

## IV. DISCUSSION & CONCLUSIONS

The proposed set up records and displays simultaneous signals of EEG and CM EMG. It was possible to acquire and filter the signals. These preliminary results are encouraging to further develop this technique.

## V. REFERENCES

- [1] R. Riva et al, Prevalencia de trastornos t mporo mandibulares y bruxismo en Uruguay. *Odontostomatolog a*. 2011, 13(17): 54-71.
- [2] M. Causa, et al, “A 64-channel wireless EEG recording system for wearable applications,” *IEEE 9th Latin American Symposium on Circuits & Systems (LASCAS)*, Puerto Vallarta, 2018, pp. 1-4.

# Sistema de Soporte a las Decisiones Clínicas en una Unidad de Cuidados Intensivos

María Inés Pisarello, Fabián B. Bobadilla y Jorge E. Monzón

**Abstract—** Se presenta un proyecto de modelado de información para la toma de decisiones, en particular sobre datos de gestión de un centro de salud, y la aplicación de técnicas de minería de datos para extraer conocimiento. El modelo se implementa en una UCI y permite reducir los tiempos críticos en la toma de decisión médica para la correcta aceptación o derivación de pacientes a una unidad de cuidados intensivos.

## I. INTRODUCCIÓN

Los centros de salud avanzados poseen una gran cantidad de información, que puede ser utilizada para predecir o anticipar situaciones que permitirían a los responsables de la gestión de estos centros, tomar decisiones orientadas a lograr procesos más eficientes, reducir costos y mejorar condiciones que impacten en la salud de la población.

La unidad de cuidados intensivos (UCI) recibe pacientes desde otros servicios, tales como emergencias, internación, cirugía. Cuando se requiere la admisión de un paciente a la UCI, un médico evalúa la gravedad del caso para aceptar o no su ingreso. Si bien los pacientes de mayor vulnerabilidad sanitaria y con riesgo de vida son admitidos en la UCI, aquellos de menor gravedad sanitaria son derivados a otros servicios de menor complejidad.

Debe señalarse que para tomar tal decisión, el médico de la UCI debe invertir un tiempo considerable en la evaluación precisa del estado del paciente, máxime en los casos en que no se dispone de sus antecedentes médico-clínicos.

En los casos de pacientes con registro previo, debe consultarse su historia clínica, que podrá estar digitalizada o no, y que contiene toda la información de eventos sucedidos en la institución. Esos datos comprenden los estudios realizados, las observaciones asentadas en consultas médicas, los resultados de laboratorios y todo procedimiento previo. En general, los datos consultados no se encuentran ordenados en un único registro o base de datos, sino organizados según haya sido la prestación realizada. Es común en la práctica médica que información relevante sea consignada sólo en el campo "observaciones" de la HC (historia clínica), lo que obliga a una posterior cuantificación para su evaluación.

Por ello, proponemos una solución desde el campo de la Informática Médica, los algoritmos de Inteligencia Artificial (AI) y la Minería de Datos (DM), consistente en el diseño de un Sistema de Soporte a las Decisiones Clínicas (SSDC) [1], capaz de reunir, organizar y sintetizar la información de cada paciente, la que resulta necesaria en el momento crítico de tomar decisiones en el Sector UCI. El sistema orientará al médico terapeuta en su decisión, para lograr una respuesta rápida y precisa [2][3][4].

M.I. Pisarello y Jorge E. Monzón, pertenecen al Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad Nacional del Nordeste (e-mail: [mainespisarello@gmail.com](mailto:mainespisarello@gmail.com)). F.B. Bobadilla trabaja en Alliare SRL, Corrientes, Argentina.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Como caso de estudio, y sin que se pierda generalidad, se ha particularizado el estudio para la unidad de cuidados intensivos cardíacos de una clínica especializada.

Definimos el conjunto de datos que contiene un registro por paciente. En las columnas se indica su *Identificación Única en la Historia Clínica*, *Edad*, *Sexo*, *Número de Internaciones* en cada servicio (UCI, EMERG, etc.) y los resultados del último análisis de laboratorio. Consideramos los datos de *Potasio*, *Glóbulos Rojos*, *Hemoglobina*, *Glucemia*, *Hematocritos* y *Creatinina Sérica*. Las variables pueden contener un valor Null, que indica que no se ha realizado el estudio o no se registran datos. Un alto porcentaje de valores Null pueden derivar en resultados erróneos. Para la implementación de los algoritmos de explotación de datos es imprescindible la completación del conjunto de datos. El criterio adoptado, sigue las recomendaciones del personal médico y es diferente para cada una de las variables en cuestión.

## III. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La evaluación preliminar de los resultados obtenidos, ratifica la correcta selección de las variables médicas a considerar en el proceso de toma de decisiones de internación. No obstante ello, la selección de variables es un proceso dinámico, modificable a medida que la explotación de datos sugiera un mejor ajuste.

## IV. CONCLUSIONES

Se espera contribuir de manera significativa con los tiempos críticos en la toma de decisión médica para la correcta aceptación o derivación de pacientes cuya gravedad amerita la consideración de una unidad de cuidados intensivos.

## AGRADECIMIENTOS

El presente proyecto está financiado según la Convocatoria Fase 0 de la Fundación Sadosky.

## REFERENCIAS

- [1] Shah, Setu, and Xiao Luo. "Extracting modifiable risk factors from narrative preventive healthcare guidelines for EHR integration." *2017 IEEE 17th (BIBE)*.
- [2] Kalscheur, Matthew M., et al. "Machine learning algorithm predicts cardiac resynchronization therapy outcomes: lessons from the COMPANION Trial." *Circ: Arrhythmia and Electroph. 11.1* (2018)
- [3] Bindushree, D. C., and V. Udaya Rani. "A review on using various DM techniques for evaluation of performance and analysis of heart disease prediction." *2017 (SmartTechCon)*. IEEE, 2017.
- [4] Babu, Sarath, et al. "Heart disease diagnosis using data mining technique." *2017. (ICECA)*. Vol. 1. IEEE, 2017.

# Técnicas de inteligencia artificial para gestión predictivo de equipos médicos en Atención Primaria en Salud

Pedro B. Carvalho, Rafael S. Peixoto, Priscila S. Avelar, y Renato Garcia

**Abstract**— Este trabajo estudia la gestión predictiva con inteligencia artificial en las tecnologías sanitarias. Como caso de estudio son aplicada técnica de inteligencia artificial en tecnologías de la Atención Primaria en Salud con objetivo de identificar patrones de comportamiento para a predicción de fallas. Los resultados obtenidos del monitoreo en tiempo real del equipo, permiten obtener datos para la creación de un modelo de gestión predictivo basado en técnica inteligencia artificial.

## I. INTRODUCCIÓN

Un prototipo de monitoreo remoto de compresor de aire dental fue desarrollado para análisis de su desempeño en tiempo real. El objetivo de la implementación del modelo en Inteligencia Artificial (IA), fue analizar el comportamiento del equipo en fallas con mayor ocurrencia – fuga del aire y defecto en la válvula de pistón del compresor de aire dental – en la gestión del equipo en la Atención Primaria de Salud (APS) en Santa Catarina.

En la APS, el desempeño funcional del compresor de aire dental es esencial para mantener la disponibilidad del Servicio Dental (1). Para mantener una gestión de seguridad y calidad, es necesario que Ingeniería Clínica busque implementar técnicas de predicción, como en IA para un mejor monitoreo de la vida útil del equipo.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para la aplicación de la técnica de IA, fueron utilizados los datos del prototipo de monitoreo remoto de equipos médicos y se estudiaron plataformas de análisis cognitivo (2). La opción fue la plataforma Azure por su cantidad de algoritmos y métodos para la validación del modelo. El desarrollo del prototipo de monitoreo remoto del compresor de aire dental, se han utilizado los siguientes materiales en el hardware: Arduinos, Raspberry Pi 3, DHT11 (sensor de humedad), LM35 (sensor de temperatura), ZMCT103C y ZMCT118F (transformador de corriente), transformador de voltaje, NRF24L01 (comunicación), RTC DS3231 (control del horario). En el prototipo se ha utilizado Python y Raspberry Pi tiene la función de comunicación y procesamiento de datos. Los datos captados fueran almacenados en banco de datos SQL para clasificación de comportamiento del equipo en la plataforma de inteligencia artificial Azure de Microsoft.

## III. RESULTADOS

Con la implementación en la plataforma de IA de la Microsoft Azure, fue identificado padrones por la fallas en el compresor y realizados testes en la plataforma de IA para reconocimiento de patrones. En la mayoría de las situaciones empleadas fue efectiva la detección el error. Esto puede ser visto en la

\*Research supported by IEB-UFSC.

P. B. Carvalho is with the Institute of Biomedical Engineering, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, BRA, phone: 55-48-37218686; e-mail: p.b.carvalho2102@gmail.com, cegeed.tmh@ieb.ufsc.br).

“Fig.1” en que se ha removido el filtro y la IA realiza el reconocimiento.

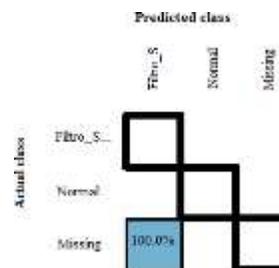


Figure 1. Empleo de IA para reconocimiento de fallas

Se realizaron análisis con este equipo, en situaciones controladas, para verificar la eficiencia del método y, también, análisis de temperatura, presión, corriente, voltaje y humedad. Siendo representado en la “Fig.2”.

Time	Temperature	Voltage	Current	Operation	Behavior
11:00:28	27.1	227.4	7.18	On	Filtro_Saturado
11:13:24	40.57	222.68	0.10994	Off	Normal
11:20:00	45.7	226.1	6.99	On	Filtro_Saturado
11:27:28	47.3	226.7	7.81	On	Filtro_Saturado
08:03:37	26.89	221.29	0.87854	Off	Normal
12:51:30	38.41	223	8.14137	Off	Normal
13:09:10	46.57	222.68	0.10996	Off	Normal
13:03:48	37.65	221.85	0.10995	Off	Normal
11:42:08	48.8	226.1	6.97	On	Filtro_Saturado
12:26:54	38.68	223.7	0.12866	Off	Normal
13:49:30	36.17	222.68	0.12866	Off	Normal
13:24:43	41.09	223	8.12566	Off	Normal
11:00:22	41.1	226.3	7.84	On	Filtro_Saturado

Figure 2. Validación de datos en la IA

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Por los resultados obtenidos, es posible inferir que el proyecto tiene aplicabilidad en los procesos de gestión de equipo. Siendo posible usarlo con el objetivo de realizar una gestión predictivo en equipos médicos con técnicas de IA.

## AGRADECIMIENTOS

Al Centro de Desarrollo y Gestión de Tecnología Médica y Hospitalaria (Ceged-TMH) del IEB-UFSC por el apoyo financiero y técnico para esta investigación.

## REFERENCIAS

- [1] Garcia SJA, Santos RAL, Avelar PS, Zaniboni R, Garcia Ro, Health care technology management applied to public primary health care. PAHCE 2011; 2011 Mar 28-Apr 1; Rio de Janeiro, Brasil.
- [2] Idoine, C., Krensky, P., Brethenoux, E., Hare, J., Sicular, S., Vashisth, S.: Magic quadrant for data science and machine-learning platforms. Gartner, Inc (2018).
- [3] Otto C, Milenkovic A et al. (2006) System Architecture of a wireless body area sensor network for ubiquitous health monitoring. Journal of Mobile Multimedia 307-326.

## Valoración del Ligamento Cruzado Anterior

Dr. Marcelo Monzón Vaccarezza, Dra. Silvana Sánchez Pittamiglio

**Abstract-** The diagnosis of suspected Anterior Cruciate Ligament injury is made based on the clinical examination. The GRAMMA device increases the examiner's perception, by reproducing and maintaining the biomechanical parameters of the Lachman Test by isolating the reflex contracture of the hamstring that makes the test difficult.

### I. INTRODUCCIÓN

El Ligamento Cruzado Anterior (LCA) es un ligamento intra-articular de la rodilla que se inserta, proximalmente en la superficie posterointerna del cóndilo femoral externo y distalmente en la superficie pre espinal de la tibia.

La rotura del LCA es una de las lesiones más temidas por los deportistas dado que interfiere en la carrera profesional. El diagnóstico es clínico, el médico debe basarse en el mecanismo lesional y en el examen físico. La Prueba de Lachman es la más utilizada para el diagnóstico clínico de las lesiones del LCA.

La resonancia magnética es una herramienta complementaria. Nos permite obtener imágenes precisas, con alta sensibilidad (92%) y especificidad (98%) diagnóstica.

### II. MATERIALES Y MÉTODOS

Las limitaciones de la Prueba de Lachman dependen del tiempo transcurrido desde la lesión a la realización de la misma, técnica usada, fuerza aplicada, experticia y capacidad de percepción del examinador; colaboración y biotipo del paciente.

GRAMMA es un dispositivo realizado mediante un programa de impresión 3D. El material de fabricación es un filamento termoplástico biodegradable, el ácido poliláctico (PLA).

En su diseño se tomó en consideración y se respetaron los parámetros biomecánicos de la Prueba de Lachman. El dispositivo tiene forma trapezoidal, formando un ángulo de 20° entre la base menor y la base mayor. (Fig. 1).



Figura 1. Diseño 3D.

GRAMMA se coloca debajo del muslo del miembro inferior que se va a examinar, fijándolo con una cinta de velcro.

De esta manera logramos la mayor colaboración por parte del paciente al lograr que el miembro inferior quede completamente relajado. (Fig. 2).



Figura 2. Uso del dispositivo GRAMMA.

Un resultado positivo del Test de GRAMMA será percibido o visto por el examinador como una traslación anterior de la tibia en relación al fémur y clasificado por la distancia de traslación y la firmeza del "tope". Una traslación de 1 a 5 mm es clasificada como laxitud de grado I, de 6 a 10 mm como laxitud de grado II (sospecha de rotura parcial del LCA) y más de 10 mm o "sin tope" es considerada laxitud de grado III (sospecha de rotura total del LCA). (Fig. 3).



Figura 3. Interpretación del Test.

### III. RESULTADOS

El Test de GRAMMA mantiene constantes los parámetros biomecánicos de la Prueba de Lachman, optimizando la técnica y fuerza aplicada. El dispositivo es práctico y fácil de usar. Su principal característica es minimizar la contractura muscular refleja de los músculos isquiotibiales que dificultan dicha prueba. De esta manera aumentar la percepción de lesión del LCA, del examinador que realiza el test.

Es compacto y resistente como para soportar el peso del muslo del paciente; liviano para facilitar el transporte y realizar el test en el campo de juego de ser necesario.

El dispositivo está en proceso de solicitud de patente y se está desarrollando un protocolo de investigación a llevarse a cabo en el Instituto Nacional de Ortopedia y Traumatología (INOT), Uruguay.

### REFERENCIAS

- (1) Lars Engebretsen, Roald Bahr. Lesiones agudas de la rodilla. En: Bhar – Mæhlum. Lesiones Deportivas. Diagnóstico, tratamiento y rehabilitación. Editorial Médica Panamericana S.A. 1ª ed. Madrid, 2007. p. 321-339.
- (2) Vicente Paús, Ariel Graieb. Lesiones agudas aisladas del LCA con fisas cerradas. En: Manual del Médico de Equipo. Prevención y manejo de las lesiones del deportista. Asociación Argentina de Traumatología del Deporte. 1ª ed. Buenos Aires, 2015. p. 192-196.
- (3) M.A. Campuzano Marín y F. Gómez-Castresana Bachiller Insuficiencia del ligamento cruzado anterior. Valor diagnóstico de la exploración clínica y RM. Rev Esp Cir Ortop Traumatol .2010;54(6):363-371.



# Validación de los dispositivos Wii Balance Board y Motmi Smart Balance para la evaluación del equilibrio estático

Borghello Fernanda, Maldonado Clara, Meirovich Ana Josefina, Brambilla Nancy Leonor, Martin Javier.

**Abstract**— En el presente trabajo se presentan los resultados y el análisis estadístico de una serie de mediciones realizadas para determinar la confiabilidad de los dispositivos Wii Balance Board (WBB) y Motmi Smart Balance (MSB) para ser usados como instrumentos para la evaluación del equilibrio estático. Mediante la comparación, con un dispositivo patrón, del área de la elipse del estatoquinesiógrama obtenida a partir del registro del desplazamiento del centro de presión de individuos, se procede a determinar la validez de los dispositivos. En vista de los resultados obtenidos, se concluye que la WBB y la MSB representan una herramienta de exactitud aceptable para la evaluación del equilibrio estático.

## I. INTRODUCCIÓN

El dispositivo comúnmente utilizado para la evaluación y rehabilitación del equilibrio corporal es la plataforma de fuerza (PF) y el método gold standard utilizado es la estabilometría, pero este dispositivo presenta ciertas limitaciones que imposibilitan que la mayoría de los centros de salud cuenten con este tipo de equipamiento. Los dispositivos Wii Balance Board (WBB) y Motmi Smart Balance (MSB) debido a su similitud con una PF pueden ofrecer una solución a la presente problemática. Así, el objetivo del presente trabajo fue realizar una intercomparación de los resultados de ambos dispositivos y una PF de referencia, para validar el uso de la WBB y la MSB como instrumentos de calidad aceptable para evaluar el equilibrio estático en personas sanas.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

1. Participantes: La estabilidad postural se midió en un grupo de 20 jóvenes sanos.
2. Procedimiento: Se recogieron los valores de desplazamiento del centro de presiones en los ejes anteroposterior y mediolateral en tres pruebas de 15 segundos. La primera de ellas con los ojos abiertos en una posición bípeda, la segunda con los ojos cerrados en la misma posición y la tercer prueba con los ojos abiertos en una posición monopodal. El valor escogido para la validación de los dispositivos fue el área de balanceo (cm<sup>2</sup>) como variable representativa de la estabilidad postural.[1][2]
3. Características de los materiales e instrumentos
  - a. Plataforma de fuerza: presenta cinco celdas de carga. (Equipo patrón, previamente calibrado)
  - b. MSB: desarrollado por la empresa Motmi S.R.L. (previamente caracterizado)
  - c. WBB: desarrollado por la empresa Nintendo.
  - d. Softwares de adquisición de datos para cada dispositivo.

## III. RESULTADOS

La tabla 1 muestran los resultados obtenidos en los análisis de correlación y concordancia. En cuanto al análisis de correlación realizado mediante el coeficiente de Pearson se evidencia que en el caso de la MSB solo una de las

pruebas no muestra correlación entre los equipos. En el caso de la WBB en todos las pruebas la correlación lineal es alta. Por otro lado, al analizar la concordancia mediante la prueba de t-apareada, teniendo en cuenta el valor más desfavorable, se puede observar una adecuada reproducibilidad de las mediciones y con ello asegurar la intercambiabilidad entre los dispositivos.

TABLA 1  
RESUMEN DE LOS RESULTADOS

	MSB		WII	
	CORR.	CONCORD.	CORR.	CONCORD.
P1	0,73	0,9372	0,82	0,13
P 2	0,44	0,892	0,67	0,03
P 3	0,59	0,7968	0,71	-0,49

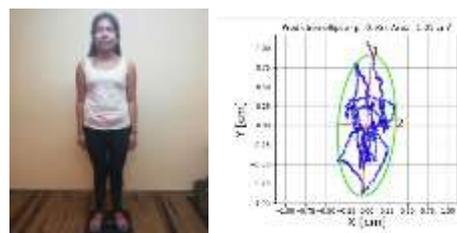


Figure 1. Ejemplo de posicionamiento y resultados de la prueba uno.

## IV. DISCUSIÓN & CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos demuestran que las mediciones de la WBB presenta una correlación muy fuerte con las del equipo patrón en todas las pruebas y en el caso de la MSB, para la prueba bipodal con ojos cerrados la correlación no existe, por lo cual se recomienda no utilizarla bajo esta condición. Además, se puede concluir que al existir una concordancia entre las mediciones de los equipos bajo prueba con el equipo patrón, es posible la intercambiabilidad entre equipos, con la excepción indicada. En base a las conclusiones abordadas y sumado a la mejor portabilidad, menor costo y a la posibilidad de ser utilizados en un ambiente de realidad virtual, se concluye que ambos dispositivos demuestran una validez alta para medir el equilibrio estático en individuos jóvenes sanos y que son una gran alternativa a la plataforma de fuerza.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a los participantes que dieron su tiempo para participar de este estudio, al laboratorio de Física de la Fcefy y a la empresa Motmi por brindarnos los dispositivos y al laboratorio de rehabilitación de la Fcefy por el lugar para realizar las pruebas.

## REFERENCIAS

- [1] Duarte, M." Comments on Ellipse area calculations and their applicability in posturography" Revista Gait and Posture (41)1. +9
- [2] Oliveira, L.F. y otros (1996). Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis en Journal Physiological Measurement (17)4.