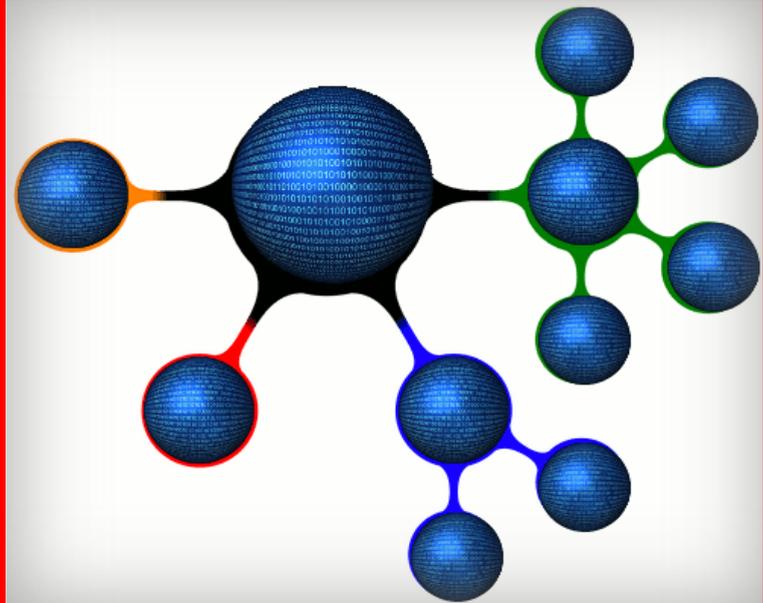


Miguel Ángel López Gordo
Eva María de la Plaza Hernández
(Eds.)

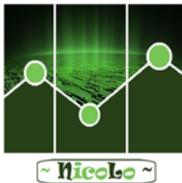
Cognitive Area Networks



COGAN
vol. 5, nº 1, Junio 2018
© Asociación Nicolo (www.nicolo.es)
ISSN: 2341-4243

Miguel Ángel López Gordo
Eva María de la Plaza Hernández (Eds.)

Cognitive Area Networks



COGAN

<http://nicolo.es/paginas/accion.html>

ISSN: 2341-4243

© Asociación Nicolo (www.nicolo.es)
Churriana de la Vega (Granada), 2018

EDITORES

Miguel Ángel López Gordo (malg@nicolo.es)
Eva María de la Plaza Hernández. (emph@nicolo.es)
Asociación Nicolo (www.nicolo.es)

PRÓLOGO

Los artículos publicados en este número de la revista Cognitive Area Networks corresponden a los trabajos científicos del 10º Simposio CEA de Bioingeniería, organizado por la Universidad San Pablo CEU (Madrid) bajo la dirección del Dr. Rafael Raya, el Dr. Ramón Ceres y D. Eloy Urendes. Las temáticas entorno a las que giran la edición del 2018 de este Simposio son las Interfaces Cerebro-Máquina y las Tecnologías para la Rehabilitación y Asistenciales.

El propósito de este Simposio es el de proporcionar un espacio de encuentro entre investigadores del ámbito tecnológico y clínico, alumnos, profesionales e incluso usuarios, que realizan su actividad en el ámbito de las temáticas indicadas anteriormente, principalmente en España e Iberoamérica.

Este Simposio es el principal evento organizado por el Grupo de Bioingeniería del Comité Español de Automática (CEA) y se ha consolidado, desde sus inicios, como el foro de ámbito nacional más relevante en torno a la temática de las Interfaces Cerebro-Máquina.

Este año la celebración del Simposio es especialmente relevante dado que cumple su décima edición. Desde estas líneas quiero agradecer el esfuerzo y trabajo desinteresado llevado a cabo por todos los organizadores y sus equipos durante todos estos años, que ha permitido la celebración de este evento durante ya una década. Asimismo, quiero dar las gracias a la asociación Nicolo por su relevante trabajo al frente de la revista Cognitive Area Networks, encargándose de la edición y publicación de los trabajos del Simposio en su revista desde el año 2014.

José M. Azorín
Coordinador del Grupo Temático del Comité Español de Automática
Junio de 2018.

TABLA DE CONTENIDOS

TEXT2EVENTS: A DESKTOP APPLICATION TO FACILITATE THE DEVELOPMENT OF ALTERNATIVE INTERFACES	1
<i>M. Ardura-Carnicero, A. Otero</i>	
DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE EVALUACIÓN DEL CONTROL MOTOR DE LA FLEXIÓN CRANEOCERVICAL MEDIANTE SENSORES DE CAPTURA DEL MOVIMIENTO: UN PROTOCOLO DE ESTUDIO	7
<i>Martín-Pintado-Zugasti A, Liébana S, Raya R, Ramírez O, Ronchi A, García-Muro San Jose F, Perez Fernández T.</i>	
ASISTENTE MÓVIL PARA LA REHABILITACIÓN DE TRASTORNOS DE MUÑECA QUE PRESENTEN LIMITACIÓN EN EL ARCO DE MOVILIDAD ARTICULAR	11
<i>Camilo Hernán Cerón Gómez, Darío Fernando Chamorro Vela, Oscar Andrés Vivas Albán, Eliana Margarita Aguilar Larrarte</i>	
PLATAFORMA PARA EL ESTUDIO DE CAÍDAS Y DESVANECIMIENTOS EN GRUPOS DE PERSONAS MAYORES	17
<i>Enrique de la Cal, Mirko Fáñez, Jose Ramón Villar, Víctor M. Suárez</i>	
DISEÑO DE UN SISTEMA INALÁMBRICO DE BAJO COSTE PARA LA REHABILITACIÓN DE LA MANO EN PACIENTES CON ICTUS	25
<i>Martínez I., Ceres. R., Urendes E.</i>	
DISEÑO DE UNA PLATAFORMA MHEALTH BASADA EN RELOJES INTELIGENTES PARA LA MONITORIZACIÓN DOMICILIARIA DE ENFERMEDADES NEUROLÓGICAS: NETMD	31
<i>Miguel A. Velasco, Roberto López-Blanco, J. Ignacio Serrano, M. Dolores del Castillo, Juan P. Romero, Julián Benito-León, Eduardo Rocon</i>	
APLICACIÓN MÓVIL DE REALIDAD AUMENTADA PARA OPERACIONES DE LAPAROSCOPIA	39
<i>E. Aguilar, J. Sabater, A. Vivas</i>	
FORCEAPP: APLICACIÓN Y DISPOSITIVO INALÁMBRICO PARA LA VALORACIÓN DE LA FUERZA DE PINZA EN EL ÁMBITO CLÍNICO	45
<i>Laura González, Rafael Raya, Óscar Ramírez</i>	
VALIDACIÓN DE LA PLATAFORMA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN DE LOS MIEMBROS SUPERIORES	51
<i>Aitziber Mancisidor, Asier Brull, Asier Zubizarreta, Ana Rodriguez, Itziar Cabanes</i>	
ANÁLISIS DE LA MARCHA INDUCIDA CON EL SISTEMA DE REHABILITACIÓN HYBRID	57
<i>Urendes E., Pons J.L., Ceres R.</i>	

ANÁLISIS DE LA CARGA MENTAL A PARTIR DE SEÑALES EEG	63
<i>A. González, E. Iáñez, M. Rodríguez-Ugarte, J.M. Azorín</i>	
A VIRTUAL REALITY SYSTEM FOR PAIN MANAGEMENT USING ACOUSTIC STIMULATION AND ELECTRODERMAL EVALUATION	69
<i>Francisco J. Perales, Miguel Sánchez, Silvia Ramis, Laia Riera</i>	
K-ATTACK: VIDEOJUEGO INCLUSIVO BASADO EN SSVEP	77
<i>Jesús Minguillón, Eduardo Pérez Valero, Francisco Pelayo, M. Ángel López-Gordo</i>	
PROTOCOLO EXPERIMENTAL CON EL EXOESQUELETO H2 CONTROLADO POR UNA INTERFAZ CEREBRO-MÁQUINA	81
<i>Marisol Rodríguez-Ugarte, Antonio J. del-Ama, Eduardo Iáñez, Mario Ortiz, José M. Azorín</i>	
MEDUSA: UNA NUEVA HERRAMIENTA PARA EL DESARROLLO DE SISTEMAS BRAIN-COMPUTER INTERFACE BASADA EN PYTHON	87
<i>Eduardo Santamaría-Vázquez, Víctor Martínez-Cagigal, Roberto Hornero</i>	
UMA-BCI SPELLER: PLATAFORMA DE COMUNICACIÓN DE FÁCIL CONFIGURACIÓN BASADA EN EL BCI2000 P300 SPELLER	93
<i>Francisco Velasco-Álvarez, Álvaro Fernández-Rodríguez, Mayte Medina-Juliá, Ricardo Ron-Angevin, Salvador Sancha-Ros, Esther García-Garaluz</i>	
COMPLECIÓN DE TENSORES PARA LA ESTIMACIÓN DE SEÑALES DE EEG EN LA ETAPA DE CALIBRACIÓN DE UN SISTEMA BCI	99
<i>Jordi Solé-Casals, Pere Martí-Puig, César F. Caiafa, Q. Zhao, A. Cichocki,</i>	
SIMULACIÓN DEL EFECTO DE LA TRANSFERENCIA NERVIOSA DESDE MÚSCULO TRAPECIO A BÍCEPS SOBRE LA ESTABILIDAD DEL HOMBRO MEDIANTE OPENSIM	105
<i>Daniel Alvarez-Sanchez-Bayueta, Francisco-Javier Espino-Rodríguez, Ana de-los-Reyes, Vicente Lozano-Berrio, Ángel Gil-Agudo, Antonio J. del-Ama</i>	
ANALISIS DE MÉTODOS DE PROCESAMIENTO DEL ECG PARA LA CARACTERIZACIÓN DE ESTADOS PSICO-FISIOLÓGICOS DURANTE LA INTERACCION CON EL ROBOT DE NEUROREHABILITACION PHYSIOBOT	111
<i>Pablo Francisco Viñas, Javier Pérez Turiel, Borja Fernández Villar, Rubén Alonso Alonso, Juan Carlos Fraile Marinero, Alejandro Cuadra Oza, Daniel Abasolo</i>	
COMPARACIÓN DE ACTIVIDAD OCULAR Y ELECTROENCEFALOGRÁFICA PARA EL DESARROLLO DE UN CLASIFICADOR ASEQUIBLE CON EL FIN DE CONTROLAR UN BRAZO PROTÉSICO	117
<i>Begonya Ozmen Martínez, Devaraj Savitri Dhakshinamurthy</i>	
ESTUDIO DEL CAMBIO EN LOS MICROESTADOS EEG COMO RESPUESTA A LA INGESTA DOPAMINÉRGICA EN PACIENTES CON ENFERMEDAD DE PARKINSON	123
<i>J. Ignacio Serrano, Verónica Cortés, Nuno Mendes, J. Pablo Romero, Enrique Rodríguez, Eduardo Rocon, M. Dolores del Castillo</i>	

DISEÑO DE UNA INTERFAZ PARA LA VISUALIZACIÓN Y SELECCIÓN DE EVENTOS EN SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS: EXPERIENCIA Y VALIDACIÓN EN LA DETECCIÓN DE HUSOS DE SUEÑO127

Alejandro Bachiller, Carolina Migliorelli, Leidy Y. Serna, Joan F. Alonso, Mónica Rojas, Sergio Romero, Miguel A. Mañanas,

CONTROL DE UN TECLADO VIRTUAL POR UN PACIENTE DE ELA MEDIANTE EL USO DE DOS TECNOLOGÍAS: EYETRACKER Y SISTEMA BCI.....133

Ricardo Ron-Angevin, Liliana García, Véronique Lespinet-Najib, Jean Marc André

TEXT2EVENTS: A DESKTOP APPLICATION TO FACILITATE THE DEVELOPMENT OF ALTERNATIVE INTERFACES

M. Ardura-Carnicero and A. Otero

Departamento de ingeniería de sistemas de la información, Escuela Politécnica Superior, Universidad San Pablo CEU Carretera, Boadilla del Monte, Urbanización Montepríncipe, Madrid, España, {lolaardura99@gmail.com abraham.otero@gmail.com}

Abstract

The development of alternative human-computer interfaces is a very active research field nowadays. Every existing approach ends with the generation of events in the operating system according to the user's intention that produces some interaction with the computer. In order to facilitate the development of these alternative interfaces, a desktop application, Text2Events, has been developed to generate every kind of mouse and keyboard events after parsing text commands sent to the application through a network connection. The application is open source and multiplatform, allowing the generation of events in Windows, Linux and Mac OS, and in any operating system capable of running a Java virtual machine.

As proof of concept application, an interface based on electromyography has been presented. This software analyzes muscle contraction and sends commands to Text2Events through a network connection to generate events that are associated with the contraction of a specific muscle.

Key words: human-computer interfaces, event generation, toolkit for human-computer interfaces development, multiplatform, open source.

1 INTRODUCTION

The development of computers has opened a wide array of possibilities in professional and social activities. However, the interaction with them highly depends on the use of input devices that are not always accessible to people with disabilities. The creation of alternative ways of human-computer interaction has become an important field of research to provide disabled people with a way of using computers and, therefore, enables them to access entertainment, to communicate and opens new work possibilities. Furthermore, computers can be used as a control mechanism for home automation devices,

wheelchairs and virtually any mechanical device. Therefore, allowing a citizen with disabilities to control a computer also opens the door to enabling him to control all these devices.

Many authors in the literature use physiological signals including surface electromyography (sEMG), EEG, eye gaze and voice commands [1-3] to decode the user's intention. Most of these interfaces follow a similar pattern that starts with the acquisition of data from the user through sensors, followed by its processing by an algorithm to identify the intention of the user, and that concludes with the generation of the events in the operating system.

This paper presents a new open source application to generate every kind of mouse and keyboard events in the operating system where it is run. Its purpose is to simplify the development of alternative human-computer interfaces, enabling researches to focus only in the first two steps of their development: the acquisition of data through some sensors and the algorithms to decode the intention of the user.

Text2Events is a Java multiplatform application that can be run in every operating system that can run a Java virtual machine, including Linux, Windows and MacOS. It can establish communication with the physiological signals interpretation algorithms (or with any other application) through a network connection. Text commands are sent through this connection to Text2Events where they will be parsed to generate the corresponding input events.

This paper presents the architecture of Text2Events and an example application that generates events based on EMG signals of the user. First a general overview of the structure of the program is presented followed by a more detailed description of the main blocks that make it up: the establishment of a network connection and the protocol that controls the parsing of text to transform it to operating system events. Finally, an EMG-based interface that communicates with Text2Events is presented as a proof of concept application.

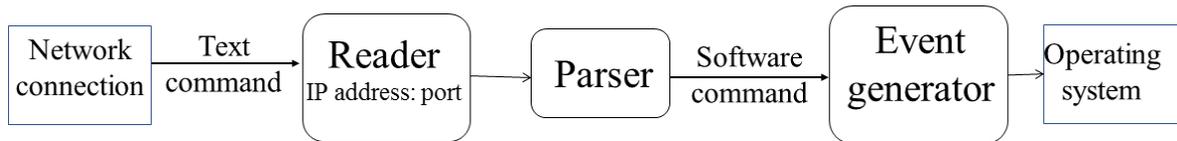


Figura 1: Architecture of Text2Events

2 METHODS

The architecture of Text2Events comprises three modules (See Figure 1): a reader that establishes the network communication with the other application and gets the text commands as Strings, a parser that converts these text commands into software specific commands, and an executor that generates the corresponding operating system events.

The software is structured into three Java classes, Reader, Parser and Executor, and an enumeration, Command. The class Reader opens the network connection and communicates with the signal processing software extracting commands in text format from the network connection. This class extends the Java Thread class which permits having a parallel line of execution without blocking the main thread. This is essential to allow Text2Events to respond to external events from the operating system (for example, an application shut down event) or from the application itself.

The Parser class receives the text command as a String from the Reader. It then analyzes the command and compares it against the ones that are specified in the Text2Events protocol, returning to the Reader an enumeration of the type Command together with all the information related to the command. For example, a command to move the mouse cursor has associated information about the absolute coordinates, or relative coordinates, from the current position, to which the mouse must move. If the Parser is not able to identify the command, it is associated with a value of the enumeration corresponding with an invalid command.

Finally, if a valid command is received, the Reader will pass it (represented by a value of the enumeration) to the Executor which will generate the corresponding event in the operating system.

2.1 NETWORK COMMUNICATION

The Reader is the module responsible for establishing the network communication and managing the communication with the biosignal analysis software. To establish the connection, the Reader creates a Server Socket and binds it to a port (by default 9000)

in the local host. Then it waits for a connection request coming from the biosignals interpretation algorithms. Once the connection is established, the input and output streams of the user's socket are used to create a BufferedReader and a PrintWriter to enable Text2Events to communicate with the other software.

After establishing the connection, two text lines are sent to the client software: "Connection established", "[Screen dimensions] Width: XXX Height: YYY", where XXX is the width of the screen in pixels and YYY is the height in pixels. These two Strings are used to notify the user that the connection was accepted and to inform about the screen boundaries where mouse events can be generated.

Thanks to the use of network communication the application that processes the physiological signals from the user can run either on the same computer as Text2Event or on a different one. Furthermore, it does not restrict the development of the alternative interface to use the same programming language as Text2Events: any programming language can be used as long as it can read and write ASCII characters from a network connection.

2.2 COMMAND PARSING AND EVENT GENERATION

The Strings read by the initial module are passed to the second one, the Parser. The Parser is responsible for sanitizing the text command and comparing it with the ones defined in the application protocol to translate the text to specific software commands.

These software commands are represented as an enumeration Java Object. This enumeration stores the command type and information relative to the event to generate such as the number of pixels if it is a command for a mouse movement, the combination of keys pressed if it is a command for a keyboard event or the absolute position if it is a command for positioning the mouse. The fact of parsing the text to an enumeration type command facilitates the storage and the further access to all the information needed for generating the operating system events, and it eases error management.

If the String matches one of the commands specified in the protocol, the Parser returns to the Reader an

Command enumeration with the information required for the event it represents. On the other hand, if the String received is a non-valid command a Command.ERROR is returned to the Reader. This class will use the socket to notify the error by sending back the text: "ERROR. Command not recognized\n" + "Command: "+ reading, where reading is the text command that Text2Events was not able to parse.

If the parsing succeeds, the software command is passed to the event generator, the Executor class. To generate the operating system events, this module creates an instance of the Java.awt.Robot class and calls its different methods for mouse movement or keyboard actions according to the command received. The event generator provides these methods with the information stored in the command necessary for the event generation, such as the position of the mouse or the keycode for the key to be pressed. Finally, the Robot class generates the event in the system's input queue taking over control of the mouse and/or the keyboard.

To notify that the command was successfully executed, the Reader sends back to the signal processing software the following text: "Command executed successfully\n" + "Command: "+reading. The complete network protocol used to communicate with Text2Events can be found in [7]; as an illustrative example, in Code 1 the commands related to mouse button events are shown. The command "Stop" produces the termination of Text2Events.

<p>"click center": presses and releases the center mouse button. "click left": presses and releases the left mouse button. "click right": presses and releases the right mouse button. "press center": presses the center mouse button without releasing it. "press left": presses the left mouse button without releasing it. "press right": presses the right mouse button without releasing it. "release center": releases the center mouse button. "release left": releases the left mouse button. "release right": releases the right mouse button.</p>

Code 1: Mouse button events supported in Text2Events

It is possible that a valid command is sent to Text2Events, but it corresponds to an event that cannot be executed in the operating system. An example of this would be moving the mouse out of the screen boundaries. In these situations, the client software would receive the "executed successfully" notification, but the operating system will respond in the same way as if the computer was being controlled with the standard input devices: it will ignore the command. For example, when trying to move the

mouse out of the screen, the cursor will not move any further after reaching the screen boundaries.

3 EXAMPLE APPLICATION

As an example of an application that interacts with Text2Events, a simple alternative interface based on surface EMG (sEMG) has been developed. This interface sends to Text2Events different text commands upon contraction of a specific muscle.

The application is divided into two main processes: the acquisition of the EMG signal and the analysis of the signal to detect contractions. These two steps correspond to the first two processes of the general pattern that most alternative interfaces for computer control have.

This application has also been programmed in Java and it is structured in two main classes: RealTimeSignal and SignalAnalyzer. The first class is responsible for acquiring the EMG signal and the second one analyzes it to determine if the muscle where the signal comes from has contracted.

To acquire the EMG signals, a BITalino [4] board is used. The application that receives the signals connects to it through Bluetooth. In order to establish the connection, the MAC address of the board needs to be specified, as well as the sampling rate and the channels of the BITalino to acquire from. It is possible to specify a variable number of EMG channels to be acquired.

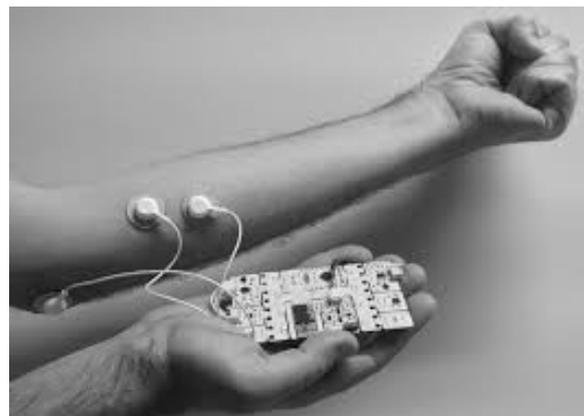


Figura 2: EMG acquisition with a BITalino board

All these fields (the MAC address, the sampling rate and the acquisition channels) can be defined by the user. However, since most of the power of an EMG signal is between 10 and 400Hz [5] a sampling rate of 1000Hz or higher is recommended (the BITalino

board only supports sampling rates of 10, 100 and 1000Hz).

The RealTimeSignal class, which is the one that connects with the BITalino board, acquires the signal and connects with Text2Events. This class extends the Java class Thread, which enables an external control to start and stop the acquisition with a simple GUI (See figure 3), while ensuring the application will always respond to user events.

An EMG signal is generated by changes in the membrane potential of the muscle fibers. When the muscle is relaxed, a baseline with little noise is observed due to the lack of changes in the muscle fiber's membrane potential. Then, when the muscle is contracted, high amplitude spikes appear above and below the baseline (See Figure 4) [6]. Because the positive and the negative spikes cancel each other in terms of amplitude, the energy (See Equation 1) of the signal is used instead to determine contractions.

$$E = \sum_{i=1}^n |X_i|^2, n = \text{number of samples} \quad (1)$$

To classify a set of samples as the ones corresponding to a contraction, their energy must be above a certain number of times the energy of the baseline. This threshold can also be specified by the user.

When the EMG-based alternative interface application starts, the RealTimeSignal class reads EMG samples from the BITalino for 1 second. During this period, the user should not move, since the energy of the samples read in this second is used to set the baseline energy of the EMG of the muscle. From this baseline, a threshold for the energy of a muscle contraction is calculated. After this initial calibration process, the samples are read in intervals of 20 milliseconds until the stop method of the RealTimeSignal class is called.

The application will analyze the samples received from each channel independently, since each channel will be acquiring data from a different muscle, whose EMG may also have a different resting baseline energy. Therefore, there will be a SignalAnalyzer object in the RealTimeSignal start acquisition method per acquisition channel.

Once the signal from a channel has been classified as a muscle contraction or relaxation, the class responsible for the connection with Text2Events (RealTimeSignal) will send through a network connection a text command specified by the user to Text2Events, which generates the event. The energy of the sampled EMG signal is calculated for each of

the EMG channels being acquired and it is compared with a threshold to identify muscle contraction.

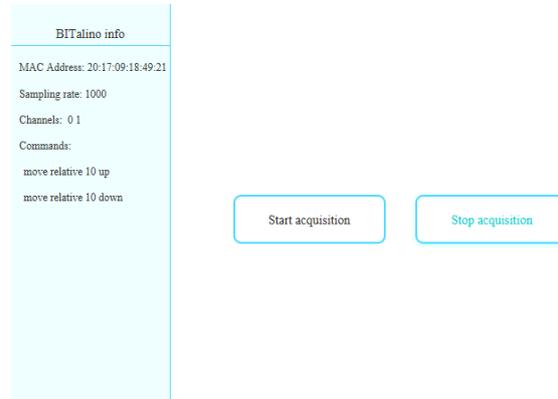


Figura 3: Graphic User Interface of the example application

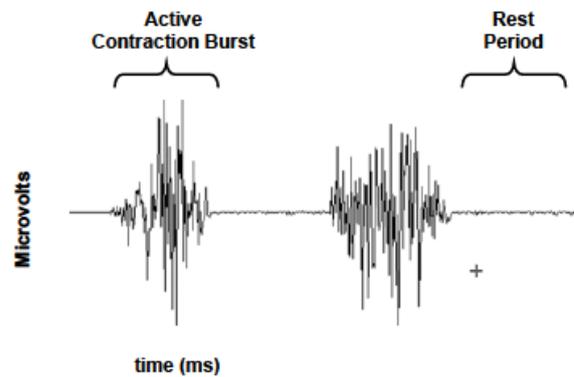


Figura 4: Raw EMG signal of two contractions

3 DISCUSSION AND CONCLUSIONS

The generation of events in the operating system is the last and most common building block of alternative human-computer interfaces after the acquisition of a physiological signal from the user (body movement, encephalogram, electromyogram, eye movement...) and its processing to identify the user's intention (the command to run on the computer).

Text2Events is a Java application that can be run in any operating system where a Java virtual machine can run (including Linux, Windows and Mac OS) and generate any mouse and keyboard event based on a text command protocol. The communication with Text2Events occurs through a network connection and it is based on a simple text-based protocol. Therefore, the algorithms that analyze physiological

signals can run on a different computer from the one in which the events are being generated. Moreover, since this communication is based on a text protocol and uses network connection, the development of signal processing algorithms is not restricted to any particular programming language.

Text2Events facilitates the development of alternative interfaces to researchers, who only have to focus on the acquisition and processing of the physiological signals without needing any knowledge about how to generate mouse and keyboard events in different operating systems. Text2Events is an open source application available in [7].

To illustrate the usage of Text2Events to generate operating system events, a simple alternative interface based on surface EMG has also been developed. This interface analyzes the energy from a set of samples of an EMG signal to determine if a muscle is contracted. Upon this muscle contraction, it sends through a network connection a text command to Text2Events, which generates an input event is generated in the operating system. This application is also provided under an open source license in [8].

Future lines of work should take into account that Text2Events does not use any kind of authentication, authorization or validation of the commands. All text commands coming from any application are accepted. It would also be simple for a third party to alter the content of the commands, given that they are transmitted in plain text over the network, without this alteration being detected. Installing Text2Events is installing a backdoor in the computer. Future improvements of the tool should include supporting authentication, authorization and encryption. Until then, the use of Text2Events should be restricted to an environment of trust, such as a research environment.

Finally, as a practical note, we remind the potential users of this tool that in order to send Text2Events commands from a device different from the one it is installed, the firewall of the computer where is running should be properly configured to enable connections to Text2Events

References

- [1] Alomari M, AbuBaker A, Turani A, Baniyounes A, Manasreh A. EEG Mouse: A Machine Learning-Based Brain Computer Interface. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, vol 5, No 4, 2014, pp 193-198
- [2] Chandra S, Sharma G, Malhotra S, Jha D, Mittal A. Eye tracking based human computer interaction: Applications and their uses. *International Conference on Man and Machine Interfacing(MAMI)*, Bhubaneswar, 2015, pp 1-5 (ISBN: 978-1-5090-0225-2)
- [3] Choi C, Kim J. A Real-time EMG-based Assistive Computer Interface for the Upper Limb Disabled. *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, 2007, pp 459-462 (ISBN: 978-1-4244-1319-5)
- [4] Guerreiro J, Placido da Silva H, Carneiro R, Lourenco A, Fred A. BITalino: A multimodal platform for physiological computing. *International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics (ICINCO)*, Reykjavik, 2013, pp. 500-506 (ISBN: 978-989-8565-70-9)
- [5] Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM), https://www.researchgate.net/publication/228486725_Standards_for_surface_electromyography_The_European_project_Surface_EMG_for_noninvasive_assessment_of_muscles_SENIAM (Consulted: May 2018)
- [6] Konrad P, *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Version 1.4. Noraxon USA, Inc, 2006 (ISBN: 0977162214)
- [7] Source code of Text2Events, <https://github.com/LolaArdura/desktop-application-for-BCI> (Consulted: May 2018)
- [8] Source code of the simple alternative interface based on surface EMG, <https://github.com/LolaArdura/emg-BITalino> (Consulted: May 2018)

DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE EVALUACIÓN DEL CONTROL MOTOR DE LA FLEXIÓN CRANEOCERVICAL MEDIANTE SENSORES DE CAPTURA DEL MOVIMIENTO: UN PROTOCOLO DE ESTUDIO

Martín-Pintado-Zugasti A, Liébana S, Raya R, Ramírez O, Ronchi A, García-Muro San Jose F, Perez Fernández T.

Universidad CEU-San Pablo, Carretera Boadilla del Monte, Km 5,300, Urbanización Montepríncipe, Boadilla del Monte, Madrid 28668, España. Email: martinpintado@ceu.es

Resumen

Se ha observado a través del “test de flexión craneocervical” que pacientes con diversos cuadros dolorosos de la región craneocervical presentan una activación muscular disminuida en los músculos flexores profundos del cuello. Sin embargo, el uso del test de flexión craneocervical por medio del instrumento conocido como STABILIZER™ presenta diversas limitaciones asociadas a un proceso analógico de medición que podrían subsanarse mediante el empleo de nuevas tecnologías de captura del movimiento. El objetivo del presente protocolo de estudio es analizar el rango de movimiento que se alcanza durante la realización del test de flexión craneocervical por medio del uso de sensores de captura del movimiento y control de computador Werium Assistive Solutions (WERIUM). Para ello, se desarrollará un proyecto de investigación dividido en las siguientes fases: (1) Análisis del rango de movilidad en flexión craneocervical mediante el sistema WERIUM durante las diferentes etapas del test de flexión craneocervical con el biofeedback de presión STABILIZER™, (2) valoración de la fiabilidad intra-examinador e inter-examinador del sistema WERIUM en su uso para medir el rango de movilidad craneocervical y (3) estandarización de los parámetros de movimiento necesarios para la realización del test de flexión craneocervical por medio del uso del sistema de sensores WERIUM.

Palabras Clave: *Rehabilitación, dolor craneocervical, control motor, sensores, disfunciones del movimiento, tecnología*

1 INTRODUCCIÓN

El dolor de cuello ha mostrado tener una prevalencia en la población general que oscila entre el 15% y el 50% [1]. se ha observado que hasta el 71% de la población adulta presenta dolor de cuello en algún momento de su vida y se considera como la cuarta causa de discapacidad a nivel mundial. Todo ello

implica un importante problema de salud pública asociado a elevados costes socioeconómicos derivados del absentismo laboral y/o de los gastos médicos [6].

Numerosos cuadros dolorosos de la región craneocervical se asocian a alteraciones en el control motor evidenciados por una disfunción de los músculos estabilizadores profundos del cuello observada a través del conocido test de flexión craneocervical [5,7-9]. Éste consiste en solicitar a los pacientes la realización coordinada y progresiva del movimiento de flexión craneocervical, el cual implica de forma específica y exclusiva a la musculatura flexora profunda, tal y como se ha comprobado electromiográficamente. Para la ejecución de este test se emplea un instrumento que recibió el nombre de STABILIZER™, que consiste en un biofeedback de presión compuesto por una pequeña almohada hinchable y ajustable en tamaño, que está conectada a un manómetro analógico. El test requiere completar cinco etapas, en las que el paciente debe ser capaz de realizar el movimiento de flexión cráneo-cervical aisladamente, aumentando el rango de flexión y por tanto la presión del dispositivo de feedback [4].

Estudios realizados apoyándose en la utilización del STABILIZER™ como sistema de evaluación, han mostrado una correlación lineal entre las cinco etapas del test de flexión craneocervical y los grados en el movimiento cefálico que tienen lugar durante el movimiento de flexión cráneo-cervical [3]. Para estas mediciones, se utilizó un sistema video-imagen digital capaz de medir el ángulo de rotación cefálica anterior durante la flexión cráneo-cervical, resultando que ésta se incrementa proporcionalmente según se avanza en las etapas del test de flexión craneocervical. Sin embargo, el uso de nuevas tecnologías como los sensores de captura del movimiento podría ayudar a obtener registros más precisos del movimiento craneocervical que tiene lugar durante el test de flexión craneocervical y sentar las bases para su posible uso como una alternativa al biofeedback de presión STABILIZER™.

2 OBJETIVOS

Los objetivos del presente protocolo de estudio serán: (1) analizar el rango de movimiento que tiene lugar durante la realización de las diferentes etapas test de flexión craneocervical por medio del uso de sensores de captura del movimiento y control de computador Werium Assistive Solutions (WERIUM), (2) calcular la fiabilidad intra-examinador e inter-examinador de las mediciones realizadas a través de los sensores de captura del movimiento y (3) estandarizar los parámetros de movimiento necesarios para la realización del test de flexión craneocervical por medio del uso del sistema de sensores WERIUM asociados a un biofeedback en la pantalla de un computador.

3 MATERIAL Y MÉTODOS

El diseño y la estructura metodológica del proceso experimental del presente proyecto estará basado y respetará los protocolos internacionales para estudios de reproducibilidad y validez en procedimientos diagnósticos en medicina manual o musculoesquelética, descritos por el comité científico de la Federación Internacional de Medicina Manual/Musculoesquelética (FIMM, 2004)[2].

3.1 MUESTRA

La población a estudio se compondrá por sujetos asintomáticos reclutados entre los alumnos de la Facultad de Medicina Universidad CEU San Pablo, seleccionados en base a los criterios detallados a continuación.

3.1.1 Criterios de inclusión

- Sujetos de ambos sexos con edades comprendidas entre 18 y 35 años.
- Capacidad de completar todas las fases del test de flexión craneocervical con el dispositivo STABILIZER™.

3.1.1 Criterios de exclusión

- Presencia de síntomas dolorosos en la región cervical, cintura escapular o región craneofacial en el momento de la valoración o a lo largo de los tres meses previos.
- Historia previa de dolor crónico o patología neurológica en la región cervical o craneofacial
- Diagnóstico previo de disfunciones de la articulación temporomandibular.

- Cirugías previas en la región cervical o craneofacial.
- Participación en programas de ejercicio en la región cervical en los últimos tres meses.

3.2 PROCEDIMIENTO

Dos investigadores independientes se encargarán de realizar el test de flexión craneocervical con el STABILIZER™ y de la colocación del sensor de captura del movimiento del sistema WERIUM. De esta manera, ambos sistemas se emplearán al mismo tiempo durante la realización del test de flexión craneocervical. Con el sujeto en posición de decúbito supino, la almohada hinchable asociada al biofeedback de presión STABILIZER™ se colocará bajo la lordosis cervical, siguiendo los parámetros descritos para su uso, mientras que un único sensor de movimiento del WERIUM se ubicará en la frente del paciente, por medio de una cinta elástica ajustable (Figura 1). Después de establecer el punto de partida del movimiento en posición neutra según lo descrito para el test de flexión craneocervical, se calibrará el sensor del WERIUM para que el movimiento comience a registrarse desde esta posición inicial. Desde este punto de partida, se realizará el test de flexión craneocervical basándose solo en el biofeedback de presión STABILIZER™.



Figura 1. Colocación del sensor de movimiento y el biofeedback de presión

Un tercer investigador independiente asignará de forma aleatoria el orden en el que los investigadores realizan el procedimiento. Durante la realización del procedimiento, será este investigador el único que podrá visualizar los valores de flexión craneocervical obtenidos en el biofeedback de la pantalla del computador del WERIUM, registrándolos y almacenándolos cuando los dos examinadores le informen de que el paciente ha alcanzado cada una de las etapas del test de flexión craneocervical por medio del STABILIZER.

Las mediciones serán realizadas en dos días consecutivos por parte de dos examinadores cada uno de los días. De esta manera se plantea analizar la fiabilidad intra-examinador de las mediciones en días consecutivos por parte de un mismo examinador y la fiabilidad intra-examinador comparando los resultados de los dos examinadores en un mismo día. A su vez, se recogerán los valores descriptivos del rango de movilidad cervical alcanzado con el sistema WERIUM durante cada una de las etapas del test de flexión craneocervical con el STABILIZER™.

En el protocolo experimental se asegurará de que tanto los dos examinadores, como los pacientes no intercambien información entre ellos en cuanto a los resultados obtenidos en ninguna de las variables del proceso experimental.

3.3 VARIABLES ANALIZADAS

Se recogerán las variables demográficas descriptivas de la muestra, así como las métricas cuantitativas analizadas por medio del sistema WERIUM®:

- Valores de flexión craneocervical asociados a cada una de las 5 etapas del Test de Flexión Craneocervical.
- Rango de movilidad máxima en flexión craneocervical medido en tres ocasiones consecutivas.

3.4 ANALISIS ESTADISTICO DE LOS DATOS

Se empleará un test de Kolgomorov-Smirnov para establecer la normalidad de su distribución. Para la descripción de los valores de flexión craneocervical medidos en grados en cada una de las etapas del test de flexión craneocervical se realizará un análisis descriptivo mostrando las medias y desviaciones típicas. En caso de tratarse de variables normales, el análisis de fiabilidad se realizará a través del CCI con la opción de dos factores de efectos mixtos o acuerdo del tipo de consistencia. En caso de no tratarse de variables normales, se realizará un test de Bland-Altman. Estos análisis serán realizados empleando el programa informático “Paquete Estadístico para las Ciencias Sociales” para Windows en su versión 24.0.0.

En base al análisis estadístico realizado se llevará a cabo un estudio de los datos obtenidos en cuanto al rango de flexión craneocervical alcanzado en cada una de las etapas del test de flexión craneocervical, con el objetivo de establecer unos rangos de valores angulares del movimiento de flexión craneocervical que sean equivalentes a cada una de las cinco etapas del test con el biofeedback de presión STABILIZER.

4 DISCUSIÓN

El resultado derivado del desarrollo del presente proyecto puede suponer la difusión de un método innovador en el análisis del movimiento de la región craneocervical, aplicado a su uso para la ejecución del test de flexión craneocervical, lo que refuerza la explotación de nuevos recursos tecnológicos en la práctica clínica. El potencial de las nuevas tecnologías en el campo de la rehabilitación es muy alto, sin embargo, su transferencia a la práctica clínica no siempre es sencilla. En el caso de este proyecto se plantea el uso de un sistema de análisis del movimiento, que actualmente ya está siendo empleado principalmente en el campo de la rehabilitación neurológica, para su adaptación al uso en la exploración de la columna cervical, por medio de un diseño sencillo y cercano para el terapeuta y el paciente.

Algunos estudios previos han valorado previamente el rango de movimiento alcanzado en cada una de las etapas del test de flexión craneocervical a través de sistemas de video-imagen digital (Tabla 1) [3,4].

Estos valores serán comparados con los obtenidos por de los sensores de movimiento que se emplearán en este proyecto.

La descripción del rango de movimiento que tiene lugar en cada una de las etapas del test de flexión craneocervical puede suponer el primer paso para estandarizar los valores de movimiento que deberían alcanzarse para la realización del test. De esta manera, por medio del uso de los sensores de movimiento vinculados al feedback de la pantalla de un computador, podría plantearse una forma de ejecución alternativa del test.

Tabla 1. Rango de movimiento cervical observado en estudios previos

Etapa del test de flexión craneocervical	Rango de movimiento (% del total) Falla <i>et al</i> (2003)[4]	Rango de movimiento (% del total) Falla <i>et al</i> (2003)[3]
22	17.87%	24.9%
24	34.98%	41.9%
26	55.78%	55.8%
28	71.20%	66.5%
30	88.43%	76.6%
Rango total de movimiento	-	8.5°

Referencias

- [1] Cohen SP. Epidemiology, Diagnosis, and Treatment of Neck Pain. *Mayo Clin Proc.* 2015;90(2):284-299.
- [2] FIMM Academy of Manual/Musculoskeletal Medicine: Protocol Format for Diagnostic Procedures in Manual/Musculoskeletal Medicine. 2007.
- [3] Falla DL, Campbell CD, Fagan AE, Thompson DC, Jull GA. Relationship between cranio-cervical flexion range of motion and pressure change during the cranio-cervical flexion test. *Manual Therapy.* 2003;8(2), 92–96.
- [4] Falla D, Jull G, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R. An electromyographic analysis of the deep cervical flexor muscles in performance of craniocervical flexion. *Physical therapy.* 2003;83:899-906.
- [5] Falla D, Jull G, Hodges P, Vicenzino B. An endurance-strength training regime is effective in reducing myoelectric manifestations of cervical flexor muscle fatigue in females with chronic neck pain. *Clin Neurophysiol.* 2006;117(4):828-37.
- [6] Hoy D, March L, Woolf A, Blyth F, Brooks P, Smith E, Vos T, Barendregt J, Blore J, Murray C, Burstein R, Buchbinder R. The global burden of neck pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. 2014;73(7):1309-15.
- [7] Jull G, Trott P, Potter H, Zito G, Niere K, Shirley D, Emberson J, Marschner I, Richardson C. A randomized controlled trial of exercise and manipulative therapy for cervicogenic headache. *Spine (Phila Pa 1976).* 2002;27(17):1835-43
- [8] La Touche R, Fernández-de-las-Peñas C, Fernández-Carnero J, Escalante K, Angulo-Díaz-Parreño S, Paris-Aleman A, Cleland JA. The effects of manual therapy and exercise directed at the cervical spine on pain and pressure pain sensitivity in patients with myofascial temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil.* 2009;36(9):644-52.
- [9] Van Ettehoven H, Lucas C. Efficacy of physiotherapy including a craniocervical training programme for tension-type headache; a randomized clinical trial. *Cephalalgia.* 2006;26(8):983-91.

ASISTENTE MÓVIL PARA LA REHABILITACIÓN DE TRASTORNOS DE MUÑECA QUE PRESENTEN LIMITACIÓN EN EL ARCO DE MOVILIDAD ARTICULAR

Camilo Hernán Cerón Gómez, Darío Fernando Chamorro Vela, Oscar Andrés Vivas Albán, Eliana Margarita Aguilar Larrarte
Universidad del Cauca, Popayán, Colombia, {camceron@unicauca.edu.co, dariochamorro@unicauca.edu.co, avivas@unicauca.edu.co, eaguilar@unicauca.edu.co}

Resumen

El trabajo presentado en este artículo describe el proceso de diseño, desarrollo y una serie de pruebas de una primera versión de una aplicación móvil enfocada en asistir los procesos de rehabilitación de fracturas distales de radio. La aplicación se realizó basándose en algunas características del Diseño Centrado en el Usuario, por medio del diseño y evaluación de usabilidad con prototipos en papel, a partir de los requisitos obtenidos a través de un proceso de investigación contextual. La aplicación fue desarrollada para el sistema operativo Android, con la herramienta Android Studio. El artículo describe tres tipos de pruebas, en la primera se determina la precisión de los sensores del smartphone, en la segunda se determina la precisión de la aplicación móvil versus un goniómetro universal, y finalmente en la tercera se evalúan las funcionalidades de la aplicación móvil.

Palabras Clave: Rehabilitación de Muñeca, Goniómetro, Aplicación Móvil.

1 INTRODUCCIÓN

En la actualidad existe una gran cantidad de celulares en el mundo, los cuales han evolucionado al integrar una gran variedad de sensores, como giroscopios y acelerómetros. Se han desarrollado una gran variedad de aplicaciones al utilizar dichos sensores, entre las cuales se destacan las aplicaciones médicas y del cuidado de la salud.

Según la OIT al año 317 millones de personas sufren enfermedades relacionadas con el trabajo [1]. Dentro de estas las enfermedades y lesiones relacionadas con el sistema osteomuscular se encuentran en el sexto lugar [2], las cuales pueden presentarse en miembros superiores como las manos y codos.

Muchos de los traumas presentados en las manos pueden generar una disminución de la amplitud en el

arco de movilidad articular (AMA), debido a su alta complejidad. Para algunos traumas como la tendinitis, fracturas o enfermedades similares al síndrome del túnel carpiano (STC), existen algunos tipos de tratamientos a nivel de fármacos, inmovilizaciones temporales e intervenciones quirúrgicas. Los procesos de rehabilitación pueden ser lentos dependiendo de la complejidad y tipo de lesión, dificultando el seguimiento que tienen los profesionales de la salud hacia sus pacientes [3].

En la actualidad existen pocas aplicaciones móviles utilizadas en la rehabilitación de miembro superior. Estas son de gran relevancia porque pueden ayudar a pacientes con una gran variedad de lesiones y pueden incidir positivamente en su recuperación [4] [5].

El presente artículo muestra el diseño y desarrollo de una aplicación móvil usada para asistir un proceso de rehabilitación de muñeca, y detalla una serie de pruebas donde se determina el grado de precisión de los sensores del *smartphone* usado como herramienta de medición del arco de movilidad articular.

2 CARACTERIZACIÓN GENERAL

En esta sección se describe el proceso de recolección y análisis de datos relacionados con el uso de herramientas TIC en el área de la salud y la rehabilitación, específicamente en el uso de dispositivos móviles enfocados en la rehabilitación de muñeca. La recolección de la información es muy importante y su análisis ayuda a definir el contexto en el cual se va a desarrollar [6]. Los métodos descritos en el proceso de investigación son tanto cualitativos como cuantitativos, estos métodos proporcionan una información de alto valor que permite identificar los principales problemas que se tiene al implantar herramientas TIC en la salud y definir las características que deben tener dichas herramientas.

2.1 REQUERIMIENTOS Y CARACTERÍSTICAS

Con el objetivo de identificar los requerimientos y características que debe tener una aplicación móvil usada en un proceso de rehabilitación de muñeca, determinar las lesiones traumas o enfermedades más relevantes que pueda tener esta parte del cuerpo y definir algunas dificultades y necesidades que debe tener una aplicación móvil usada en el proceso de rehabilitación, se realizaron una serie de encuestas y entrevistas a fisioterapeutas y estudiantes de fisioterapia de la Universidad del Cauca, en Popayán, Colombia [7].

2.2 GRUPO DE ESTUDIO

El grupo representativo consta de 3 profesionales en Fisioterapia y docentes de la Universidad del Cauca, en Popayán, Colombia, entre los 40 y los 55 años, y 8 estudiantes del programa de fisioterapia de cuarto año, entre los 20 y los 30 años.

2.3 EJECUCIÓN DE ENCUESTAS Y ENTREVISTAS

Primero se explicó al grupo de estudio de forma general la importancia de esta etapa en el proceso de investigación, después se explicaron brevemente una serie de conceptos como TIC, *smartphone* y sistemas operativos y por último se dio inicio a las preguntas. Las encuestas y entrevistas no tuvieron una duración mayor a 30 minutos. Las entrevistas fueron realizadas de forma que hubiera una comunicación abierta, donde se diera la mayor cantidad de información posible. Estas entrevistas fueron grabadas en formato de audio para poder ser transcritas, analizadas y codificadas a través de la herramienta denominada ATLAS.ti [8].

2.4 ANÁLISIS

La información obtenida permitió determinar algunas características generales, necesidades, requerimientos y dificultades en los procesos de rehabilitación de muñeca, y definir las lesiones, traumas o enfermedades más relevantes que la afectan. Adicionalmente se pueden abstraer datos relevantes sobre la población encuestada.

Las fracturas de muñeca son una de las lesiones que tienen un proceso de rehabilitación más difícil, además es una de las más comunes y comprende un conjunto de lesiones en las cuales el uso de herramientas móviles puede llegar a tener un mayor impacto positivo en su proceso de rehabilitación. De este tipo de fracturas se decide escoger específicamente las fracturas distales de radio [9].

En la mayoría de los casos los encuestados manifestaron utilizar dispositivos inteligentes más de tres horas diarias, cuyo sistema operativo es Android.

Como resultado del análisis de las entrevistas a través de Atlas.ti, se obtienen unos conceptos que pueden ayudar a comprender de una mejor manera los beneficios de utilizar esta herramienta móvil, entre los que se encuentran: la motivación del usuario, movilidad, integración del paciente en el proceso de rehabilitación, y monitorización por parte del especialista. Adicionalmente se pueden ver con mayor claridad las dificultades, entre las cuales están la falta de capacitación, inadecuado o poco uso de las TIC, falta de acceso a Internet y a las TIC. Por último, también se abstraen las características que deben tener las TIC al ser involucradas en un proceso de rehabilitación tales como ser amigable, enfocado en un grupo etario y poseer metas o logros definidos.

3 DISEÑO DE LA APLICACIÓN

Esta sección corresponde al diseño de la aplicación como parte esencial para garantizar un producto final adaptado a los usuarios. Se realiza un diseño inicial conforme a las características definidas y con un proceso iterativo se hace el diseño y la evaluación de usabilidad de las funcionalidades de la aplicación, con el fin de obtener un producto final amigable. Adicionalmente se realiza el diseño de una aplicación básica para la realización de pruebas de precisión del sensor.

3.1 DISEÑO DE USABILIDAD

El diseño de usabilidad de la aplicación móvil se realiza con los requerimientos establecidos y se enfoca en fracturas distales de radio por medio de una guía práctica clínica [9]. El primer paso fue realizar un diseño en papel con el cual se hace el proceso de evaluación de usabilidad con profesionales de la salud y expertos en desarrollo móvil, esto con el objetivo de detectar de una forma iterativa previa al desarrollo de la aplicación, los errores o cambios necesarios para tener un producto final adecuado para los pacientes y disminuir el proceso de desarrollo y validación [10].

3.1.1 Prototipos en papel

Inicialmente se dibujan las interfaces necesarias en papel según los requisitos establecidos. Este proceso tiene una gran ventaja frente a la utilización de herramientas de prototipado, ya que permite obtener una mayor crítica de las funcionalidades de la aplicación y que las personas no se concentren en los aspectos estéticos de la misma.

3.1.2 Descripción de los flujos

En el proceso de diseño de usabilidad se realiza una representación de las tareas principales o casos de uso de la aplicación en forma de flujos, para evaluar de una mejor manera el comportamiento y funcionamiento del prototipo.

3.2 EVALUACIÓN DE USABILIDAD

El proceso de evaluación de usabilidad se realizó de forma iterativa con un fisioterapeuta y un experto en desarrollo móvil de la Universidad del Cauca, en Popayán, Colombia. El prototipo presentado en la evaluación de usabilidad se realizó con interfaces dibujadas en papel, con las cuales los evaluadores interactuaban.

3.2.1 Problemas detectados en los flujos

En la evaluación de usabilidad se detectaron algunas falencias en las interfaces y funcionalidades del prototipo. El proceso iterativo se realizó dos veces con cada participante. Las sugerencias detectadas se agregan a los flujos de cada una de las tareas o funcionalidades, con el objetivo de documentar y comprender de una mejor manera los puntos de inflexión en el diseño de usabilidad presentado.

3.2.2 Cambios y diseño final

A partir de las sugerencias realizadas en la evaluación de usabilidad se realizan unos cambios para corregir los problemas detectados dentro de la aplicación.

4 DESARROLLO DE LA APLICACIÓN

El prototipo se desarrolló a partir del diseño y evaluación de usabilidad usando la metodología Scrum [11]. Teniendo en cuenta la sencillez, reutilización y mantenimiento de los sistemas se opta por la utilización de un patrón de diseño Modelo – Vista – Controlador (MVC).

Con el objetivo de desarrollar una aplicación móvil robusta para el sistema operativo Android, se decidió escoger la herramienta Android Studio 2.3.3. El sensor utilizado en el desarrollo es un sensor de Tipo Vector de Rotación, que puede ser un sensor software o hardware dependiendo del dispositivo. Este sensor permite determinar la orientación del dispositivo y está disponible en Android a partir de la API 9.

5 EXPERIMENTACIÓN Y EVALUACIÓN

En esta sección se muestran inicialmente una serie de experimentos donde se determina la precisión de los sensores del celular. Posteriormente se determina cuál es la correlación entre los ángulos tomados por el celular versus un goniómetro universal, y finalmente se realizan una serie de pruebas para evaluar las funcionalidades de la aplicación móvil.

5.1 PRECISIÓN DEL SENSOR

En este experimento se determina a través de una serie de ejercicios, cuál es la precisión de los sensores al medir ángulos en objetos 3D con la aplicación desarrollada.

Para la realización de las pruebas se utilizó un dispositivo Nexus 4, con Sistema Operativo Android 5.0. Se diseñó una pirámide irregular en Autodesk 3ds Max y se imprimió en 3D con el proceso de fabricación de Modelado por Deposición Fundida (MDF), como se puede ver en la Figura 1, donde se puede apreciar la distribución de sus vértices y caras. Se utilizó una escuadra de 45° con el fin de tener un elemento tridimensional de control, las medias obtenidas para determinar la precisión del sensor fueron tomadas por un evaluador [12].

Las medidas específicas de la pirámide se pueden observar en la Tabla 1.

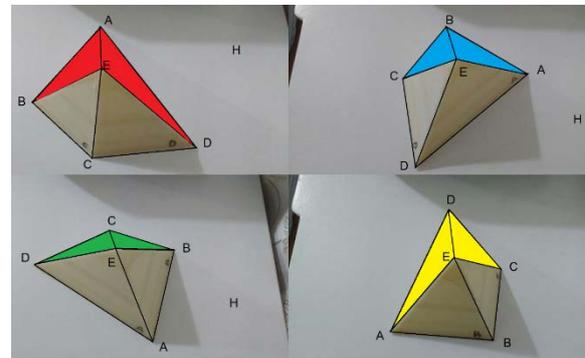


Figura 1: Caras y lados de la pirámide irregular

Tabla 1: Medidas de la pirámide irregular

Lado	Medida (cm)
AB	12,6
BC	9,4
CD	11,2
AD	8,5
AE	13,6
BE	12,9
CE	11,9
DE	14,6
E'E (Altura)	10

5.1.1 Procedimiento y realización de pruebas

Para la realización de las pruebas se tomaron 21 medidas de todos los ángulos tanto de la pirámide como de la escuadra, simulando los movimientos de la muñeca, para un total de 441 muestras. Estos movimientos se dividieron en 3, el primero: “desviación ulnar”, se realizó en el sentido de las manecillas del reloj, como se puede observar en la Figura 2. El segundo: “desviación radial” se realizó en el sentido contrario a las manecillas del reloj, y el tercero: “flexión y extensión” se realizó con el móvil sobre una superficie horizontal, moviéndolo hacia arriba, como se puede ver en la Figura 3.



Figura 2: Desviación ulnar con pirámide irregular



Figura 3: Flexión y extensión con pirámide irregular

5.1.2 Resultados

Se puede observar en la Tabla 2 el promedio de cada uno de los ángulos medidos. En la ecuación (1) se ve como se realiza la diferencia entre el promedio de las medidas tomadas de los ángulos y el ángulo real que forman los lados de la pirámide. Todos los ángulos de error se tomaron positivos y se muestran en la Figura 4.

$$\text{Error} = |\text{Promedio} - \text{Real}| \quad (1)$$

El ángulo de error promedio fue de 0.439°, mostrado en color naranja en la Figura 4. Las medias tomadas por el Nexus 4 se consideran entonces correctas.

5.2 APLICACIÓN VS GONIÓMETRO

En el experimento se determina cuál es el grado de error promedio entre las medidas tomadas por la aplicación móvil diseñada versus un goniómetro universal.

Tabla 2: Ángulos medidos en la pirámide – Desviación ulnar

PIRAMIDE IRREGULAR				
“Desviación Ulnar”				
Angulo	BAD	CBA	DCB	ADC
Numero	(°)	(°)	(°)	(°)
1	108,07	87,13	47,2	121,67
2	108,54	86,72	46,94	121,83
3	108,85	87,17	46,7	121,43
4	107,93	87,22	46,91	121,76
5	109,73	87,54	47,04	121,17
6	108,73	86,92	47,35	121,28
7	106,16	87,03	47,11	121,36
8	109,35	86,88	46,92	122,12
9	110	86,77	47,05	120,55
10	108,56	87,17	46,8	121,5
11	108,59	86,89	46,91	121,68
12	109,31	86,83	46,92	121,1
13	108,22	87,14	47,54	120,62
14	108,3	87,81	46,87	121,32
15	109,07	86,7	47,05	121,57
16	108,65	87,35	48,61	121,63
17	108,45	87,67	47,22	121,87
18	108,38	87,6	46,92	120,83
19	108,4	87,32	47,16	121,05
20	108,27	87,54	47,38	120,67
21	108,33	86,98	46,97	120,78
Promedio(°)	108,5661905	87,16095238	47,12238095	121,3233333
Real(°)	108	87	47	121
Error(°)	0,566190476	0,160952381	0,122380952	0,323333333
N° Muestra	1	2	3	4

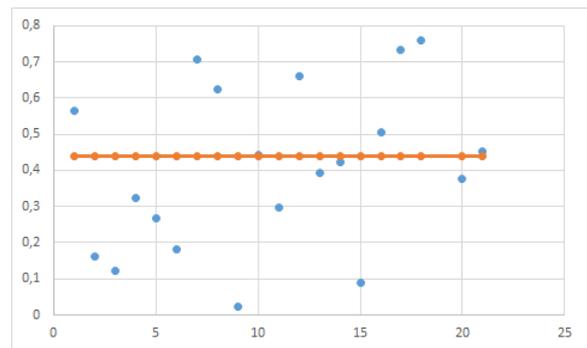


Figura 4: Ángulos de error (°) vs N° muestra

Para la realización de las pruebas se utilizó un goniómetro universal con una escala de 2°, un Nexus 4 con Sistema Operativo Android 5.0, y un adaptador hecho a mano, como se puede ver en la Figura 5. El adaptador se hizo con bandas elásticas para que se pueda adaptar a la forma de la mano, permitiendo el libre movimiento en la realización de la prueba (Figura 6). Para determinar el ángulo de error promedio entre la aplicación móvil versus el goniómetro universal, se utilizaron 6 evaluadores: 2 fisioterapeutas, 2 estudiantes de medicina, y 2 estudiantes de ingeniería, todos entre los 18 y los 45 años de edad.



Figura 5: Smartphone con adaptador

5.2.1 Procedimiento y realización de pruebas

Para la realización de las pruebas cada uno de los 6 evaluadores tomó 10 muestras para cada uno de los 4 movimientos de la muñeca (desviación ulnar, desviación radial, extensión, flexión). En la realización de la prueba se utilizó simultáneamente un goniómetro universal y el *smartphone* con su adaptador, como se puede ver en la Figura 6.

Inicialmente se coloca el *smartphone* en la cara palmar de la muñeca, con la palma de la mano extendida y paralela al suelo, simultáneamente se coloca el goniómetro universal en el centro articular de la muñeca dependiendo del movimiento realizado, sobre el dispositivo móvil como se puede observar en la Figura 6.

Se tomó el ángulo inicial del móvil con la aplicación, para posteriormente realizar el movimiento (flexión, extensión, desviación ulnar o radial). Al finalizar se captura el ángulo final y luego se toma el dato con el goniómetro universal.



Figura 6: Aplicación versus goniómetro universal (movimiento de desviación ulnar y radial)

5.2.2 Resultados

Como se puede ver en la Tabla 3 se tomaron 10 muestras para los 4 movimientos de la muñeca, tanto con la aplicación móvil, como con el goniómetro. Se determinó el promedio de error según la ecuación (2) (todas las medidas se tomaron positivas).

$$\text{Error} = |\text{Móvil } (^\circ) - \text{GU } (^\circ)| \quad (2)$$

Tabla 3: Medidas tomadas por el evaluador 1

EVALUADOR 1							
Número	FLEXIÓN			EXTENSIÓN			
	MÓVIL (°)	G.U. (°)	Error (°)	MÓVIL (°)	G.U. (°)	Error (°)	
1	39,29	30	9,29	1	29,77	34	4,23
2	46,93	32	14,93	2	33,06	36	2,94
3	37,83	32	5,83	3	34,27	34	0,27
4	50,14	42	8,14	4	44,29	38	6,29
5	48,09	41	7,09	5	51,02	48	3,02
6	40,09	36	4,09	6	39,15	36	3,15
7	49,11	44	5,11	7	32,1	29	3,1
8	32,01	28	4,01	8	31,75	29	2,75
9	37,69	33	4,69	9	40,33	36	4,33
10	29,7	23	6,7	10	32,25	28	4,25
1	Promedio (°)		6,988	2	Promedio (°)		3,433
DESVIACIÓN ULNAR				DESVIACIÓN RADIAL			
Número	MÓVIL (°)	G.U. (°)	Error (°)	Número	MÓVIL (°)	G.U. (°)	Error (°)
1	24,46	22	2,46	1	16,36	12	4,36
2	24,39	23	1,39	2	14,33	13	1,33
3	43,95	38	5,95	3	17,01	14	3,01
4	44,23	39	5,23	4	15,37	13	2,37
5	23,11	23	0,11	5	15,62	14	1,62
6	24,93	23	1,93	6	17,39	15	2,39
7	43,07	41	2,07	7	12,81	10	2,81
8	36,98	34	2,98	8	16,07	15	1,07
9	30,41	26	4,41	9	14,42	12	2,42
10	35,71	35	0,71	10	16,91	13	3,91
3	Promedio (°)		2,724	4	Promedio (°)		2,529

En la Figura 7 se puede apreciar la totalidad de los promedios de error de todas las medidas realizadas por los 6 evaluadores. Se halló que el error promedio es de 3,700833°.

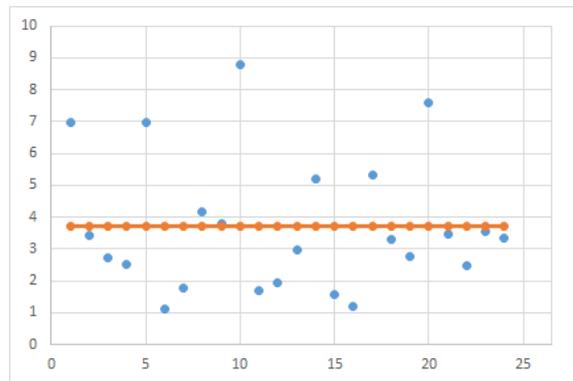


Figura 7: Promedios de error (°) vs N° muestra

5.3 FUNCIONALDADES DE LA APLICACIÓN

Para evaluar las funcionalidades de la aplicación, se realizó una evaluación a través de Casos de Prueba basados en casos de uso [13]. Para la realización de las pruebas se utilizó un grupo de estudio integrado por 2 fisioterapeutas, 2 estudiantes de medicina y dos ingenieros, entre un rango de edades de 18 a 45 años de edad.

5.3.1 Procedimiento y realización de las pruebas

Para la realización de la prueba, cada uno de los 6 evaluadores realizó una evaluación por cada uno de

los 8 casos de pruebas definidos (Iniciar sesión, Ver progreso, Ver perfil, Ver video ejercicio, Ver información, Ingresar a evaluación, Realizar evaluación, Realizar ejercicio)

Cada uno de los evaluadores iniciaba la prueba en un punto específico de la aplicación según el caso de uso, y se le daban los requerimientos y propósito final de la prueba, con lo cual cada evaluador realizaba la evaluación y se determinaba si se realizó de manera exitosa o fallida.

5.3.2 Resultados

Al realizar un análisis de los resultados de los 8 casos de prueba de cada uno de los 6 evaluadores, se determinó que las funcionalidades de la aplicación fueron todas exitosas en un entorno controlado.

6 CONCLUSIONES

El presente artículo mostró una aplicación móvil diseñada a partir de conceptos de diseño centrado en el usuario para pacientes con lesiones de muñeca.

Adicionalmente se muestra que un *smartphone* puede ser usado para medir el arco de movilidad articular y que las aplicaciones móviles pueden ayudar y facilitar los procesos de rehabilitación de muñeca.

Futuros trabajos desarrollarán aplicaciones que puedan facilitar los procesos de rehabilitación de lesiones de codo, hombro, rodilla y cuello.

Referencias

- [1] Oficina Internacional del Trabajo (2013). Plan Seguro, Plan Saludable: Directrices para la elaboración de programas nacionales de seguridad y salud en el trabajo, Ginebra, Suiza.
- [2] Organización Mundial de la Salud (2008). The global burden of disease: 2004 update, Ginebra, Suiza.
- [3] Polo B. E., Rueda M. C., Cortes B., Martinez N. P. y Nieto O. (2006). Guía de atención integral basada en la evidencia para desórdenes músculo esqueléticos (DME) relacionados con movimientos repetitivos de miembros superiores, Ministerio de la Protección Social, Bogotá, Colombia.
- [4] Deponti D., Maggiorini D. y Palazzi C. E. (2009). DroidGlove: An Android-Based Application for Wrist Rehabilitation, *ICTUM'09*

- *International Conference in Ultra Modern Telecommunications & Workshops 2009*, pp. 1-7.

- [5] Shin Y. y Wunsche B. C. (2013). A Smartphone-based Golf Simulation Exercise Game for Supporting Arthritis Patients, *28th International Conference of Image and Vision Computing New Zealand. IVCNZ - 2013*, pp. 459-464.
- [6] Guirao J. A., Olmedo A. y Ferrer E. (2008). El artículo de revisión, *Revista Iberoamericana de enfermería Comunitaria*, vol. 1, n° 1, pp. 1-25.
- [7] Alvis D. A. y Riaño C. C. (2016). Herramienta didáctica para el aprendizaje de sistemas físico mecánicos usando realidad aumentada e interfaces naturales de usuario, Universidad del Cauca, Popayán, Colombia.
- [8] Scientific Software Development GmbH (2017) Atlas.ti (Version 8) [software]. Obtenido de: <https://atlasti.com/>.
- [9] Instituto Mexicano de Seguro Social (2013). Rehabilitación de Fractura Distal de Radio, México.
- [10] Bentley F. y Barrett E. (2012). Building Mobile Experiences, The MIT Press.
- [11] Schwaber K. y Sutherland J. (2013). La Guía definitiva de Scrum: Las reglas de juego, Scrum.org and ScrumInc.
- [12] Kuegler P., Wurzer P., Tuca A., Sendlhofer G., Lumenta D. B., Giretzelehner M. y Kamolz L. P. (2015). Goniometer-apps in hand surgery and their applicability in daily clinical practice, *Safety in Health*, vol. 1, pp. 1-7.
- [13] Gonzales L. (2009). Método para generar casos de prueba funcional en el desarrollo software, *Revista Ingenierías Universidad de Medellín*, vol. 8, n° 15, pp. 29-36.

PLATAFORMA PARA EL ESTUDIO DE CAÍDAS Y DESVANECIMIENTOS EN GRUPOS DE PERSONAS MAYORES

Enrique de la Cal, Universidad de Oviedo, delacal@uniovi.es
Mirko Fáñez, Universidad de Oviedo, mirko@mirkoo.es
Jose Ramón Villar, Universidad de Oviedo, villarjose@uniovi.es
Víctor M. Suárez, Universidad de Oviedo, vmsuarez@uniovi.es

Resumen

La detección de caídas y/o desvanecimientos es un grave problema para las personas mayores (PM). Sobre todo, cuando están a cargo de terceros. Las soluciones existentes en la literatura están basadas o bien en señales de vídeo o bien en dispositivos wearable con sensores (WD) [1, 2]. El gran inconveniente de las basadas en vídeo es su dependencia del contexto por lo que las soluciones basadas en WD son mucho más versátiles. Aun así, los WD presentan dos importantes problemas: i) la falta de adecuación de los WD comerciales al uso científico, y ii) los inconvenientes derivados de las comunicaciones en dispositivos con una autonomía pequeña. Por ello en este trabajo se propone una plataforma basada en tres componentes: un WD comercial personalizado, una app para el WD diseñada con propósitos científicos, un servidor dedicado para la recogida de datos y finalmente una aplicación Web para la explotación de los datos. La app desarrollada para el WD mejora claramente la solución nativa del fabricante tanto en batería como en frecuencia de muestro de los datos obtenidos. Finalmente podemos remarcar como punto a favor la usabilidad del WD aquí presentado.

Palabras Clave: Reconocimiento de Actividad Humana, Dispositivos Wearable, Detección de caídas, Ambient Assisted Living.

1. MOTIVACIÓN

La detección de caídas y/o desvanecimientos es un grave problema para las personas mayores, independientemente del grado de autonomía. En el caso de residencias para personas mayores (RPM), este problema es mayor al estar las personas bajo la responsabilidad de terceros. Las soluciones publicadas relacionadas con la detección de caídas y desvanecimientos utilizan o bien el análisis de señales de vídeo, o bien dispositivos wearable con sensores (WD) [1, 2]. Respecto al análisis de señales de vídeo [3], la mayor dificultad reside en la escalabilidad y la segmentación de un número alto de personas en la escena. Así mismo otro problema

importante es la dependencia del contexto, es decir, la escena siempre debe estar equipada con cámaras, obviamente. Los WD solventan estos problemas ya que no dependemos del contexto, pero también presentan otros nuevos tales como la inadecuada personalización del software nativo, la autonomía o las comunicaciones. Debe aclararse que en el uso que se propone en este trabajo, detección de caídas, es necesario disponer de una autonomía para todo el período diurno (algo más de 12 horas, de 8am a 8pm).

Respecto a estas limitaciones de los WD podemos decir que: i) El software nativo para la monitorización de actividad de los WD comerciales presentan una gran limitación en la frecuencia de muestreo de los sensores (no más de 1/60 Hz). Esto hecho es motivado principalmente porque dicho software no está pensado para un uso científico, presentando las limitaciones de un producto de consumo para uso lúdico. Por ello se hace necesario el desarrollo de un software personalizado que nos permita trabajar con una frecuencia de muestreo alta (por encima de 1Hz). ii) Por otro lado, si lo que realmente queremos es monitorizar la actividad con disponibilidad remota en tiempo cuasi real sería deseable disponer de un WD con capacidad de acceso a la red LTE/4G. El inconveniente de esto es que hoy por hoy la autonomía de un WD con un uso intensivo de datos 4G se limita un máximo de 4-5 horas [4], sin un registro continuo de los sensores. Y lo mismo ocurre con las alternativas para Android.

2. OBJETIVO

Con esta motivación se propone una plataforma consistente en un WD comercial, una app propia desarrollada para dicho WD, un servidor actuando de repositorio de datos y una aplicación Web para explotación de datos de actividad física en la vida diaria. Concretamente, la App WD nos deberá permitir la toma de datos con una frecuencia alta (por encima de 1Hz) en los sensores más habituales: ritmo cardíaco (HR), acelerómetro (ACC3D) y giroscopio por lo menos. En esta primera fase de desarrollo de la plataforma se ha planteado tanto la recogida de los datos como su explotación, pero aún resta por

integrar los modelos de aprendizaje de caídas que ya están publicados [5].

3. ESTADO DEL ARTE

3.1. SOBRE PLATAFORMAS

En nuestro trabajo anterior [6] se presentó una plataforma específica para la monitorización y detección de epilepsia, y en él se analizaron las plataformas para dicho propósito existentes en la literatura [7], tanto aquellas que emplean WD como las que emplean redes de sensores corporales [8, 9]. Tradicionalmente los WD se emplean para la recogida de datos correspondientes a variables biomédicas o bien para obtener retroalimentación de los pacientes, ya sea haciendo cálculo en los propios WD [10, 11] o bien a través de un servicio en la nube [12, 13].

3.2. SOBRE SENSORES Y DETECCIÓN DE CAÍDAS

Las soluciones para la detección de caídas pueden combinar diferentes tipos de sensores tales como un barómetro y un inercial [14], 3DACC y giroscopio [15], 3DACC y baldosas inteligentes [16] o 3DACC y barómetro en el cuello [17]. Sin embargo, el 3DACC es la solución más difundida en la literatura [18, 19, 20, 21, 22]. Se han propuesto diferentes soluciones para la detección de caídas [21, 22, 23], pero todos ellos tienen la característica común de que el dispositivo se ha colocado en la cadera o en el pecho. Hecho debido a que es más fácil la detección en esta ubicación [24].

La ubicación cadera es válida para pacientes con incapacidad severa, pero obligar el uso de un cinturón en conjunto con vestidos (en el caso de mujeres), puede no ser válido para pacientes sanos.

Además, con este tipo de carencias de usabilidad es fácil que los participantes se olviden los dispositivos en la mesita de noche [1, 25].

3.3. SOBRE DATASETS PÚBLICOS

Uno de los principales retos en el campo de la detección de actividad humana (HAR - Human Activity Recognition), consiste en la disposición de datasets contrastados para la validación de los nuevos algoritmos de detección. Entre los datasets públicos más conocidos podemos señalar los siguientes: UMA Fall [26] (caídas simuladas con sensor ubicado en la muñeca), UNIOVI-Epilepsy [27] (ataques epilépticos y otras actividades con sensor ubicado en la muñeca), DaLiac [28] (múltiples actividades desde correr hasta andar en bici, con sensores ubicados en diferentes lugares) y FARSEEING dataset [29] (caídas simuladas con sensor ubicado en el muslo).

El presente trabajo pretende crear un dataset público con datos de caídas genuinas procedentes de personas mayores.

4. PROPUESTA

Esta plataforma se empleará en dos fases:

- Por un lado, como medio para toma de datos de calibración y ensayo para obtener modelos basados en técnicas de inteligencia artificial para la identificación de eventos en la actividad diaria de los participantes.
- Por otro lado, en el despliegue de dichos modelos en los WD y la generación de alarmas en tiempo real.

Debe quedar claro que este proyecto sólo aborda la primera fase.

La propuesta de plataforma desarrollada consta de tres elementos principales (ver Fig. 1):

- a) Un WD multisensor para la recogida de datos biométricos situado en la muñeca del participante.
- b) Una App desarrollada para el WD para la recogida y envío de datos en el propio dispositivo (App WD).
- c) Un Servidor ad-hoc que hará de repositorio para los datos recibidos de los WD, así como la explotación y el modelado de los mismos.

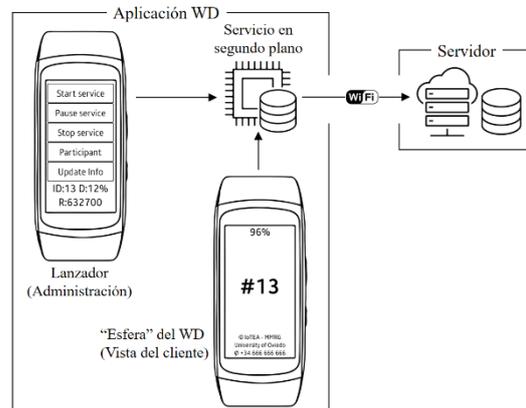


Fig. 1: Arquitectura de la plataforma

4.1. WD

Partimos de un WD comercial de la marca Samsung dotado con sensores de pulso óptico, acelerómetro y giroscopio además de conectividad Bluetooth y WiFi. La configuración de este WD ha sido personalizada para reducir al mínimo el consumo de la batería, prescindiendo de las prestaciones que no iban enfocadas a esta plataforma (ver Fig. 2).



Fig. 2: Samsung Gear Fit 2 - WD elegido para este trabajo

4.2. APP WD

La App encargada del registro continuo de datos seguirá una arquitectura basada en el patrón MVC (Modelo Vista Controlador), [30]. Esta App ha sido desarrollada bajo el SO Tizen 2.3.1 y consta de las siguientes capas:

- Vista: La vista está compuesta por dos aplicaciones independientes con interfaz visual para el usuario (Ver lanzador y “esfera” en Fig. 1). i) por un lado tenemos lo que en terminología Tizen se denomina un **Lanzador**, que será la aplicación encargada de gestionar (lanzar, parar, pausar, etc) el servicio de registro de datos. Esta aplicación sólo está disponible bajo contraseña para el usuario administrador. ii) por otro lado disponemos de una aplicación **Esfera** en terminología Tizen que es la encargada de mostrar los datos informativos para el usuario (ID de participante, % de Batería, etc) así como garantizar que el servicio de recogida de datos está operativo.
- Controlador: El controlador va en una parte del servicio (Servicio en segundo plano (SRV) en Fig. 1) y se encarga de dirigir las peticiones que llegan desde las vistas anteriormente citadas al servicio.
- Modelo: son las funcionalidades del SRV que se encargan básicamente de: i) recoger los datos de los sensores y almacenarlos en una base de datos local con la frecuencia configurada. ii) Envío de datos al servicio Web REST alojado en el servidor repositorio.

En la Fig. 3 se incluye un diagrama de estados con el detalle del funcionamiento de nuestra propuesta. Los datos de los sensores son registrados de forma continua mientras está encendido y desconectado del cargador (Estado 1). Así mismo, envía las muestras recogidas al servidor ad-hoc vía servicios web REST mediante conexión WiFi cuando se detecta que el WD se ha colocado en la base de carga (Estado 2). Una vez se han descargado todos los datos al servidor la App WD pasa a estado ocioso (Estado 4) hasta que se retira del cargador a la mañana siguiente para ser colocado en los participantes (Estado 1). Todo esto es capaz de hacerlo de forma autónoma, inclusive dejar

de registrar datos de los sensores al llegar a un nivel de batería menor del 15% (Estado 3).

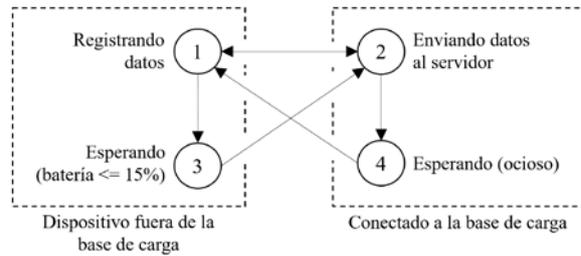


Fig. 3: Diagrama de estados general de la App WD

Gracias a este funcionamiento los Asistentes de la residencia de personas mayores (RPM) sólo se tienen que preocupar de recoger al inicio del día los WD de los cargadores y colocárselos a los participantes, y al final del día quitárselos para volver a dejarlos en los cargadores sin operar para nada con las opciones de la pulsera. Esto permite un funcionamiento bastante automatizado.

4.3. SERVIDOR Y EXPLOTACIÓN WEB

Para visualizar de una manera rápida el más de medio millón de muestras que recoge cada WD al día, se ha desarrollado una aplicación web que permite la generación de gráficos y otra serie de información resumida al momento a partir de los datos registrados por los WD de cada participante (Ver Fig. 6). Esta aplicación web también permite a los asistentes realizar labores de calibración con una serie de actividades específicas a realizar por el participante mientras se están registrando datos por medio del WD, que servirán de ayuda para los modelos diseñados a partir de estos datos (Fig. 5). Así mismo podemos realizar un sondeo del estado de encendido de cada WD mediante el panel de la Fig. 4. Finalmente, en el panel de descargas podemos disponer de los datos de las pulseras filtrando por rangos de fechas (ver Fig. 7).

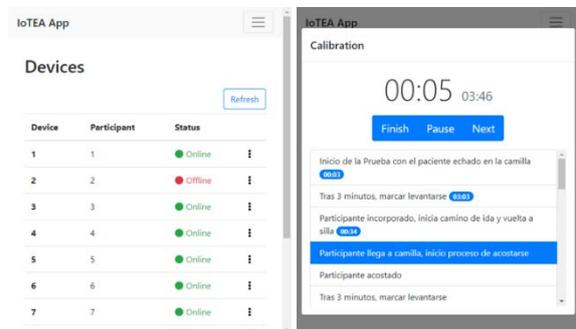


Fig. 4: Panel de visualización de estado de los WD Fig. 5: Panel de calibración de los WD

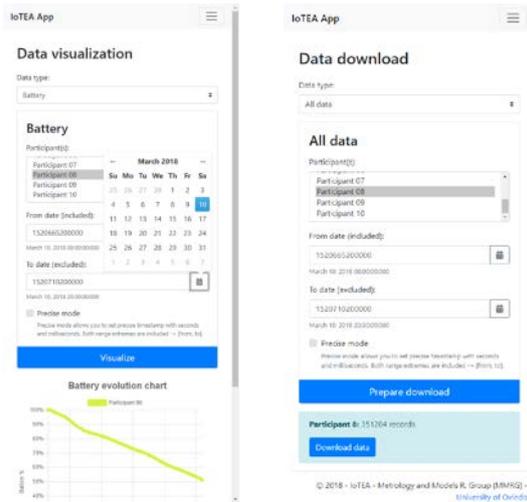


Fig. 6: Panel de visualización Fig. 7: Panel de descarga

4.4. USABILIDAD

Una cuestión que se ha cuidado en esta propuesta es que la usabilidad de los dispositivos sea lo mejor posible tanto para los participantes como para los asistentes. En concreto los puntos más relevantes son:

- La vista “Esfera” de usuario sólo mostrará datos de lectura, sin permisos activos para interactuar con la pulsera. Para gestionar el SRV o cambiar el ID de participante vinculado a la pulsera se debe disponer la clave para ejecutar el Lanzador (ver Fig. 1).
- La “Esfera” además sondea el servicio cada vez que se apaga/enciende la pantalla del WD con el fin de comprobar si está “vivo” el servicio.
- Por otro lado, el funcionamiento de la App WD no requiere de la intervención del usuario respecto al volcado de datos y carga de la batería de la pulsera. Es decir, el usuario sólo tiene que colocarse el WD al principio del día y dejarlo en el cargador al final. Los datos serán volcados de forma transparente al usuario vía WiFi.

4.5. COPIA DE SEGURIDAD LOCAL Y CAPACIDAD

Las muestras tomadas por cada dispositivo, antes de ser enviadas al servidor, serán almacenadas en una base de datos local del WD, donde es capaz de mantener hasta 20 días de datos sin necesidad de descargarlos en el servidor. Una vez enviados, el WD tiene un sistema de copias de seguridad por el cual, aunque los datos ya hayan sido enviados, va a seguir almacenándolos de forma local para evitar cualquier posible pérdida de información.

5. RESULTADOS NUMÉRICOS

Con el fin de comprobar la validez de la plataforma propuesta se han realizado dos tipos de pruebas: i) por un lado se han comparado las frecuencias de

muestreo de la App nativa de actividad del dispositivo (Samsung Exercise) con la App propuesta en este trabajo, ii) por otro se ha analizado la duración de batería con nuestra App.

5.1. MATERIALES Y MÉTODOS

Las pruebas que se recogen en este apartado se han realizado empleando:

- 10 pulseras Samsung Gear Fit 2 (4 GB almacenamiento/512 MB RAM).
- Versión de Firmware: R360XXU1ERC7
- Versión de Tizen OS: 2.3.1
- Configuración de las pulseras: Deshabilitados todos los servicios de registro y detección de actividad nativos, así como brillo de pantalla al mínimo.
- Sensores muestreados: Pulso cardíaco, 3DACC, giroscopio, gravedad y aceleración lineal.
- Frecuencia de muestreo: App Nativa de Samsung (1/60 Hz para Pulso Cardíaco).
- Pruebas realizadas: Se han realizado dos tipos de pruebas:
 - Se ha comparado la curva de muestreo de la App nativa para una actividad cotidiana respecto a los mismos datos registrados con nuestra App.
 - Las 10 pulseras se han dejado registrando los datos de todos los sensores en el cargador conectado a un programador eléctrico con un perfil diario de funcionamiento de 16 horas activado / 8 horas desactivado.

5.2. COMPARATIVA DE TASA DE MUESTREO

A la vista de la figura Fig. 8 podemos observar la pérdida de precisión de la APP de Samsung a la hora de registrar datos de pulso cardíaco (frecuencia de muestreo máxima de 1/60 Hz cuando con nuestra App podemos llegar hasta 10Hz). Lo mismo nos va a ocurrir para la medida de aceleración. Esta falta de precisión con la aplicación nativa de Samsung nos llevaría a falsos negativos en el caso de la detección de caídas ya que la duración de una caída puede estar por debajo de 1 segundo.

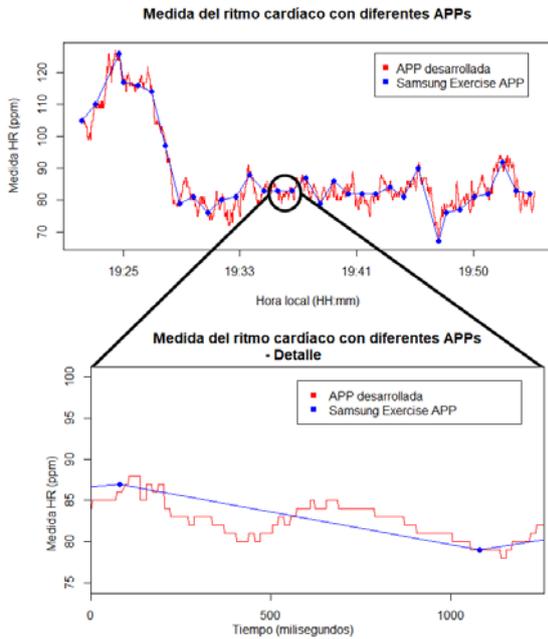


Fig. 8: Comparativa de tasa de muestreo entre la App nativa de Samsung (Samsung Exercise APP) y la APP desarrollada

5.3. DURACIÓN DE BATERÍA

En la figura Fig. 9 se recogen las curvas de descarga de 9 de las 10 pulseras probadas durante dos días. Podemos observar que la batería dura más de 18 horas en todos los casos, lo cual es más que suficiente para un uso diurno. En la Tabla 1 podemos ver que, aunque la duración obtenida con nuestra App es inferior a la de la App nativa, hemos multiplicado la frecuencia de muestro por 600 a costa de utilizar un 30% más de batería. Además, la App nativa es desactivada de forma automática cuando se presentan períodos largos de reposo (y esta característica no es configurable).

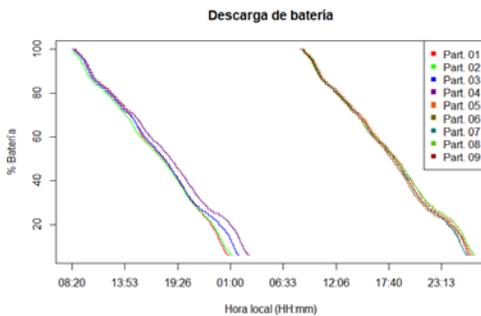


Fig. 9: Duración de la batería con la APP desarrollada

Tabla 1: Tabla con resultados de autonomía

Actividad	Dispositivo	
	Samsung Gear Fit 2	Apple Watch 3 LTE
Registro continuo con WIFI con nuestra App WD (Muestreo: 10Hz)	18 horas	-
Registro continuo con WIFI con nuestra App WD (Muestreo: 1/60Hz)	25 horas	-
Sin registro de sensores y con envío de datos vía 4G	-	5 horas

6. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

Se ha logrado diseñar una plataforma basada en un WD comercial, una app para dicho WD, y un SERVIDOR de explotación de los datos que nos permite recolectar dichos datos de PM en tiempo real en un entorno no controlado.

La App WD desarrollada permite un uso del WD totalmente transparente para el usuario lo cual le confiere al mismo una libertad absoluta.

Se ha conseguido una toma de datos continua de los sensores de acelerometría, giroscopía, gravedad y aceleración lineal a 10 Hz y del sensor de ritmo cardíaco a 1 Hz, con una duración de batería de un mínimo de 18 horas seguidas sin necesidad de cargarse.

Por otro lado, existen en el mercado dispositivos portátiles para registro de Electroencefalogramas (EEG) con diferentes grados de usabilidad y precisión. En el caso de PM, hasta ahora no era posible realizar multitud de medidas en situaciones de vida cotidiana sin perturbar de forma notoria la maniobrabilidad y movilidad de los usuarios. Se propone el desarrollo de una plataforma en la red en la que se fusionen los datos de EEG portátil y WD comerciales, de manera que permitan una mejor segmentación de éstos y conduzcan a modelos de aprendizaje más precisos.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por Ministerio de Ciencia e Innovación bajo los proyectos MINECO-TIN2014-56967-R y MINECO-TIN2017-84804-R.

Referencias

- [1] R. Igual, C. Medrano and I. Plaza, "Challenges, issues and trends in fall detection systems," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 12, 2013.

- [2] S. S. Khan and JesseHoey, "Review of fall detection techniques: A data availability perspective," *Medical Engineering and Physics*, vol. 39, pp. 12-22, 2017.
- [3] S. Zhang, Z. Wei, J. Nie, L. Huang, S. Wang and Z. Li, "A Review on Human Activity Recognition Using Vision-Based Method," *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2017, 2017.
- [4] Apple, «Apple Watch 3 4G Battery Life,» 23 09 2017. [En línea]. Available: <https://www.apple.com/uk/watch/battery.html>. [Último acceso: 30 5 2018].
- [5] S. Barri Khojasteh, J. R. Villar, C. Chira, V. M. González y E. de la Cal, «Improving fall detection using an on-wrist wearable accelerometer,» *Sensors, MDPI*, pp. 1-27, 2018.
- [6] P. M. Vergara, E. Cal, J. R. Villar, V. M. González and J. Sedano, "An IoT Platform for Epilepsy Monitoring and Supervising," *Journal of Sensors*, vol. 2017, p. 18, 2017.
- [7] M. M. Hassan, H. S. Albakr y H. Al-Dossari, «Internet of Things framework for pervasive healthcare,» de *1st International Workshop on Emerging Multimedia Applications and Services for Smart Cities, EMASC 2014*, 2014.
- [8] G. Fortino, M. Pathan y G. di Fatta, «BodyCloud: integration of cloud computing and body sensor networks,» de *4th IEEE International Conference on Cloud Computing Technology and Science (CloudCom '12)*, 2012.
- [9] A. Khelil, F. K. Shaikh, A. A. Sheikh, E. Felemban y H. Bojan, «DigiAID: A wearable health platform for automated self-tagging in emergency cases,» de *4th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare, MOBIHEALTH20144th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare, MOBIHEALTH2014*, 2014.
- [10] H. T. Dinh, C. Lee, D. Niyato y P. Wang, «Asurvey of mobile cloud computing: Architecture, applications, and approaches,» *Wireless Communications and Mobile Computing*, vol. 13, n° 18, p. 1587-1611, 2013.
- [11] M. R. Rahimi, J. Ren, C. H. Liu, A. V. Vasilakos y N. Venkatasubramanian, «Mobile cloud computing: a survey, state of art and future directions,» *Mobile Networks and Applications*, vol. 19, n° 2, pp. 133-143, 2014.
- [12] C. D. Maglogiannis y I. , «Bringing IoT and cloud computing towards pervasive healthcare,» de *6th International Conference on Innovative Mobile and Internet Services in Ubiquitous Computing, IMIS 2012*, 2012.
- [13] C. D. Maglogiannis y I. Maglogiannis, «Managing wearable sensor data through Cloud Computing,» de *3rd IEEE International Conference on Cloud Computing Technology and Science, CloudCom 2011*, 2011.
- [14] A. M. Sabatini, G. Ligorio, A. Mannini, V. Genovese y L. Pinna, «Prior-to- and Post-Impact Fall Detection Using Inertial and Barometric Altimeter Measurements,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, n° 7, 2016.
- [15] A. Sorvala, E. Alasaarela, H. Sorvoja and R. Myllyla, "A two-threshold fall detection algorithm for reducing false alarms," in *Proceedings of 2012 6th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT)*, 2012.
- [16] M. Daher, A. Diab, M. E. B. E. Najjar, M. A. Khalil y F. Charpillet, «Elder Tracking and Fall Detection System Using Smart Tiles,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 17, pp. 469-479, 1 2017.
- [17] F. Bianchi, S. J. Redmond, M. R. Narayanan, S. Cerutti and N. H. Lovell, "Barometric Pressure and Triaxial Accelerometry-Based Falls Event Detection," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, pp. 619-627, 2010.
- [18] T. Zhang, J. Wang, L. Xu and P. Liu, "Fall Detection by Wearable Sensor and One-Class SVM Algorithm," in *Intelligent Computing in Signal Processing and Pattern Recognition*, vol. 345, D. S. Huang, K. Li and G. W. Irwin, Eds., Springer Berlin Heidelberg, 2006, pp. 858-863.
- [19] A. Hakim, M. S. Huq, S. Shanta and B. S. K. K. Ibrahim, "Smartphone Based Data Mining for Fall Detection: Analysis and Design," *Procedia Computer Science*, vol. 105, pp. 46-51, 2017.
- [20] F. Wu, H. Zhao, Y. Zhao and H. Zhong, "Development of a Wearable-Sensor-Based Fall Detection System," *International Journal of Telemedicine and Applications*, vol. 2015, p. 11, 2015.
- [21] A. K. Bourke, J. V. O'Brien y G. M. Lyons, «Evaluation of a threshold-based triaxial accelerometer fall detection algorithm,» *Gait and Posture*, vol. 26, pp. 194-199, 2007.
- [22] Q. T. Huynh, U. D. Nguyen, L. B. Irazabal, N. Ghassemian y B. Q. Tran, «Optimization of an Accelerometer and Gyroscope-Based Fall

- Detection Algorithm,» *Journal of Sensors*, vol. 2015, 2015.
- [23] M. Kangas, A. Konttila, P. Lindgren, I. Winblad y T. Jämsä, «Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers,» *Gait and Posture*, vol. 28, pp. 285-291, 2008.
- [24] S. Chaudhuri, H. Thompson y G. Demiris, «Fall Detection Devices and their Use with Older Adults: A Systematic Review,» *J Geriatr Phys Ther*, vol. 37, n° 4, pp. 178-196, 2014.
- [25] P. Jatesiktat y W. T. Ang, «An elderly fall detection using a wrist-worn accelerometer and barometer,» de *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2017.
- [26] E. Casilari, J. A. Santoyo-Ramón and J. M. Cano-García, «UMAFall: A Multisensor Dataset for the Research on Automatic Fall Detection,» *Procedia Computer Science*, vol. 110, pp. 32-39, 2017.
- [27] J. R. Villar, P. Vergara, M. Menéndez, E. Cal, V. M. González and J. Sedano, «Generalized models for the classification of abnormal movements in daily life and its applicability to epilepsy convulsion recognition,» *accepted for publication, International Journal of Neural Systems*, 2016.
- [28] H. Leutheuser, D. Schuldhaus y B. M. Eskofier, «Hierarchical, multi-sensor based classification of daily life activities: comparison with state-of-the-art algorithms using a benchmark dataset,» *PLoS ONE*, vol. 8, n° 10, 2013.
- [29] F. Bagala, C. Becker, A. Cappello, L. Chiari, K. Aminian, J. M. Hausdorff, W. Zijlstra and J. Klenk, «Evaluation of Accelerometer-Based Fall Detection Algorithms on Real-World Falls,» *PLoS ONE*, vol. 7, p. e37062, 2012.
- [30] M. Fowler, *Patterns of Enterprise Application Architecture*, Addison Wesley, 2003.

DISEÑO DE UN SISTEMA INALÁMBRICO DE BAJO COSTE PARA LA REHABILITACIÓN DE LA MANO EN PACIENTES CON ICTUS

Martínez I., Ceres. R. Urendes E.

Universidad CEU San Pablo. Urbanización Montepríncipe - Boadilla del Monte, Madrid.
España {i.martinez66@usp.ceu.es, ramonceru@gmail.com, eloyjose.urendesjimenez@ceu.es}

Resumen

A día de hoy, el ictus es la mayor causa de dependencia y discapacidad grave que se da en la edad adulta. Por este motivo, el diseño de sistemas orientados a la rehabilitación tras un infarto cerebral se manifiesta como una necesidad tanto de la sociedad actual como de la futura, debido al progresivo envejecimiento poblacional en nuestro país. Este artículo presenta el diseño de una interfaz paciente-ordenador que emplea componentes comerciales de bajo coste con el fin de ofrecer una solución asequible y sencilla, apta tanto para entornos clínicos como domiciliarios, capaz de ser implementada por cualquier persona sin necesidad de un gran conocimiento en la materia. A través de un sencillo videojuego desarrollado, se busca motivar de manera lúdica al paciente a realizar movimientos de la mano, a la vez que se regula la dificultad de los ejercicios, favoreciendo así su participación en el proceso de rehabilitación.

Palabras Clave: Arduino, ictus, rehabilitación, bajo coste, FSR, bluetooth, galga, videojuego

1 INTRODUCCIÓN

Actualmente, cada seis minutos se da un caso de ictus en España [7]. A causa de una rotura o taponamiento de un vaso sanguíneo se reduce el aporte de oxígeno al cerebro, provocando daños cerebrales graves y alterando las capacidades de la persona en función de la zona y área afectada por la falta de oxígeno. Su incidencia es mayor a partir de los 55 años. Así, según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), debido al constante envejecimiento de la población, en el año 2050 entorno al 23% de la misma estará en riesgo de padecer un ictus [7]. El coste sanitario que supone el tratamiento de esta enfermedad llega a representar entorno al 3-4% del presupuesto anual destinado a sanidad [5], por lo que, durante los próximos años, se prevé una subida considerable del coste sanitario. En el 85% de los casos aparecen dificultades en el movimiento del miembro superior [8]. Esto puede ser

debido a la tendencia del ictus a darse en la zona carotídea y a la mayor complejidad estructural cerebral que requiere el uso del miembro superior (movimientos precisos con la mano, coordinar la marcha) en comparación con otras partes del cuerpo afectadas tras la enfermedad.

Debido a esto, cada vez es mayor la necesidad de métodos de rehabilitación que permitan la recuperación de la funcionalidad del miembro superior. Para esta tarea, el uso de sistemas que combinan robots o herramientas mecánicas (que conducen la actividad física y aseguran la repetibilidad del ejercicio) con una interfaz que involucre al paciente y le plantee objetivos (a fin de aumentar su motivación y ofrecer un medio sencillo para regular la complejidad de los ejercicios) son una opción cada vez más tenida en cuenta. El estudio de Colomer et al. [2] muestra la mejoría y mantenimiento en el tiempo de ésta en 23 pacientes con ictus tras 36 sesiones usando el sistema Armeo®Spring. De manera similar, Shin et al. [9] expone los avances en la recuperación de enfermos de ictus tras el uso del sistema RAPAEL Smart Glove [6].

El objetivo de este trabajo es el desarrollo de un sistema de bajo coste que ayude a la recuperación funcional de la mano de personas con ictus. Dicho sistema consiste en un dispositivo, acoplado a un guante, mediante el que se registran los movimientos (flexión de los dedos, rotación de la muñeca y del brazo) y por un videojuego, a través del cual se proporciona *feedback* al paciente y un método para regular la dificultad de los ejercicios. Se ha diseñado este dispositivo de modo que los movimientos de la mano se traducen en desplazamientos de ratón y los contactos de dedos en los clics, controlando así el videojuego.

El artículo se estructura de la siguiente manera: en la sección 2 se describe el hardware del dispositivo desarrollado, en la sección 3 se detalla la implementación, en la sección 4 se discute la propuesta clínica y, finalmente, en la sección 5 se presentan las principales conclusiones.

2 HARDWARE

2.1 ELECTRÓNICA

La parte electrónica del hardware está compuesta por un microprocesador Arduino Micro, dos sensores FSR y un sensor inercial modelo Pololu AltIMU-10 v5 (Figura 1).

El Arduino Micro fue escogido debido a sus reducidos tamaño y peso en comparación al de otros microprocesadores. Estos eran aspectos a considerar debido a la necesidad de proporcionar la mayor comodidad al paciente a la hora de utilizar el dispositivo.

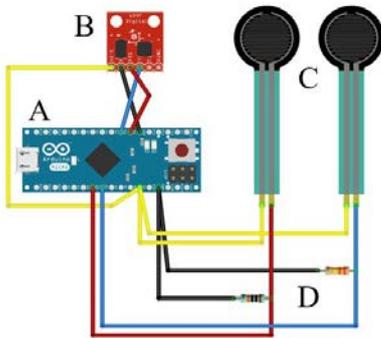


Figura 1: Esquema de los componentes electrónicos:
A-Arduino Micro, B-Pololu AltIMU-10 v5, C- sensores FSR, D-resistencias de 100kΩ y 330kΩ.

Los sensores FSR funcionan disminuyendo la resistencia que ofrecen al paso de corriente conforme se aplica presión sobre ellos. De cara a los movimientos que se quieren fomentar (agarre de pinza, agarre de empuñadura), se prefirió el uso de sensores circulares frente a un modelo rectangular debido a que estos proporcionan una mayor precisión a la hora de aplicar fuerza sobre un punto concreto.

El sensor inercial Pololu AltIMU-10 v5 está compuesto por un acelerómetro, un giróscopo y un magnetómetro, permitiendo así calcular con precisión el ángulo de giro de la mano.

Opcionalmente, un módulo de bluetooth puede ser empleado para sustituir la conexión serie (RS-232) de manera que el paciente no esté conectado por cable al ordenador. Debido a la necesidad de simular clics y movimientos de ratón, el módulo de bluetooth empleado debe ser capaz de operar en modo Human Interface Device (HID).

El modelo usado para probar esta opción ha sido el RN-42. Este módulo ofrece varios modos de

conexión HID, tales como teclado, ratón o joystick [1]. Para este dispositivo interesa operar en modo combo, que permite emplear el módulo como teclado y ratón simultáneamente. Cuando el usuario realiza una acción, como puede ser superar el umbral de fuerza al presionar el sensor FSR, el Arduino envía un comando codificado en hexadecimal a través de la conexión bluetooth, que es interpretado por el ordenador. De manera similar, la posición angular de la mano se transmite de manera periódica. Si bien transmitir los datos de este modo es más lento que hacerlo mediante un USB, la comunicación sigue siendo lo suficientemente rápida como para que el uso de la interfaz no se vea afectado.

El uso de bluetooth, teniendo en cuenta la configuración actual del dispositivo, no reporta ninguna ventaja significativa; los ejercicios a realizar apenas varían por la presencia o ausencia del cable USB. Sin embargo, es una opción interesante a tener en cuenta en posibles interfaces similares en las que la conexión por cable sí resulte un impedimento (tobillo, rodilla, etc.).

2.2 INTERFAZ FÍSICA

La parte física de la interfaz está compuesta por un guante al que va acoplado mediante una correa (en el dorso de la mano, entre los nudillos y el pulgar) una caja que contiene los componentes electrónicos descritos anteriormente. De un lateral de la caja parten dos sensores de fuerza resistivos (FSR), colocados en la parte central de la palma de la mano y sobre la yema del pulgar respectivamente. Cubriendo ambos sensores hay dos botones flexibles. Por el lado opuesto al anterior se introduce un cable USB que proporciona la comunicación con el ordenador y la alimentación del dispositivo (Figura 2).



Figura 2: Vista general de la interfaz: A-conexión con el ordenador, B-Arduino, C-giroscopio, D-caja y correa, E-botón sobre un sensor FSR.

La caja, la correa y los botones fueron diseñados con el software FreeCad e impresos mediante una impresora 3D Witbox (Figura 3). Dicho software fue

elegido debido a que su uso es gratuito y está fuertemente orientado a la impresión en tres dimensiones. La caja está fabricada a partir de plástico PLA rígido mientras que para la impresión de la correa y los botones se empleó Filaflex, debido a la necesidad de que fuesen flexibles. El diseño del modelo final, alcanzado a través de un proceso iterativo de prueba-error, permite un ajustar las posiciones de la caja y cada sensor de forma individual, adaptándose fácilmente a la mano de los distintos usuarios.

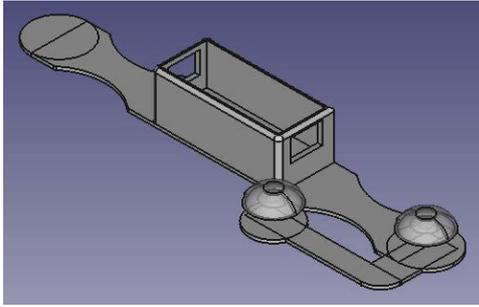


Figura 3: Modelado de caja, correa y botones en FreeCad.

3 SOFTWARE

El software del dispositivo se divide en un programa de Arduino y un videojuego. Desde el programa de Arduino, a través del monitor serial (Figura 4), se monitoriza y registra el movimiento de la mano (ángulos yaw, pitch y roll), la presión realizada sobre los sensores FSR y se configura el umbral de activación de estos, pudiéndose regular así la fuerza que tiene que ejercer el paciente y la rapidez de sus movimientos para controlar el videojuego.

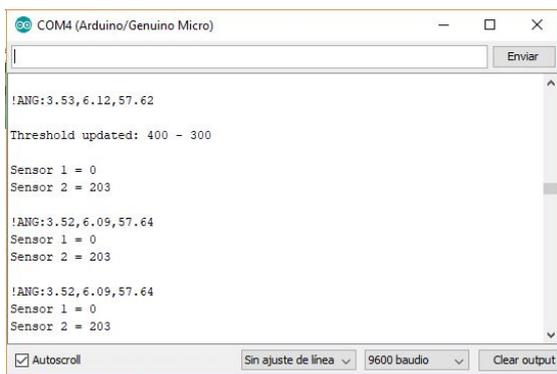


Figura 4: Ejemplo de output del Monitor Serie de Arduino.

El videojuego ha sido desarrollado con Stencyl, software gratuito que emplea programación por bloques, lo que facilita el desarrollo de aplicaciones. Así mismo, soporta la programación orientada a Windows, Mac, Android, Linux y Flash (habiéndose

escogido esta opción), lo que asegura la compatibilidad del juego sin importar el sistema operativo del que se disponga.

El videojuego de rehabilitación es el medio de poner al paciente tareas de distinto grado de complejidad según sus capacidades residuales motoras. Se ha desarrollado un juego similar al clásico arcade “*Space Invaders*”, en el que el usuario controla una nave espacial y tiene que disparar a varios enemigos para superar cada nivel (ver Figura 5). Mediante el ángulo de la muñeca, el usuario controla la posición de la nave: movimientos de flexión y extensión se traducen en un desplazamiento en el eje vertical y movimientos de pronación y supinación (rotaciones a derecha e izquierda), en un desplazamiento en el eje horizontal. La presión sobre un botón permite efectuar disparos hacia delante y la presión sobre el otro, hacia atrás. Los niveles van incrementando en dificultad progresivamente, aumentándose el número y tipo de enemigos, lo que, unido a la regulación del umbral de fuerza a superar para realizar un disparo, permite ajustar la dificultad del ejercicio.



Figura 5: Pantalla de uno de los niveles del videojuego de rehabilitación.

4 PROPUESTA CLÍNICA

El prototipo de la interfaz fue llevado al hospital Beata María Ana, donde se presentó a un neurólogo y un terapeuta ocupacional. Se consideró interesante la opción de emplear el dispositivo en el domicilio y la posibilidad de controlar el videojuego con clics, realizando así movimientos típicos de rehabilitación habituales en su práctica clínica, así como medir la frecuencia de pulsación. Por otra parte, propusieron la posibilidad de medir la fuerza de agarre que pudiera ejercer el paciente como medio de evaluación del paciente. Así, que se propone un módulo compatible con la versión desarrollada anteriormente.

La caracterización de la fuerza puede lograrse mediante el uso de una célula de carga. En este caso, se ha empleado el modelo SEN-13329 de Sparkfun

Electronics, basada en galgas extensiométricas y que permite medir fuerzas de hasta 200 N. Un amplificador HX711 se emplea como sistema de acondicionamiento para las galgas extensiométricas, a la vez que proporciona un valor digital correspondiente a la fuerza aplicada sobre la célula. Un esquema de la electrónica puede observarse en la Figura 6.

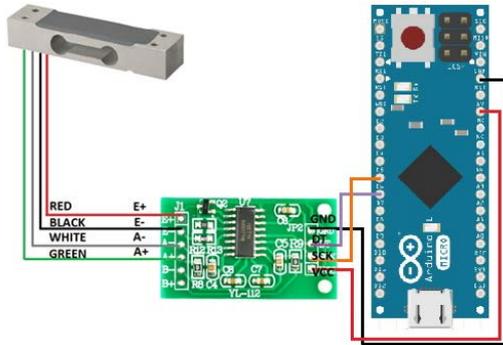


Figura 6: Conexión entre la célula de carga, el amplificador HX711 y un Arduino Micro.

Se ha caracterizado la linealidad, histéresis y repetibilidad del sensor como valoración previa a su uso con usuarios. Para ello, se han registrado los datos correspondientes a pesos fijos de hasta 10.620 kg, cuyos resultados se muestran a continuación.

Para comprobar la linealidad del sensor y su variación con la temperatura, se han realizado mediciones a temperatura ambiente y a 41.6°C. En la Figura 7, puede observarse que las medidas presentan una buena linealidad, sin apenas verse afectadas por una alta diferencia de temperaturas.

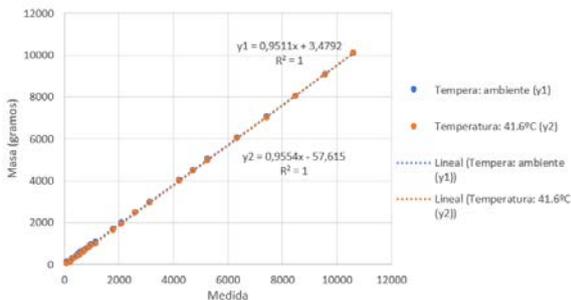


Figura 7: Mediciones de 110 a 10620 gramos, a temperatura ambiente (azul) y a 41.6°C (naranja).

El valor de histéresis, medida según la ecuación (1), es de 0.37. La repetibilidad se ha medido, según el método empleado en [3], como la desviación estándar relativa (DSR), siendo ésta el promedio, de 1 a n (n=6 en este caso), del cociente entre la desviación estándar y la media de las seis mediciones de una masa_i. La ecuación empleada es (2) y los datos recogidos pueden observarse en la Tabla 1.

$$\text{Histéresis (\%)} = \left| \frac{(Y_{mn} - Y_{mp})}{(Y_{max} - Y_{min})} \right| \times 100 \quad (1)$$

Y_{max}: máxima Y común

Y_{min}: mínima Y común

Y_{mn}: valor de Y de la recta superior para la mediana de las X

Y_{mp}: valor de Y de la recta inferior para la mediana de las X

$$\text{DSR} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{\text{des. estándar}(masa_i)}{\text{media}(masa_i)} \quad (2)$$

Tabla 1: Seis medidas de seis cantidades de masa diferentes.

Masa	1	2	3	4	5	6
2100	2103	2100	2097	2097	2102	2099
4200	4204	4202	4199	4201	4203	4202
5260	5265	5263	5261	5261	5264	5263
6320	6323	6321	6318	6318	6323	6320
7380	7383	7380	7377	7377	7381	7379
8440	8438	8439	8433	8433	8439	8432

Los resultados obtenidos concuerdan con lo esperado y reflejan un buen comportamiento del sensor en escenarios similares al de su uso en la interfaz. El empleo de la célula de carga permite, por tanto, caracterizar de manera precisa la fuerza ejercida sobre ella, en comparación con un FSR, al terapeuta a la hora de evaluar la actividad del paciente.

5 CONCLUSIONES

El sistema desarrollado permite la realización y regulación de ejercicios de miembro superior centrados en los movimientos de mano y dedos. Se ha desarrollado una interfaz usuario-ordenador que permite al paciente controlar un videojuego a través del movimiento de su miembro superior para que, de manera lúdica, el paciente realice ejercicios de rehabilitación, fomentando su participación. La interfaz puede emplearse conectada mediante USB o bluetooth al ordenador, según se requiera. Además, se puede emplear una célula de carga en sustitución de los sensores FSR dependiendo de la decisión del terapeuta.

El coste final del dispositivo es algo inferior a 100€ (incluyendo tanto los FSR como la célula de carga). Frente a otros sistemas similares en el mercado, como por ejemplo el RAPAE Smart Glove y el Handtutor o sistemas de ortesis más complejos y voluminosos, como el Armeo®Spring o el Gloreha Workstation. El prototipo desarrollado se presenta

como una herramienta de rehabilitación abierta a que cualquier profesional pueda implementarla y utilizarla por un bajo coste.

Tanto el código para el microprocesador, como los modelos para impresión 3D, el videojuego de rehabilitación y el diagrama de los componentes electrónicos se hallan subidos a un repositorio en GitHub, permitiendo así su acceso y uso a quien lo desee [4].

Como futuro trabajo, se espera probar el dispositivo en pacientes con ictus en el hospital Beata María Ana, (de momento sólo ha sido probado en usuarios sanos) para así recoger feedback orientado a perfeccionar el dispositivo y adaptarlo a aquellos ejercicios y mediciones que tengan un mayor interés médico. Por otra parte, se espera estudiar la usabilidad el dispositivo, así como comparar su funcionamiento con el sistema universalmente aceptado Handtutor, a fin de ofrecer una alternativa al sistema o proporcionar una función complementaria.

Agradecimientos

Este trabajo no hubiese sido posible sin la colaboración de la Escuela Politécnica Superior del CEU, que colaboró con materiales e impresoras 3D, así como la ayuda del profesor Rodrigo García Carmona. A ellos, gracias.

Referencias

- [1] Bluetooth Bluetooth HID Profile User Manual, Sparkfun. Disponible: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Wireless/Bluetooth/RN-HID-User-Guide-v1.0r.pdf> [Acceso: Mayo 2018].
- [2] Colomer C, Baldoví A, Torromé S, Navarro MD, Moliner B, Ferri J, et al. Eficacia del sistema Armeo@Spring en la fase crónica del ictus. Estudio en hemiparesias leves-moderadas. *Neurología* 2013; 28:261-7.
- [3] García, J. F. et al., Obtención de Repetibilidad, Histéresis y Linealidad de un sensor de flexión resistivo por medio de un instrumento virtual. Universidad Autónoma del Estado de México, México.
- [4] Ignacio Martínez Capella, Upper Limb Rehabilitation Interface with Arduino, (2018), GitHub repository, <https://github.com/nachomcapella/Upper-Limb-Rehabilitation-Interface-with-Arduino>
- [5] Martínez-Vila E, Irimia P, Urrestarazu E y Gállego J. El coste del ictus. *ANALES Sis San Navarra* 2000; 23 (Supl. 3): 33-38.
- [6] Neofect, "RAPAEL Smart Glove™," [Online]. Available: <http://www.neofect.com/en/wp-content/uploads/2016/03/NEOFECT-USARAPAELE-Smart-Glove.pdf>. [Acceso: Diciembre 2017].
- [7] Página web de la Federación Española de Ictus (FEI). <https://ictusfederacion.es> (Acceso: Diciembre 2017).
- [8] Página web de la Red Menni. dañocerebral.es (Acceso: Diciembre 2017).
- [9] Shin, Joon-Ho et al. Effects of Virtual Reality-Based Rehabilitation on Distal Upper Extremity Function and Health-Related Quality of Life: A Single-Blinded, Randomized Controlled Trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 13 (2016): 17. PMC. Web. 31 Dec. 2017.

DISEÑO DE UNA PLATAFORMA MHEALTH BASADA EN RELOJES INTELIGENTES PARA LA MONITORIZACIÓN DOMICILIARIA DE ENFERMEDADES NEUROLÓGICAS: NETMD

Miguel A. Velasco, Roberto López-Blanco, J. Ignacio Serrano, M. Dolores del Castillo, Juan P. Romero, Julián Benito-León y Eduardo Rocon
Centro de Automática y Robótica (CAR) CSIC-UPM, Madrid, e.rocon@csic.es

Resumen

Nuevos desarrollos en mHealth para el seguimiento ambulatorio del movimiento podrían ayudar en el diagnóstico y seguimiento de enfermedades neurológicas. En este artículo, se presenta una solución mHealth para la monitorización ecológica de patrones del movimiento y la marcha en pacientes con dos de las enfermedades neurológicas más comunes que producen temblor: la enfermedad de Parkinson (EP) y el temblor esencial (TE). La plataforma NetMD se basa en el uso de dos relojes inteligentes (SW) para recolectar información clínicamente útil para el neurólogo. Se presentan además tres estudios: análisis del temblor, evaluación de patrones de marcha, y análisis de la bradicinesia a través de movimientos alternantes de miembro superior. Estas experiencias ilustran cómo los datos registrados por estos dispositivos y algoritmos de procesado del movimiento pueden ser aplicados en la clínica habitual y en el desarrollo de sistemas para el seguimiento ambulatorios de pacientes.

Palabras Clave: mHealth, enfermedad de Parkinson,

temblor esencial, temblor, bradicinesia, marcha.

1 INTRODUCCIÓN

El auge del internet de las cosas y la miniaturización de los dispositivos vestibles ha producido la aparición de términos como mHealth. Este concepto engloba sistemas que buscan aplicar la tecnología móvil para mejorar la asistencia sanitaria y acercar la idea de “un médico en tu bolsillo” a la realidad de los pacientes. En el caso de las enfermedades neurológicas, realizar una monitorización ambulatoria de la actividad física o patrones de movimiento podría permitir a los neurólogos evaluar el estado de sus pacientes y ajustar sus tratamientos en tiempo real. La implantación de un sistema de este tipo podría además facilitar la identificación de biomarcadores para diagnóstico temprano. Hasta la fecha, los intentos por registrar y analizar grandes sets de datos de este tipo han tenido un éxito discreto. Su rendimiento ha sido lastrado por: (1) la ecología de los dispositivos, p.e. demasiado intrusivos por lo que los pacientes optaron por abandonar el estudio; (2) la validez de los datos, p.e. la información proporcionada carecía de un contexto o

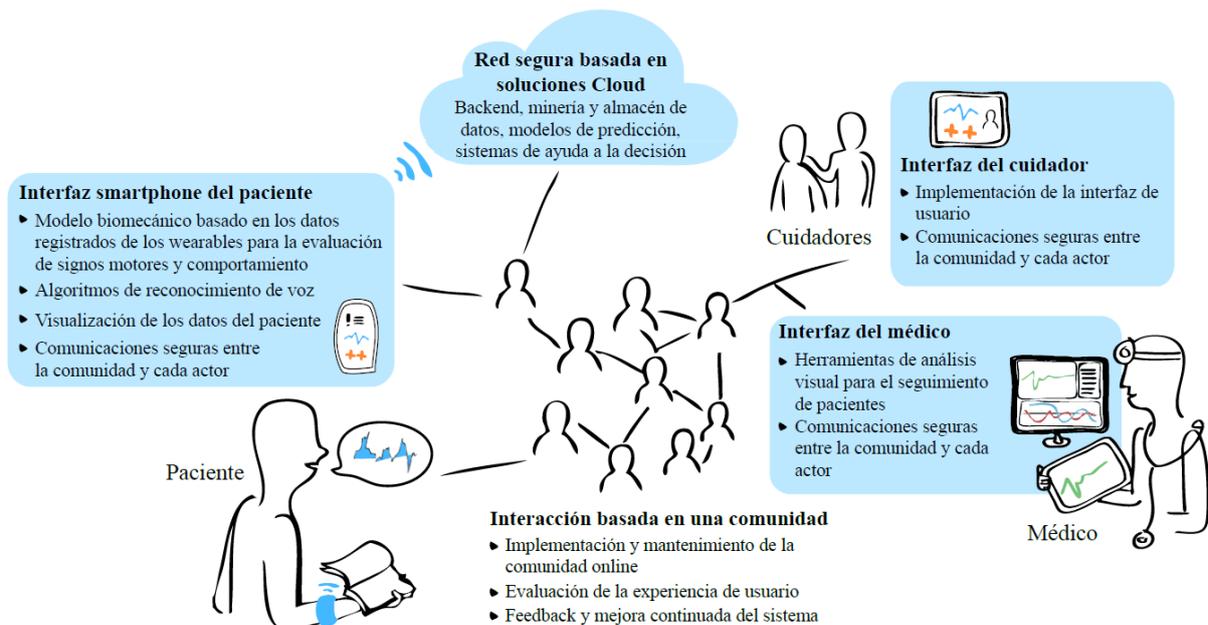


Figura 1: Diseño conceptual de la plataforma NetMD.

no tenía suficiente detalle como para ser interpretada clínicamente por los médicos; y (3) el tipo de sensor utilizado, p.e. la plataforma era cerrada y estaba basada en dispositivos diseñados ad hoc [1], [2].

2 PLATAFORMA NETMD

El objetivo de este trabajo es diseñar una plataforma mHealth que proporcione al neurólogo información clínicamente útil minimizando el número de sensores que el paciente debe vestir. Además, se buscará que la plataforma esté basada en tecnologías ya disponibles en el mercado de manera que el desarrollo que se lleve a cabo sea principalmente de minería de datos a nivel software. La plataforma se centrará en la enfermedad de Parkinson (EP) y el temblor esencial (TE), los dos trastornos del movimiento más comunes en ancianos en España.

2.1 DISEÑO CONCEPTUAL

La Figura 1 muestra el diseño conceptual de la plataforma propuesta. NetMD consta de 5 elementos principales: el sistema de sensores, las interfaces de médico, cuidador y paciente, y una red de computación y almacenaje en la nube. La plataforma es escalable a nivel de hardware y software. Combina el uso de magnetómetros, acelerómetros y giroscopios integrados en relojes inteligentes (o SW según su acrónimo en inglés) Smartwatch 3 SWR50 (Sony Mobile Communications Inc., Japan) que capturan los movimientos del paciente. Además, un micrófono registra la voz para el posterior análisis del estado cognitivo. La arquitectura de NetMD utiliza módulos CloudFlows, que integran de manera amigable diferentes implementaciones de algoritmos, herramientas y servicios web en un flujo de trabajo que puede ser ejecutado en una aplicación en la nube. La plataforma permite compartir sistemas interactivos de minería de datos, lo que potencia su repetitividad y usabilidad. Por último, los sistemas de visualización de los interfaces de médicos y cuidadores incluyen el acceso a fuentes de datos de tipo Excel, Access, Oracle, MySQL, SPSS, R, o ficheros de texto.

2.2 PROTOTIPO NETMD

En su estado actual, que se muestra en la Figura 2, la plataforma consta de dos SW que registran el movimiento del paciente y están sincronizados con un teléfono Android [3]. La Figura 3 muestra la localización de los SW y el sistema de referencia de las señales registradas por los acelerómetros y giroscopios tridimensionales. El teléfono almacena de manera automática los datos sin procesar en la nube. También hay un almacenamiento local para que esos datos puedan ser utilizados para el diseño de modelos predictivos de patrones de movimiento.

Dichos modelos pueden entonces ser implementados en la solución de tipo Cloud de modo que los datos sin procesar pueden ser integrados y transformados en información clínicamente útil que puede ser visualizada en una interfaz de usuario.

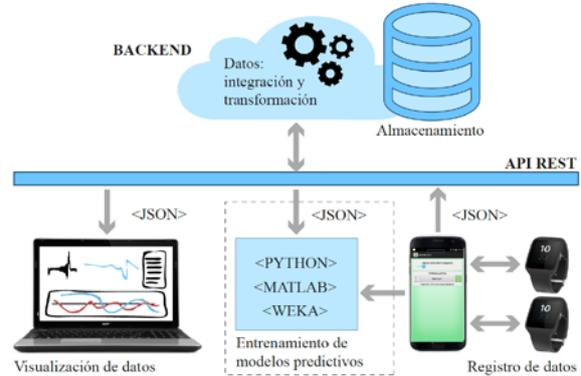


Figura 2: Módulos del prototipo NetMD.

3 ALGORITMOS DE ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO

La plataforma NetMD contará con algoritmos para el análisis del movimiento y la actividad física agrupados en seis tipos: (1) identificación y caracterización del temblor, (2) identificación y caracterización de la marcha, (3) identificación de actividades funcionales de la vida diaria, (4) análisis de los signos motores, (5) análisis de la movilidad y (6) predicción de la eficacia del tratamiento y progreso de la enfermedad.

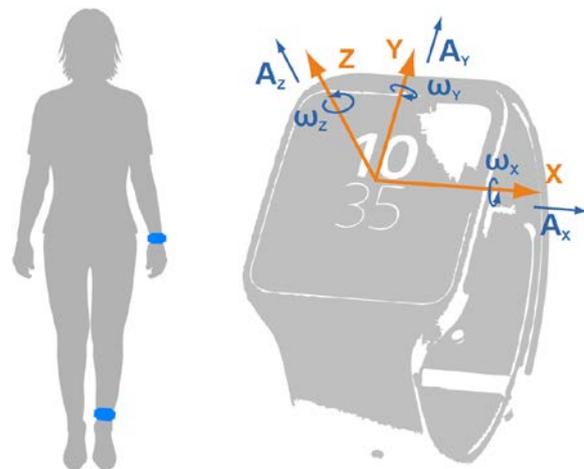


Figura 3: Localización de los SW y sistema de referencia del acelerómetro y giroscopio.

Hasta la fecha, se han realizado tres experiencias aplicando los desarrollos de NetMD a pacientes con

EP y TE reclutados en colaboración con el Hospital “12 de Octubre”.

- el transvase de agua entre vasos
- 2: Derrama el 10% del agua
- 3: Derrama ~50% del agua
- 4: Incapaz de terminar la tarea

3.1 CUANTIFICACIÓN DEL TEMBLOR

Treinta y cuatro pacientes con TE fueron reclutados para entrenar un sistema automático de cuantificación de la severidad del temblor. Los participantes completaron un protocolo clínico estandarizado consistente en cuatro tareas de evaluación del temblor de reposo (tarea A) y del temblor de acción de acción (tareas B-D), pertenecientes a la escala FTM [4] de puntuación del temblor (ver Tabla 1).

Tabla 1: Puntuaciones de la escala FTM de temblor.

FTM-TRS-A: Ítems 5/ 6	
Tarea A,B,C: temblor de reposo y acción (postural y cinético)	0: Ninguno 1: Moderado, intermitente 2: Moderado continuo (< 2 cm) 3. Amplitud marcada (2-4 cm) 4. Amplitud severa (> 4 cm)
FTM-TRS-B: Ítem 15	
Tarea D: Temblor (cinético) durante	0: Normal 1: Lento pero sin derramar agua

Dos modelos de regresión basados en *random forests* se entrenaron en función de los ocho parámetros mostrados en la Tabla 2 [5]. El primer modelo se entrenó con los registros de los ítems 5/6 para clasificar la severidad del temblor en las tareas A, B y C. Por otra parte, un segundo modelo se entrenó con los registros del ítem 15 para la clasificación de la severidad del temblor en la tarea D.

Tabla 2: Parámetros de la severidad del temblor.

Parámetro	ID	Sensor
Frecuencia dominante	f1	Giroscopio
Energía de la frecuencia dominante	f2	Giroscopio
Energía en altas frecuencias	f3	Giroscopio
Energía en bajas frecuencias	f4	Giroscopio
Entropía espectral	f5	Giroscopio
Energía mecánica	f6	Acelerómetro
Ratio energía altas/bajas frecuencias	f7	Giroscopio
f1*f2	f8	Giroscopio

La figura 5 ilustra la capacidad de los modelos de

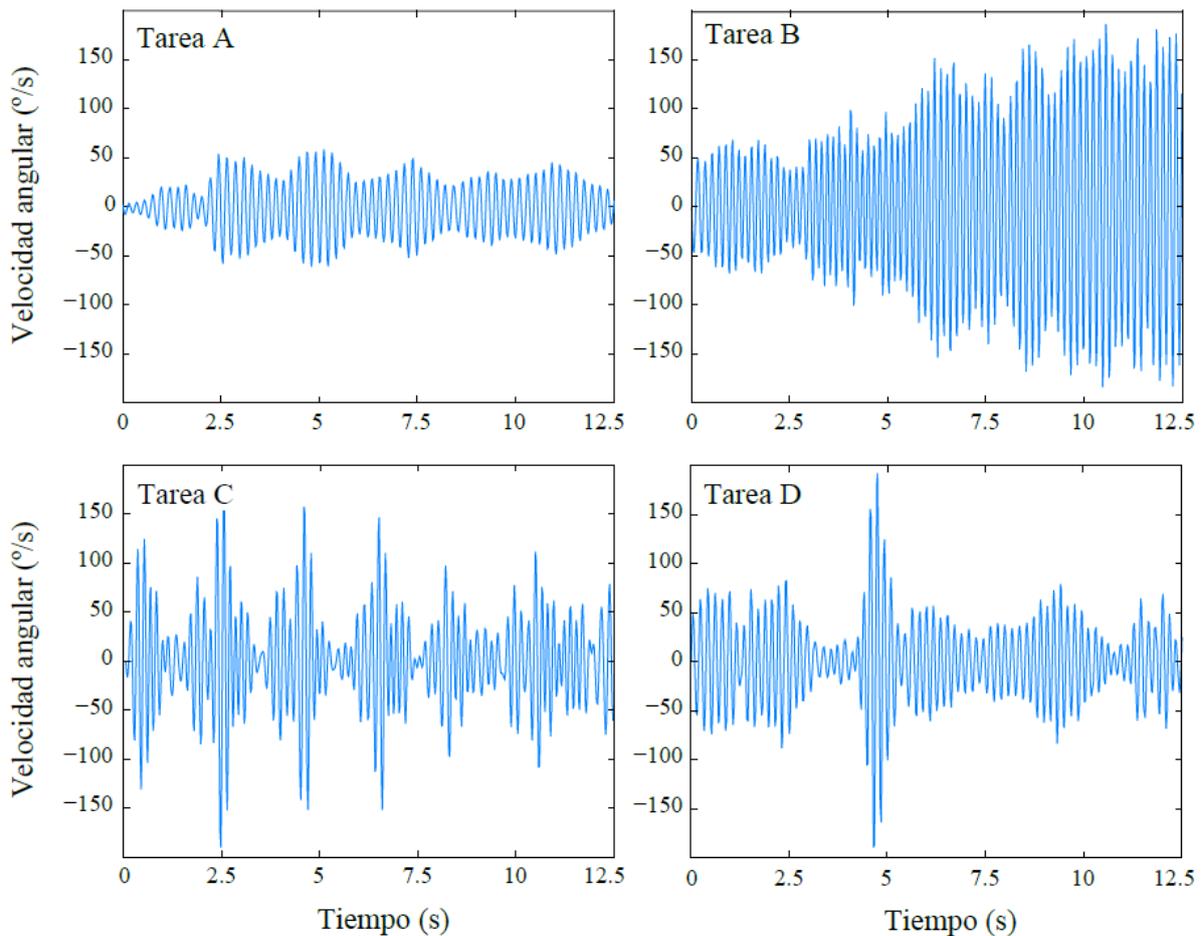


Figura 4. Velocidades angulares medidas por el giroscopio del SW en el eje x durante episodios de temblor cuando pacientes con TE ejecutaban las tareas clínicas A-D.

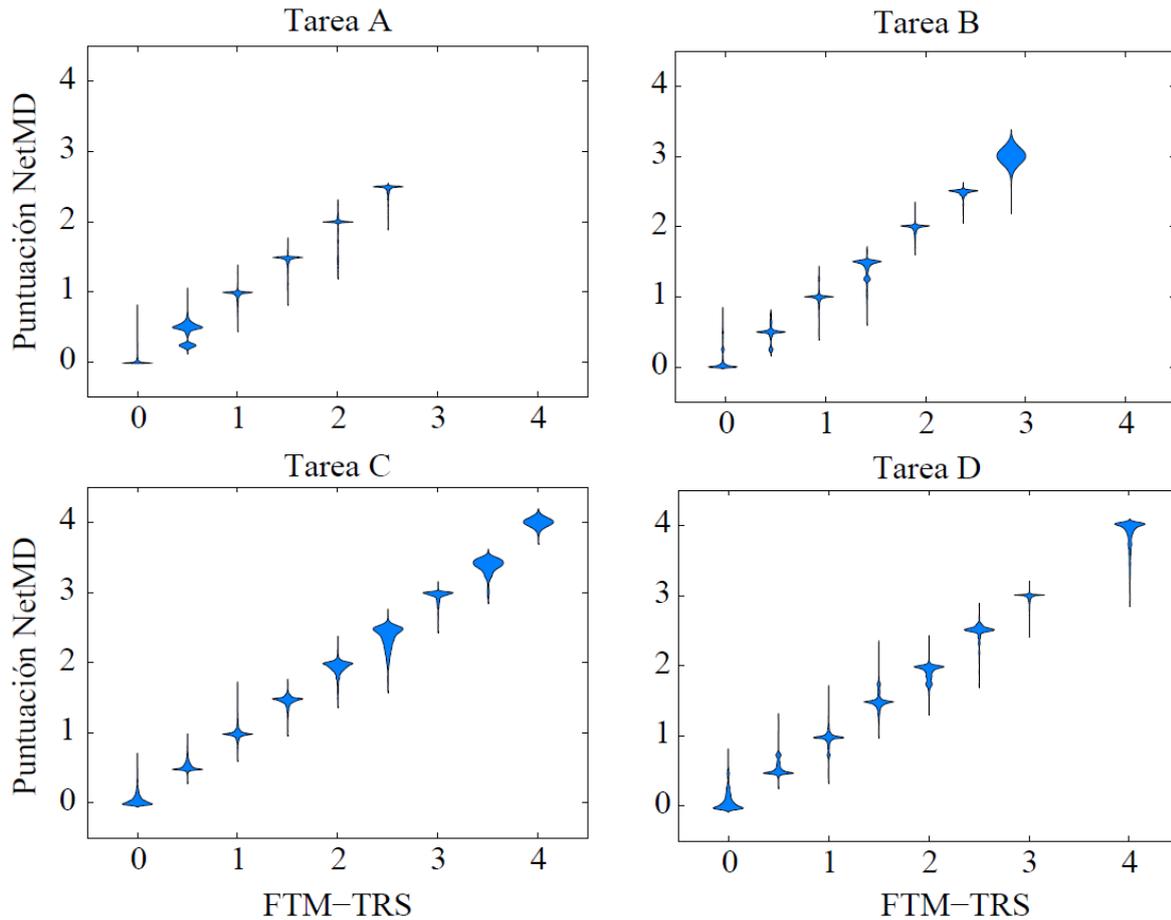


Figura 5: Distribución de las puntuaciones estimadas por los modelos de regresión NetMD y las puntuaciones según la escala clínica FTM.

regresión para identificar severidad de temblor. En los ejes x se muestra la severidad de temblor estimada por dos neurólogos expertos en trastornos del movimiento siguiendo la escala FTM; en el eje y, la puntuación estimada por los algoritmos NetMD. A pesar de que la escala FTM toma los valores 0, 1, 2, 3 y 4, la puntuación mostrada incluye valores intermedios (p.e. 1.5). Esto se debe a que se tomó la severidad del temblor como el promedio entre las puntuaciones asignadas por los dos neurólogos. Los valores de correlación obtenidos (R^2) fueron 0.982, 0.989, 0.982 y 0.985 para las tareas A, B, C y D, respectivamente.

3.2 ANÁLISIS DE LA MARCHA

La plataforma NetMD incorpora dos algoritmos para la detección y caracterización de eventos de la marcha y la evaluación de la movilidad de miembros superiores e inferiores durante la marcha. El sistema fue testado utilizando registros de marcha de 21 pacientes con EP y 23 pacientes con TE, los cuales vestían dos SW en la muñeca y tobillo de su hemicuerpo más afecto. Los tests consistieron en caminar en línea recta durante 20 metros, girar 180 grados y volver a caminar 20 metros de marcha. La

prueba se realizó a paso “normal” y paso “ligero” a la elección de cada paciente.

Los eventos de marcha se principales sobre los que se cimentó el análisis se muestran en la Figura 6. Fueron calculados con el algoritmo presentado por Fraccaro et al. [6]. Eran el pico de zancada (MS), contacto inicial del pie (IC), contacto total del pie (FC) y contacto final del pie (TC). Además, se utilizó la movilidad en manos y pies, presentada por Salarian et al., como parámetros de caracterización de la bradicinesia [7]

Tabla 3: Parámetros de la severidad del temblor.

Parámetro	ID
Velocidad angular pico en zancada	MS
Vel. ang. en el contacto inicial	IC
Vel. ang. en el contacto completo	FC
Vel. ang. en el contacto final	TC
Tiempo de MS	tMS
Tiempo de IC	tIC
Tiempo de FC	tFC
Movilidad de la mano	HM
Movilidad del pie	FM
Tiempo de paso	tStride
Tiempo de zancada	tSwing

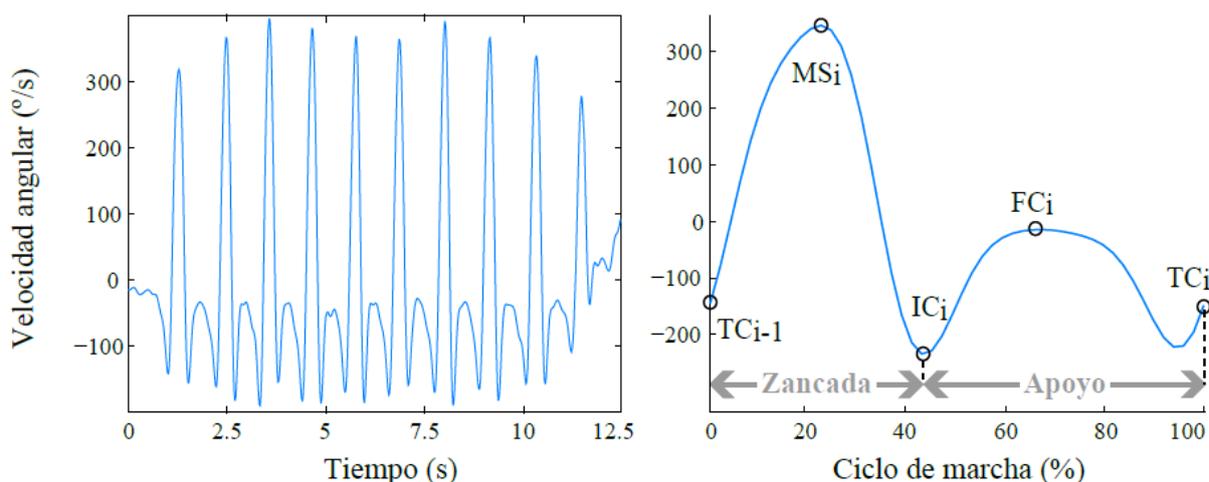


Figura 6. A la izquierda, velocidad angular captada en el eje x con el reloj del tobillo durante 10 segundos de marcha. A la derecha, eventos principales detectados en un ciclo de marcha: MS, IC, FC y TF).

Tiempo de apoyo	tStance
Variabilidad del tiempo de paso	QDC Stride
Variabilidad del tiempo de zancada	QDC Swing
Variabilidad del tiempo de apoyo	QDC Stance

dichas diferencias para dos velocidades de marcha y en pacientes cuya afectación era leve o moderada.

La Figura 7 ilustra las diferencias que se pueden observar entre los patrones del ciclo de marcha de pacientes con EP y pacientes con TE. En general, los pasos de pacientes con EP eran ligeramente más cortos y de menor velocidad pico. Además, se detectó una menor movilidad de pies y manos en pacientes con EP. Por último, la variabilidad de los pasos era mayor en EP, lo cual es coherente con una mayor irregularidad en la marcha.

3.3 MEDIDA DE LA BRADICINESIA

El último estudio presentado tiene como objetivo la identificación de patrones de bradicinesia (lentitud de movimiento) a partir de un análisis cinemático de movimientos rápidos alternantes. Para ello, se reclutaron diecisiete pacientes con EP que realizaron movimientos rápidos de pronosupinación con ambos antebrazos mientras vestían dos relojes SW. En la Figura 8 se puede observar la velocidad angular (eje x) medida por un SW localizado en la muñeca de un paciente durante el test clínico. A partir de la velocidad angular de una sesión completa (izquierda) pero también del análisis de movimientos alternantes individualizados (derecha), se han calculado una serie de parámetros cinéticos para identificar la presencia de bradicinesia. Ver Tabla 4.

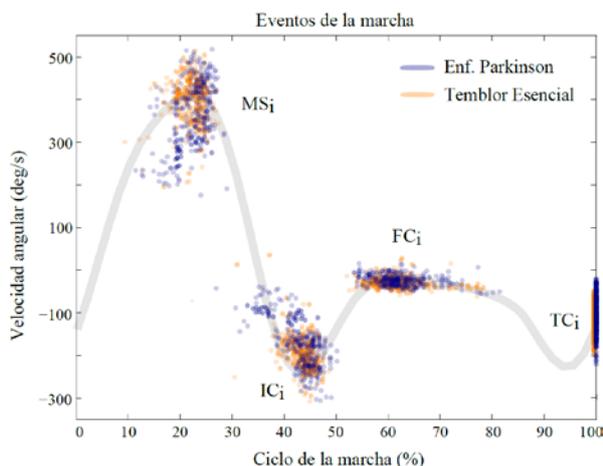


Figura 7. Distribuciones de los principales eventos de la marcha en pacientes con EP (morado) y TE (naranja) durante tandas de marcha “rápida”.

En definitiva, el método utilizado fue capaz de encontrar diferencias significativas en varios parámetros de caracterización de los patrones de marcha y movilidad en pacientes con EP y TE. Además, con sólo dos sensores fue capaz de encontrar

Tabla 4: Parámetros cinéticos de movimientos alternantes de pronosupinación.

Parámetro	ID
Movilidad de la mano	HM
Número de movimientos PS en 10 s	R_{10s}
Desv. estándar del intervalo entre dos PS	SDRR
RMS del tiempo entre dos PS	RMSSD
Duración promedio del PS	MT^{PS}
Velocidad angular máxima del PS	ω_{max}^{PS}
RMS de la velocidad angular de PS	RMS_{ω}^{PS}
Asimetría de los PS	AF^{PS}
Desviación de los PS respecto del coseno	ϵ^{PS}

Los parámetros de bradicinesia fueron estimados para los brazos izquierdo y derecho de los participantes. A continuación, se calculó un modelo de regresión que permite predecir los valores clínicos de asimetría que

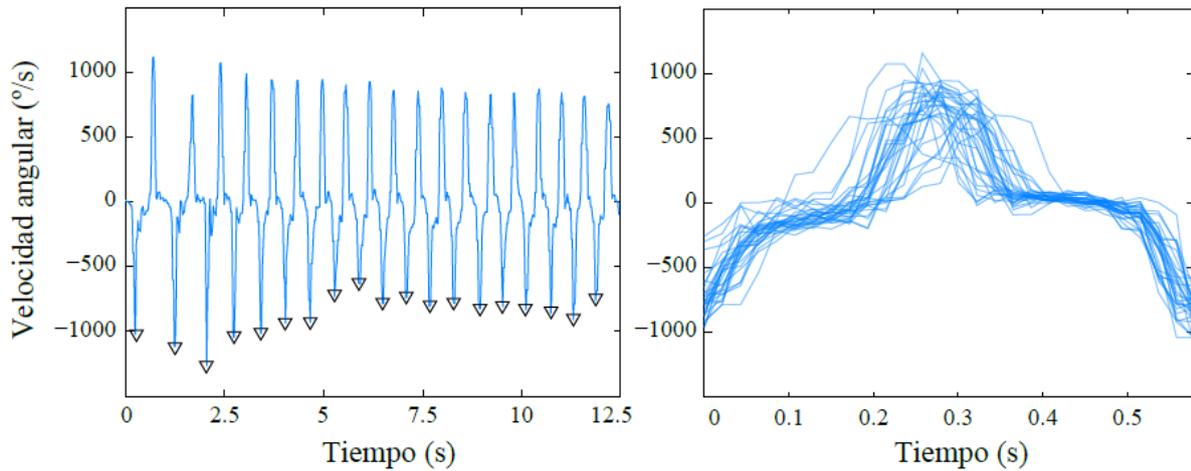


Figura 8. Izquierda, velocidad angular en el eje x registrada en la muñeca de pacientes con EP durante una tanda de movimientos alternantes de prono-supinación. Derecha, movimientos individualizados y normalizados a la duración promedio de la sesión.

los pacientes presentan en sus miembros superiores, ver Figura 9.

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Industria Economía y Competitividad a través de los proyectos NetMD (RTC-2015-3967-1), NeuroMOD (DPI2015-68664-C4-1-R), y ESSENTIAL (DPI2015-72638-EXP).

4 CONCLUSIÓN

En este artículo se han presentado una plataforma mHealth para la monitorización ambulatoria de pacientes con enfermedades neurológicas. Además, se han ilustrado tres experiencias de uso que demuestran enorme su potencial para la mejora del diagnóstico y seguimiento del tratamiento de estas enfermedades.

Referencias

- [1] S. Cohen, L. R. Bataille, and A. K. Martig, “Enabling breakthroughs in Parkinson’s disease with wearable technologies and big data analytics,” *mHealth*, vol. 2, no. 5, pp. 20–20, May 2016.
- [2] S. Del Din, A. Godfrey, C. Mazzà, S. Lord, and L. Rochester, “Free-living monitoring of Parkinson’s disease: Lessons from the field,” *Mov. Disord.*, vol. 31, no. 9, pp. 1293–313, Sep. 2016.
- [3] R. López-Blanco, M. A. Velasco, A. Méndez-Guerrero, J. P. Romero, M. D. del Castillo, J. I. Serrano, J. Benito-León, F. Bermejo-Pareja, and E. Rocon, “Essential Tremor Quantification Based on the Combined Use of a Smartphone and a Smartwatch: the NetMD study,” *J. Neurosci. Methods*, 2018.
- [4] S. Fahn, E. Tolosa, and C. Marín, *Clinical rating scale for tremor*, 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993.
- [5] M. A. Velasco, R. López-Blanco, J. P. Romero, M. D. Castillo, J. I. Serrano, J. Benito-León, and E. Rocon, “Assessment of tremor severity in patients with essential tremor using smartwatches,” in *Actas de las XXXVIII Jornadas de Automática*, 2017, pp. 347–352.
- [6] P. Fraccaro, L. Walsh, J. Doyle, and D.

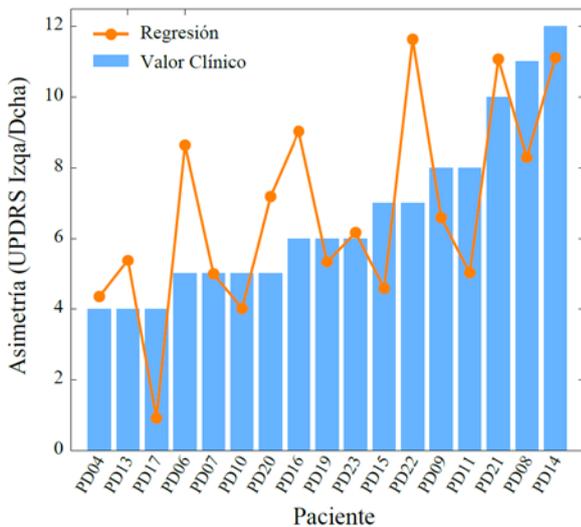


Figura 9. Valores de asimetría en pacientes con EP predichos por el modelo de regresión.

Agradecimientos

O'Sullivan, "Real-world Gyroscope-based Gait Event Detection and Gait Feature Extraction," *eTELEMED 2014, Sixth Int. Conf. eHealth, Telemedicine, Soc. Med.*, no. c, pp. 247–252, 2014.

- [7] A. Salarian, H. Russmann, C. Wider, P. R. Burkhard, F. J. G. Vingerhoets, and K. Aminian, "Quantification of tremor and bradykinesia in Parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 2, pp. 313–322, 2007.

APLICACIÓN MÓVIL DE REALIDAD AUMENTADA PARA OPERACIONES DE LAPAROSCOPIA

E. Aguilar¹, J. Sabater², A. Vivas¹

¹ Universidad del Cauca, Popayán, Colombia, { eaguilar@unicauca.edu.co, avivas@unicauca.edu.co }

² Universidad Miguel Hernández, Elche, España, { j.sabater@goumh.umh.es }

Resumen

El trabajo presentado en este artículo muestra un primer acercamiento a una aplicación móvil de realidad aumentada para cirugía laparoscópica, usando la librería Vuforia para Unity. Dicha librería permite desarrollar aplicaciones de realidad aumentada para Android o iOS, y que junto al motor de juego multiplataforma Unity ha permitido la construcción de una APK (aplicación empaquetada de Android) basada en el posicionamiento de objetos tridimensionales con markerless. Una de las características claves es que al realizar un toque en la pantalla sobre un sitio específico de la escena se establece un marco de referencia fijo que se mantiene incluso si se hacen movimientos rápidos de la cámara u oclusión de la misma.

La tarea principal de la aplicación propuesta en este artículo es usar como despliegue un dispositivo móvil con sistema operativo Android que sea escalable a gafas de realidad aumentada, basándose en un esquema de posicionamiento con marcadores naturales e incluyendo interacciones de usuario con los objetos aumentados, tales como deformación de las texturas, giros y botones virtuales. Para la generación de las imágenes tridimensionales se utilizaron esquemas de tomografías reales permitiendo aumentar el rango de información mostrada al cirujano. El objetivo final es que el especialista médico pueda tener al momento de la cirugía información adicional basada en la tomografía previa del paciente, o en el caso de presentarse una obstrucción de la visión durante el procedimiento, que la realidad aumentada pueda guiar al cirujano mientras se restablece la visión natural.

Palabras Clave: Cirugía Mínimamente Invasiva, Realidad Aumentada.

1 INTRODUCCIÓN

La laparoscopia es un procedimiento quirúrgico que busca minimizar el traumatismo de las intervenciones quirúrgicas en el abdomen, usando instrumental

miniaturizado introducido a través de pequeñas incisiones sobre la piel del paciente, ubicadas de forma estratégica cerca al punto de intervención. El cirujano efectúa el procedimiento manipulando dichos instrumentos, guiándose visualmente por una imagen en video captada por una cámara endoscópica que ha sido introducida junto con los otros instrumentos quirúrgicos [11]. La cirugía mínimamente invasiva sin duda trae muchos y muy importantes beneficios para el paciente, pero a su vez involucra un mayor reto para los cirujanos debido a que la miniaturización de las inserciones limita la percepción visual y táctil del cirujano [15].

La cirugía laparoscópica requiere alto nivel de experiencia en el manejo de los instrumentos y buenas capacidades de interpretación visual en cuanto a la profundidad de campo se refiere, lo cual exige un nivel de abstracción superior en la ubicación del instrumental y capacidades para recrear en su cerebro la sensación tridimensional a través de una limitada percepción 2D del entorno [7].

En la última década las aplicaciones médicas de realidad aumentada han tenido una rápida expansión [6], [15], originada principalmente por avances en el hardware (interfaces hápticas y despliegues). Al mismo tiempo los teléfonos inteligentes y las tabletas se han constituido en herramientas cada vez más populares para aplicaciones en medicina, industria y educación [2], y dado que este tipo de tecnología tiene como objetivo ampliar la sensación visual mezclando imágenes reales e imágenes generadas por ordenador, esta técnica se perfila como una posible herramienta para mejorar el campo visual de los cirujanos en intervenciones mínimamente invasivas.

2 CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA

Desde hace algunos años se ha implementado con éxito un conjunto de métodos y procedimientos quirúrgicos que en conjunto se conocen como cirugía mínimamente invasiva, la cual parte de la minimización de los orificios de intervención y por ende la miniaturización del instrumental usado. Esto tiene como objetivo la disminución de los cuidados

postoperatorios y de hospitalización [17], así como la reducción en los riesgos de complicaciones quirúrgicas para el paciente [9].

2.1 MIS APOYADAS CON TECNOLOGÍA

2.1.1 Cirugía guiada

La cirugía guiada o de navegación quirúrgica se basa en un sistema de operaciones computacionales realizadas sobre un ordenador que facilita el proceso de seguir una ruta en un espacio de tres dimensiones, a partir de imágenes preoperatorias (Rx, CT-Scan, MRI). En este caso se utilizan imágenes con sistemas de contraste, usando etiquetas o marcadores fluorescentes que permiten la navegación entre órganos y nervios, mientras se despliegan las imágenes en una pantalla en tiempo real [14].

2.1.2 Cirugía asistida

La cirugía robótica o cirugía asistida por computador (también llamada de tele presencia), se basa en un sistema interactivo computarizado y según su participación en la intervención quirúrgica, estos sistemas pueden dividirse en pasivos y activos. Se consideran pasivos aquellos que asisten al cirujano en alguna tarea de la operación, y los activos aquellos que efectúan las acciones operatorias de manera directa, pero son comandados por cirujanos humanos.

2.1.3 Cirugía simulada

Al tener imágenes simuladas por ordenador de órganos e instrumentos con determinadas propiedades físicas y visuales, se habla de cirugía simulada. El objetivo de este tipo de simulación es planear en el preoperatorio (antes de realizar la operación) los procedimientos quirúrgicos que serán realizados en la realidad antes de que se efectúen, con el fin de entrenar así al cirujano para que adquiera mayor habilidad quirúrgica al tiempo que le sea posible identificar en determinadas cirugías los posibles riesgos intraoperatorios en pacientes reales. Algunos estudios han abordado la temática de los beneficios del entrenamiento simulado para laparoscopia y procedimientos endovasculares, mostrando su efectividad en comparación con métodos de entrenamiento convencionales [1].

2.2 REALIDAD AUMENTADA EN OPERACIONES INTRAOPERATORIAS

La realidad aumentada tiene dos funciones: aumentar la percepción de la realidad (muestra la realidad, pero elige qué se puede ver y qué no), y crea un ambiente artificial (muestra lo que no es real permitiendo ver lo imaginario), con una percepción aumentada de información útil que ayuda a la toma de decisiones y

acciones. Los sistemas de AR (*Augmented Reality*) se caracterizan porque tienen elementos reales y virtuales en un entorno real con alto grado de interactividad, y donde se tiene la opción de registrar y posicionar la información virtual teniendo en cuenta la tridimensionalidad del mundo real.

3 ESQUEMA DE SOLUCIÓN

La Realidad Aumentada (AR) es una tecnología que permite la modificación de la sensación visual del mundo real a través de la superposición de imágenes virtuales generadas computacionalmente utilizando un dispositivo de captura y dando la sensación de que los objetos virtuales y los reales coexisten en el mismo espacio que el mundo real. La generación de estos objetos virtuales se puede hacer a través de patrones de detección y superposición los cuales pueden ser muy estructurados como los fiducial markers o marcadores cuadrados o basados en características naturales usando algoritmos matemáticos a partir de machine learning o manejo muy especializado de la extracción de características como es el caso de SLAM (Simultaneous Localization and Mapping).

3.1 HERRAMIENTAS SOFTWARE

3.1.1 Unity

Unity es un motor de creación de video juegos que ha sido usado para crear una gran cantidad de ambientes interactivos 2D y 3D [5]. Unity incluye un ambiente de creación de juegos, un ambiente interactivo de desarrollo (IDE) y un *framework* de *scripts* orientado a objetos en tres lenguajes de programación: Boo (un lenguaje típico para Unity basado en Python), JavaScript y C#. Unity es uno de los motores de juegos más populares porque soporta desarrollo en múltiples plataformas, permitiendo crear aplicaciones web, juegos para consolas como Xbox, Wii y PS3, dispositivos móviles como iPhone, iPad, dispositivos Android y otros sistemas operativos como Windows, Mac OS y Linux [12]. Unity es ampliamente usado en aplicaciones de ingeniería y medicina y no solo para entretenimiento [2], [4], [8], [13], [16], [18].

3.1.2 Vuforia

Vuforia (antes llamado Qcar) es una librería que permite crear aplicaciones de realidad aumentada haciendo uso de tecnología de visión por computador para reconocer y seguir marcadores visuales, arrojando la posición y orientación de la imagen seguida en tiempo real, lo cual hace que la perspectiva visual del observador coincida con la perspectiva de la imagen o marcador. También permite desarrollar aplicaciones de realidad

aumentada para Android e iOS, siendo multiplataforma, cubriendo una amplia gama de celulares y tabletas, además de ser una de las librerías más populares [10].

Vuforia se centra principalmente en métodos de seguimiento de imágenes y patrones con una gran variedad de tipos de marcadores, y usa métodos de seguimiento 3D utilizando imágenes como cubos o cilindros y captura de texturas. Otro punto a favor es el uso de botones virtuales que permiten crear zonas de toque tanto en el mundo real como en el virtual (realizar acciones cuando se toca un objeto determinado en el mundo real, o un punto en la pantalla del dispositivo). Vuforia SDK es libre y solo tiene costo para los servicios en la nube, lo cual es una gran ventaja para estudios independientes.

3.1.3 OpenCV

Es una librería de visión por computador *open source*, escrita en C y C++. Esta librería está pensada para tener una alta eficiencia, enfocada principalmente para aplicaciones en tiempo real, permitiendo realizar aplicaciones de alta complejidad en poco tiempo ya que tiene una biblioteca con más de 2500 algoritmos optimizados, que incluyen un conjunto completo de algoritmos de visión artificial y aprendizaje automático tanto clásicos como avanzados [3].

3.2 ARQUITECTURA DE LA SOLUCIÓN

3.2.1 Aplicativo móvil

En años anteriores la tecnología de realidad aumentada estuvo enfocada en el desarrollo de aplicaciones para PC, pero en la actualidad la tendencia es hacia el uso e implementación de aplicativos para dispositivos móviles. Esto se debe a que son más portables y cuentan con sensores de gran utilidad como GPS y acelerómetros, los cuales permiten obtener datos de posición y orientación del dispositivo con relativa facilidad, fusionándose con una creciente capacidad de cómputo y de almacenamiento.

Siguiendo la tendencia anteriormente nombrada, el papel principal del sistema propuesto es usar un despliegue móvil (tableta, móvil) con una aplicación de AR (*MAR: Mobile Augmented Reality*) con el fin de apoyar a los cirujanos en la visualización de la información adicional durante la cirugía mínimamente invasiva. De esta manera aportan con la ampliación del conocimiento sobre la anatomía del paciente a partir de imágenes del preoperatorio, las cuales facilitan una construcción tridimensional de la morfología de los órganos de interés.

Con ese propósito se creó una primera aplicación móvil a modo de prueba usando como software Unity y Vuforia, y como hardware un terminal móvil, en este caso una tableta Android, tal como se ilustra en la figura 1.

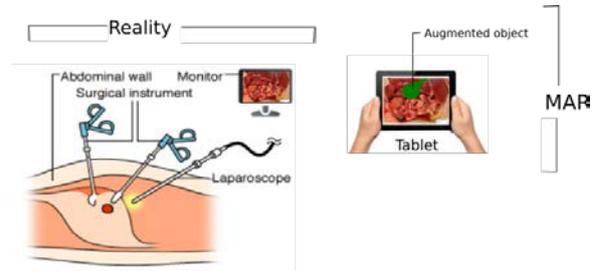


Figura 1: Esquema de la solución

3.2.2 Esquema de realidad aumentada

Para el trabajo en este sistema se han usado las librerías de visión por computador OpenCV, para la realidad aumentada Vuforia y el software de manipulación 3D, y para la mezcla con la realidad se hizo uso del *game engine* de Unity.

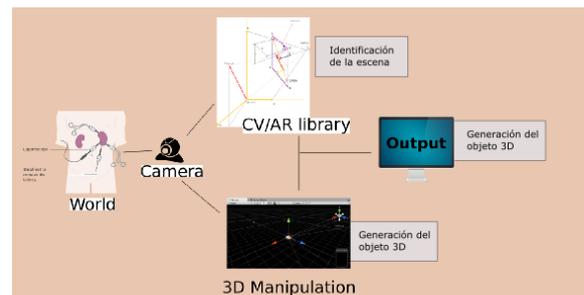


Figura 2: Esquema sistema con realidad aumentada

Las imágenes tridimensionales puestas en el esquema de realidad aumentada son generadas por computador y sobrepuestas a las imágenes capturadas del endoscopio.

3.2.2 Identificación basada en marcadores

El *fiducial marker* es un objeto colocado en el campo de visión del sistema de captura y sirve como punto de referencia o medida. Puede ser una marca o un conjunto de marcas. Un buen ejemplo de esto son los marcadores cuadrados los cuales tienen un borde negro de tamaño visible. En el proceso de identificación el sistema realiza una búsqueda de un rectángulo negro y se examina el interior de la frontera para determinar el marcador real. Dependiendo de las características del marcador se puede determinar la posición, escala y orientación con respecto a la cámara. En este caso la librería de realidad aumentada Vuforia identifica el marcador a partir de las características previas que se le han proporcionado. Se realiza una extracción de

características en tiempo real con el marcador que aparece en las imágenes en tiempo real, y se compara con la base de datos existente. A partir de esta identificación se estima la posición relativa de la cámara. Al desarrollar la aplicación móvil y fijar la cámara en el marcador se obtiene el despliegue en pantalla del objeto 3D relacionado a ese marcador. El objeto tridimensional es hijo del “*image target*”. La captura de pantalla de la figura 3 muestra un elemento tridimensional renderizado sobre un marcador cuadrado.

Una vesícula virtual fue relacionada a un marcador sobre un hígado sintético en el mundo real. Se realizó el ejecutable de la aplicación móvil (apk) y se instaló en una tableta Samsung, la cual fue ubicada en un robot y la cámara alineada con la vista del hígado sintético. Dicho montaje se realizó en el laboratorio del grupo nBIO (Grupo de Investigación en Neuroingeniería Biomédica) de la Universidad Miguel Hernández, España, sobre un robot de asistencia quirúrgica en una caja de entrenamiento laparoscópica como se puede ver en la figura 3.



Figura 3: Manejo de marcadores cuadrados

3.2.3 Markerless

En el caso de la realidad aumentada con NFT (*Natural Feature Tracking Marker*), se usan las características naturales de la imagen, lo cual permite que el marcador pueda ser cualquier porción de la imagen. En este caso se usó la herramienta web de Vuforia “*Target Manager*” para crear una base de datos de las características del marcador. De esta manera se realiza un pre procesamiento anterior a partir de una extracción de características con “*Fast corner detector*” para calcular rápidamente los “*feature points*” en la imagen de la cámara. La herramienta de Vuforia permite categorizar la imagen dependiendo de la facilidad de seguimiento de la misma a partir de la densidad de características encontradas en la imagen. Este tipo de aplicación funciona bien en el proceso de extracción de características naturales con una imagen que se conoce con anticipación, tal como se puede ver en la figura 4, en la que se muestra la aplicación corriendo

en tiempo real en un dispositivo móvil con sistema operativo Android.

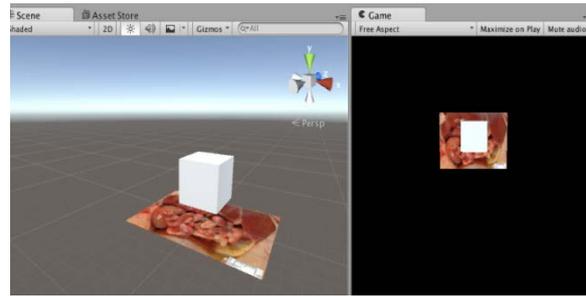


Figura 4: Proyecto en Unity 3D y Vuforia

En pruebas anteriores a la descrita en este trabajo se usaron marcadores y reconocimiento de características naturales con OpenCV y Vuforia.

La técnica “Markerless” o sin marcadores se enfoca en colocar el objeto virtual en una vista particular en la cual este parece estar bloqueado en un lugar particular en el espacio. Esta técnica se combina con algoritmos tipo SLAM (*Simultaneous Localization and Mapping*) que a partir del uso de los datos de los sensores permite construir un mapa de un entorno desconocido, al mismo tiempo que se utiliza para identificar la ubicación espacial usando características desde atrás y alrededor del objeto para ajustar la posición del mismo. De manera que colocar objetos sobre un terreno con muchas características funciona mejor que colocarlo en un trozo de papel blanco. En esta segunda parte se hizo uso de la captura de texturas.

En la figura 5 se muestra la captura de la textura y la generación del elemento tridimensional. El funcionamiento principal se centra en colocar el dedo sobre la pantalla de lo cual se hace una captura de la textura lo cual sirve de referencia al sistema con el fin de posicionar objeto tridimensional en la posición propuesta.

Para la adquisición de la textura se hizo uso de la función `UserDefinedTargetBuildingBehavior` del API de Vuforia, el cual pertenece al prefab `UserDefinedTargetBuilder`, y permite el uso de métodos para iniciar y detener el escaneo de nuevas texturas y construir nuevos marcadores.

Se emplean *targets* definidas por el usuario, es decir imágenes creadas mientras la aplicación está en ejecución. Se pueden configurar las opciones: (a) “*Start scanning automatically*”, lo cual inicia la construcción del marcador automáticamente iniciando el escaneo de la imagen de la cámara a partir de la extracción de características de puntos; (b) “*Stop tracker while scanning*” finaliza

automáticamente el seguimiento de la imagen; y (c) “*Stop scanning after creating a target*” después de realizado el escaneo y creado un nuevo marcador se cambia de la función de escaneo a la de seguimiento. Al deshabilitar las dos últimas opciones es posible acceder al modo de capturas múltiples y crear varios marcadores a ser seguidos. Una vez el usuario decide hacer un nuevo *target* este es creado a partir de una captura del *frame* actual.



Figura 5: Markerless en dispositivo móvil

Esta técnica tiene una desventaja debido a que funciona bajo marcadores de características naturales, provenientes de capturas realizadas por el usuario, por lo cual si la escena cambia drásticamente el marcador puede perderse. Pero si la textura predominante es rica en características naturales (*natural features*) el área puede ser encontrada rápidamente como se pudo verificar en las pruebas.

4 CONCLUSIONES

En este trabajo se hizo uso de la realidad aumentada como tecnología que puede ser usada como herramienta para facilitar el posicionamiento visual de cirujanos dentro de espacios de intervención de cirugías mínimamente invasivas, permitiendo sumar información creada por computador dentro del campo visual del cirujano para obtener una representación más intuitiva. En este trabajo se realizó una prueba estándar con marcadores cuadrados también llamados “*fiducial*” o “*Border Markers*” y marcadores naturales o “*Natural Feature Marker*” usando librerías comerciales de realidad aumentada y visión por computador. Para la manipulación 3D y la mezcla de la vista real y aumentada tuvo como base el entorno integrado de desarrollo (IDE) Unity. El paso siguiente se enfocó al uso del *asset* OpenCV para Unity. Este *asset* al estar integrado a Unity permitió compilar aplicaciones multiplataforma de muy buen funcionamiento en tiempo real. En el caso de *Markerless* se trabajó con Kudan y posteriormente con la librería Vuforia la cual se encuentra integrada con la última versión de Unity. La librería de complemento Vuforia hace uso del algoritmo SLAM.

El trabajo actual está centrado en el uso de algoritmos más robustos que SLAM, o algoritmos mixtos que vayan más allá, como SURF con KLT, reajustando la metodología de reconocimiento de los marcadores naturales, teniendo en cuenta obstáculos presentes en las cirugías laparoscópicas tales como oclusión y problemas de iluminación.

Referencias

- [1] Azarnoush, H., Alzhrani, G., Winkler-Schwartz, A., Alotaibi, F., Gelinias-Phaneuf, N., Pazos, V., Choudhury, N., Fares, J., DiRaddo, R., Del Maestro, R. F. (2015). Neurosurgical virtual reality simulation metrics to assess psychomotor skills during brain tumor resection. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 10 (5), pp. 603–618.
- [2] Bae, J. H. (2016). Development of smart game based on multi-platform game engine. *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering*, 11 (3), pp. 345–350.
- [3] Bradski, G., Kaehler, A. (2008). *Learning OpenCV: Computer vision with the OpenCV library*. O’Reilly Media, Inc.
- [4] Cristie, V., Berger, M., Bus, P., Kumar, A., and Klein, B. (2015). Cityheat: visualizing cellular automata-based traffic heat in unity3D. *SIG GRAPH Asia 2015 Visualization in High Performance Computing*, pp. 30-36.
- [5] Furst, J., Fierro, G., Bonnet, P., and Culler, D. E., (2014) “Busico 3d: building simulation and control in unity 3d. *The 12th ACM Conference on Embedded Network Sensor Systems*, pp. 326– 327.
- [6] Marescaux, J., and Diana, M. (2015). Next step in minimally invasive surgery: hybrid image-guided surgery. *Journal of pediatric surgery*, 50(1), pp. 30– 36.
- [7] Moreno, M. R., Moraes, T. F., Amorim, P. H., da Silva, J. V. L., Rodriguez, C. A. (2012). Virtual open source environment for training and simulation of laparoscopic surgery. *Workshop de Informática Médica (WIM’2012)–XXXII Congresso da Sociedade Brasileira de Computacao*, pp. 1–4.
- [8] Narahara, T., Abbruzzese, K. M., Foulds, R. A. (2015). Haptic collaboration: biomedical

engineering meets digital design, In *SIGGRAPH 2015 ACM*, p. 20.

Service Science (ICSESS), 2015 6th IEEE International Conference, pp. 19–24.

- [9] Nicolau, S., Soler, L., Mutter, D., Marescaux, J. (2011). Augmented reality in laparoscopic surgical oncology, *Surgical oncology*, 20(3), pp. 189–201.
- [10] Peng, H. (2015). Application research on face detection technology based on opencv in mobile augmented reality. *International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition*, 8(4), pp. 249–256.
- [11] Rane, A., Rao, P., Rao, P. (2008). Single-port-access nephrectomy and other laparoscopic urologic procedures using a novel laparoscopic port (rport). *Urology*, 72(2), pp. 260–263.
- [12] Simonetti Ibanez, A., Paredes Figueras, J. Vuforia v1. 5 sdk: *Analysis and evaluation of capabilities*.
- [13] Soto, C., Vargas, M., Uribe-Quevedo, A., Jaimes, N., Kapralos, B. (2015). Ar stereoscopic 3d human eye examination app. *Interactive Mobile Communication Technologies and Learning, International Conference*, pp. 236–238.
- [14] Tholey, G., Desai, J. P., Castellanos, A. E. (2005). Force feedback plays a significant role in minimally invasive surgery: results and analysis”, *Annals of surgery*, 24(1), pp.102–109.
- [15] Van der Pas, M. H., Haglind, E., Cuesta, M. A., Furst, A., Lacy, A. M., Hop, W. C., Bonjer, H. J. (2013). Laparoscopic versus open surgery for rectal cancer (color ii): short-term outcomes of a randomised, phase 3 trial. *The lancet oncology*, 14(3), pp. 210–218.
- [16] Woo, J.-H., Peterson, M. A., and Gleason, B., (2016). Developing a virtual campus model in an interactive game-engine environment for building energy benchmarking. *Journal of Computing in Civil Engineering*, pp. C4016005.
- [17] Yu, H.-y., Hevelone, N. D., Lipsitz, S. R., Kowalczyk, K. J., Hu, J. C. (2012). Use, costs and comparative effectiveness of robotic assisted, laparoscopic and open urological surgery. *The Journal of urology*, 187 (4) pp.1392–1399.
- [18] Zhong, H., Xiao, J. (2015). Apply technology acceptance model with big data analytics and unity game engine. *Software Engineering and*

FORCEAPP: APLICACIÓN Y DISPOSITIVO INALÁMBRICO PARA LA VALORACIÓN DE LA FUERZA DE PINZA EN EL ÁMBITO CLÍNICO

Laura González¹, Rafael Raya¹, Óscar Ramírez²

¹Universidad San Pablo Ceu, {l.gonzalez108@usp.ceu.es, rafael.rayalopez@ceu.es}

²Werium Assistive Solutions SL, {oscar.ramirez@weriumsolutions.com}

Resumen

Este artículo presenta un dispositivo inalámbrico, de bajo coste y de fácil manejo que tiene como objetivo la medida de la fuerza en el ámbito clínico. Específicamente, el dispositivo cumple una serie de requisitos para permitir la medida de la fuerza en 3 movimientos de pinza diferentes de pacientes de más de 65 años. Además, permite recopilar la información de cada una de las sesiones para su posterior análisis. Todos estos requisitos fueron completados correctamente y de acuerdo a los requisitos establecidos previamente por un equipo de fisioterapeutas del centro universitario IRF La Salle.

Palabras Clave: Medida de fuerza, FSR, inalámbrico.

1 INTRODUCCIÓN

En los centros de fisioterapia es muy importante tener un conocimiento detallado del avance de los pacientes. Hoy en día se trabaja con dispositivos que son capaces de mostrar al fisioterapeuta el movimiento que está realizando el paciente para saber si se realiza de manera correcta o no (desde los sensores inerciales hasta la fotogrametría). Sin embargo, es importante saber con qué fuerza se realiza dicho movimiento. Esto se debe a que estudios han relacionado la pérdida o decadencia de la fuerza muscular con el aumento de la mortalidad, [1]. Además, según el INE (Instituto Nacional de Estadística), la tasa de mortalidad aumenta sobre todo a partir de los 65 años. Por lo tanto, a partir de dicha edad es muy importante el estudio de la fuerza con el fin de descender la tasa de mortalidad.

Por lo tanto, la medida de la fuerza en pacientes es muy útil tanto para ver el progreso de un paciente tras sufrir una lesión como para evitar enfermedades (Como por ejemplo la sarcopenia, que además afecta sobre todo a las personas mayores), [2]. La sarcopenia es la pérdida de masa y potencia muscular en personas de avanzada edad. Es una enfermedad que, en un estado avanzado, produce alta dependencia al paciente que lo sufre puesto que

dificulta la realización de las actividades cotidianas y diarias como por ejemplo caminar y coger objetos [3]. Hoy en día, existen sistemas que son capaces de medir la fuerza de una persona, pero su coste es muy elevado además de una falta de versatilidad que puede ser resuelta con la tecnología actual.

Por lo tanto, con el fin de solucionar los problemas mencionados, surge la necesidad de buscar el sensor de fuerza idóneo para la realización de pruebas en un ámbito clínico y además la creación de un dispositivo que sea capaz de leer la información que el sensor envía, de una manera fácil e intuitiva para el usuario.

Dentro del panorama descrito con anterioridad, se debía crear un dispositivo de tamaño reducido, de bajo coste, de fácil manejo por el usuario y versátil para medir la fuerza en los distintos escenarios previstos. Estos requisitos fueron establecidos por un grupo de fisioterapeutas del centro IRF (Instituto de Rehabilitación Física) La Salle. El dispositivo debería disponer de al menos cuatro canales con cuatro sensores de fuerza resistivos de cualquier marca que se encuentre en mercado y, a través de una sencilla aplicación, poder obtener, visualizar y registrar los datos para su posterior análisis. Finalmente, los datos debían poder transformarse a gramos (no tensión).

Una vez diseñado el dispositivo, se comenzará la validación en el IRF de la Salle, concretamente en el ejercicio de pinza y en una población compuesta por personas mayores de 65 años.

En el centro se evaluarán tres estilos de pinza:

1. Pinza de punta: la punta del dedo pulgar debe unirse con la punta del dedo índice.
2. Pinza de llave: la yema del dedo pulgar debe unirse con la cara lateral de la falange media del dedo índice.
3. Pinza palmar: la yema del dedo pulgar debe unirse con las yemas de los dedos índice y corazón.

Por lo tanto, los pacientes objetivo y los estilos de pinza a estudiar definirán la elección del sensor utilizado en este caso.

2 SISTEMAS PARA LA MEDICIÓN DE FUERZA

Normalmente para medir fuerza en el ámbito industrial y de investigación se utiliza un medidor de tensión de resistencia eléctrica (“strain gauge o strain gages”) o incluso células de carga. Esto es debido a que son muy precisos con un máximo de un 1% de linealidad e histéresis y con un 0.05% de repetitividad [4]. Una célula de carga muy empleada es la: XFL212R Miniature Load Cell, [5], cuyas dimensiones son de 3.5 mm de ancho y 12 mm de diámetro. Además, el material utilizado es el aluminio lo que añade peso al producto. Para trabajar en el ámbito clínico estas dimensiones son demasiado grandes.

Existen unos sensores llamados Force-Sensing resistor (FSR) que suelen ser 0.208 mm de ancho y 9.53 mm de área sensible, [6], y que han llegado a ser muy populares. Como valores característicos, tienen un máximo de un 3% de linealidad y un 4.5% de histéresis y con un 2.5% de repetitividad. Es decir, que estos sensores tienen menos precisión, pero son muy flexibles y de dimensiones reducidas. La flexibilidad y ligereza son dos atributos muy importantes en el ámbito clínico puesto que proporciona la posibilidad de colocar el sensor en cualquier lugar y posición para que la medida no se distorsione. Esto fue una característica destacada por el equipo de fisioterapeutas durante la fase de especificaciones del dispositivo. Los sensores FSR están compuestos de material conductor y de un polímero resistivo impregnado de polvo de carbono o gránulos conductivos similares. Existen dos tipos de FSR según la manera en la que se construyen (según la marca Sensitronics), [7]:

- **ShuntMode:** La capa superior del FSR consiste en un área sólida de un elemento FSR semiconductor depositado en un sustrato flexible. La capa inferior se comprende de elementos conductivos colocados en un sustrato flexible, organizados en dos conjuntos que tienen una estructura en peine. Los sensores de la marca Interlink son de este tipo.

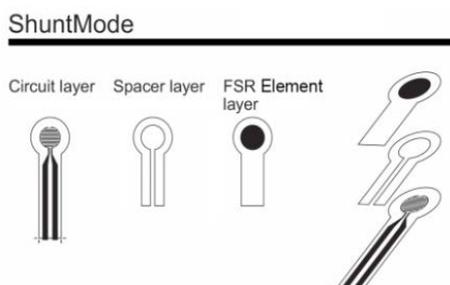


Figura 1: Construcción sensor ShuntMode.

- **ThruMode:** un elemento FSR semiconductor es depositado encima de un área sólida conductiva (en vez de la estructura en peine), cubriendo el conductor en su totalidad. Este proceso se realiza de manera idéntica en la capa superior y en la inferior, las cuales son posteriormente pegados uno frente al otro. Los sensores de la marca Tekscan son de este tipo.

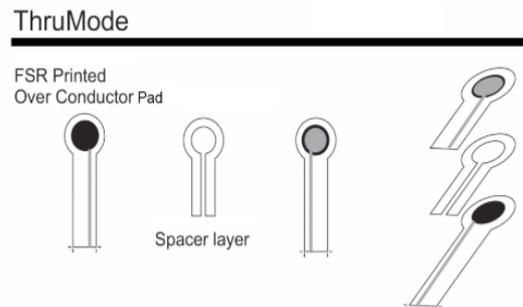


Figura 2: Construcción sensor ThruMode.

Es importante resaltar que, para el correcto funcionamiento de este tipo de sensores, éstos se han de conectar a un dispositivo de lectura de estos datos. En el mercado existen actualmente este tipo de dispositivos, pero su coste es elevado. La marca Tekscan proporciona dos dispositivos: Flexiforce ELF System [8] (el cual necesita estar conectado vía cable al ordenador y su precio es de 599.63€) y Flexiforce WELF 2 System [9] (inalámbrico y su precio es de 942.78€).

Por último, se puede encontrar materiales sensibles a la presión como Velostat, Lingstat o XactFSR. Con estos materiales y siguiendo alguno de los dos modelos de construcción mencionados con anterioridad se puede confeccionar sensores de fuerza de bajo coste y adaptados a las necesidades de la aplicación en cuestión.

3 MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 SISTEMA DE ADQUISICIÓN

El sistema de adquisición consiste en microcontrolador Atmega, con conexión bluetooth o con cable y batería Lipo recargable. Todo ello ha sido diseñado en una placa PCB empleando el programa EAGLE^R. El esquemático se puede observar en la figura 3. El dispositivo mide 40.94 mm de ancho y 31.5 mm de largo. Tiene posibilidad de conectar hasta 4 sensores de tipo FSR. Se compone de un led bicolor que indica el encendido y apagado y dos leds que indican el estado de la batería. El funcionamiento del sistema se indica en el diagrama de bloques de la figura 4.

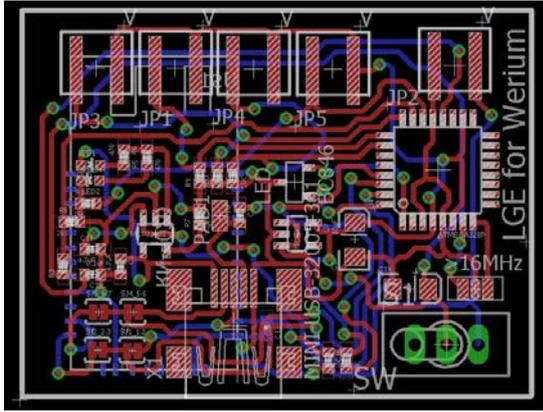


Figura 3: Esquemático del dispositivo

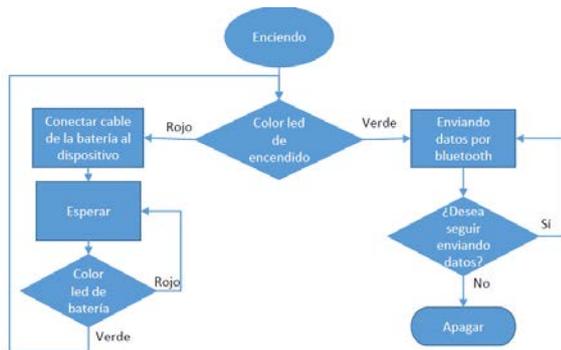


Figura 4: Diagrama de bloques del hardware.

3.2 SOFTWARE

Se realizó una aplicación standalone en Matlab (compatible con cualquier sistema operativo, aunque no tenga instalado Matlab). En la aplicación, a la cual se le dio el nombre de “ForceApp”, se siguen los pasos que se pueden observar en el diagrama de bloques. Además, como aclaración, los parámetros de la gráfica son el título, el color de la gráfica y el tiempo de ejecución. Cuando el tiempo de ejecución finaliza, la captura en tiempo real se detiene y se muestran automáticamente los valores máximos de la medida, una métrica que ha sido definida por el equipo de fisioterapeutas como relevante. Asimismo, los datos de la gráfica se exportan automáticamente a un archivo .xlsx (excel) y la gráfica proporcionada a tiempo real también se puede guardar para su posterior observación.

3.3 SENSOR DE FUERZA

Las galgas fueron descartadas por ser demasiado grandes, pesadas y rígidas. Los materiales sensibles a la presión (como Velostat) fueron eliminados por su imprecisión y complejidad de construcción. Los sensores ShuntMode aunque cumplían la mayoría de requisitos no fueron seleccionados ya que el máximo de fuerza que pueden detectar es de 2lbs lo cual no es suficiente para ver los resultados del paciente objetivo (era necesario que llegara hasta los 31lbs o 14.06kg [10]).

El sensor escogido fue un sensor de la marca Tekscan de 445N, ya que cumplía con las características de tamaño, flexibilidad y, la más importante, puede medir hasta 445N que son aproximadamente 100lbs o 45.35kg, necesarios para la aplicación en cuestión.

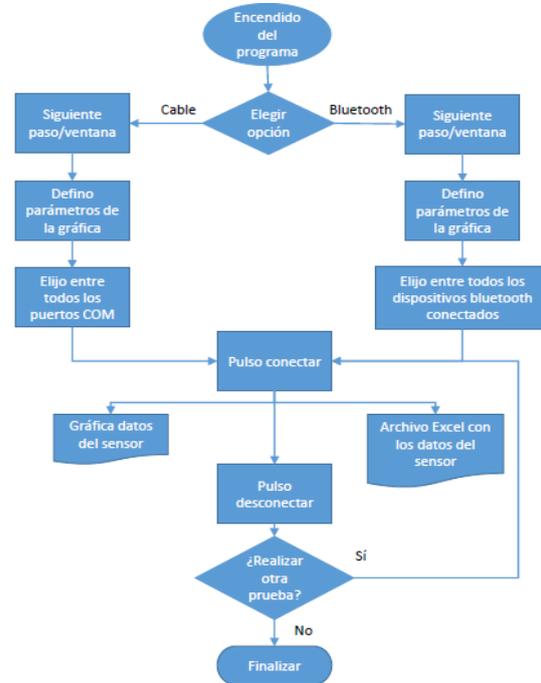


Figura 5: Diagrama de bloques que muestra el funcionamiento del software ForceApp.

3.4 PROTOCOLO

El protocolo a seguir por el equipo de fisioterapeutas del centro universitario IRF La Salle para la medida de la fuerza ha sido:

- El sujeto debe estar en posición de sedestación.
- Los hombros deben estar en aducción y en posición neutral.
- El codo debe estar flexionado 90 grados.
- El antebrazo y la muñeca deben estar en una posición neutral.
- El grado de tolerancia es de $\pm 2\%$.

4 RESULTADOS

En primer lugar, se comprobó el correcto funcionamiento tanto del software como del hardware para que realizaran lo expuesto en los diagramas de flujo de las figuras 4 y 5.

Para comprobar que los datos obtenidos con el sensor de fuerza diseñado eran conforme a lo esperado, se compararon los resultados de medida con un circuito externo compuesto de un microcontrolador

ATMEGA2560 (Arduino Mega) y de una electrónica que sigue las recomendaciones del fabricante del sensor Tekscan. Esta electrónica consiste en un divisor de tensión que consta de dos resistencias siendo una de ellas el sensor FSR (que funcionaría como una resistencia variable). Finalmente, se obtuvo el mismo resultado ya que la electrónica de la parte de lectura de datos del dispositivo fue construida en base a las especificaciones del fabricante. En la figura 6 se puede observar el dispositivo final.

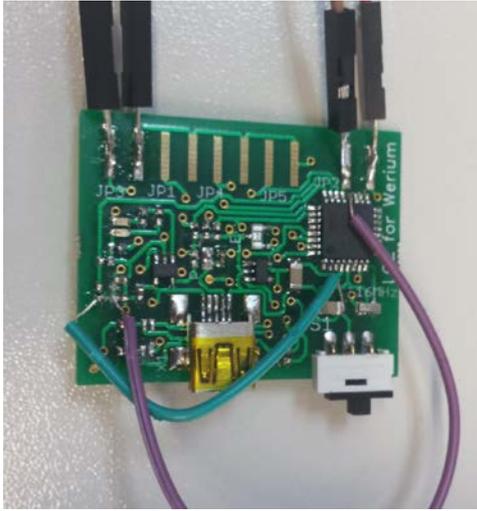


Figura 6: dispositivo final

Además, para verificar que el sensor seleccionado serviría para la futura realización de pruebas para las que fue escogido, se realizó una calibración para que el resultado final fuera en la unidad física necesaria. Es decir, una conversión de tensión a gramos. Esta calibración se realizó con un sistema de evaluación de fuerza Lafayette (Nicholas MMT) [11] con el cabezal pequeño. Para realizar esta calibración se utilizó un actuador (siguiendo las recomendaciones del fabricante) que se colocaría en la zona activa del sensor a la hora de realizar las pruebas. Por lo tanto, el actuador se encontraba entre el sensor y el sistema de evaluación de fuerza. La incorporación del actuador era necesaria para asegurar que solamente se presionaba en el área activa. Para ello, se seleccionó, como material del actuador, cartón pluma y como tamaño un 20% más pequeño que el área activa del sensor. Como se puede observar en la gráfica que se encuentra en la figura 7 hay una coherencia lineal entre voltaje y gramos. Como dato relevante se observa que no hay saturación y el sensor es capaz de medir datos de más de 14.06kg que era el máximo de fuerza en una persona de más de 65 años en los movimientos de pinza que se querrán estudiar. Por lo tanto, cumple los objetivos del proyecto.

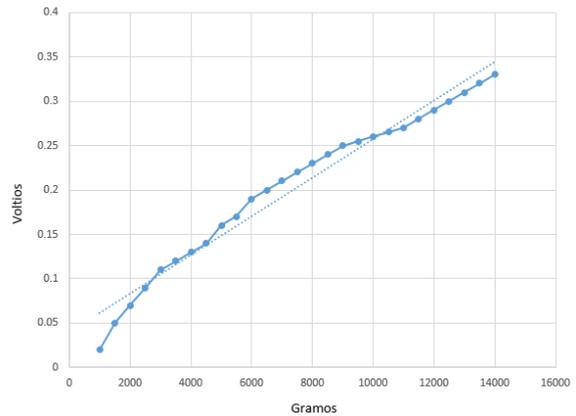


Figura 7: Gráfica gramos vs voltios de sensor Flexiforce de 445N.

5 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

En este artículo se ha descrito la creación de un dispositivo de fácil manejo y que proporciona información visual al usuario del estado del dispositivo a través de los leds. Además, se podría introducir un máximo de 4 sensores de fuerza (FSR) en el mismo. En este caso particular se encontró un sensor de fuerza que se adaptaba perfectamente a los requisitos expuestos por el usuario final. Por lo tanto, todos requerimientos del proyecto se cumplieron satisfactoriamente.

Como ya se expuso al comienzo de este artículo, un trabajo futuro es la utilización de este sensor en el centro universitario IRF La Salle para el control de la fuerza en personas de más de 65 años en el movimiento de pinza. Además, siguen quedando líneas de exploración con este dispositivo tanto el software como el hardware. En el ámbito del software el sistema evolucionará hacia un sistema que incluya los patrones de normalidad de fuerza que apoye el diagnóstico. A nivel técnico, se creará un software para terminales móviles. Con todo ello, se busca acercar el uso de tecnología sencilla y de bajo coste para la medida de fuerza en la práctica clínica.

Referencias

- [1] Metter EJ, Talbot LA, Schragger M, Conwit R. Skeletal muscle strength as a predictor of all-cause mortality in healthy men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2002 Oct; 57(10):B359-65
- [2] Serra, J. A. (2006). Consecuencias clínicas de la sarcopenia. *Nutr. Hosp.* vol.21 supl.3
- [3] Roubenoff, R. (2000). Sarcopenia and its implications for the elderly. *European Journal of Clinical Nutrition* 54, S40-S47.

- [4] Página web de sensores de medida.
http://www.sensores-de-medida.es/uploads/aep_cm.pdf
- [5] Página web de sensores de medida (Datasheet).
http://www.sensores-de-medida.es/uploads/meas_spec_xfl212r.pdf
- [6] Página web de parallax.
<https://www.parallax.com/sites/default/files/downloads/30056-FlexiForce-Sensor-Documentation-v2.0.pdf>
- [7] Página web de Sensitronics.
<https://www.sensitronics.com>
- [8] Página web de Tekscan.
<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/flexiforce-elf-system>
- [9] Página web de Tekscan.
<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/flexiforce-welf-2-system>
- [10] Datasheet de Saehan SH5005 Pinch Gauge.
- [11] Datasheet de sistema de evaluación de fuerza Lafayette (Nicholas MMT).

VALIDACIÓN DE LA PLATAFORMA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN DE LOS MIEMBROS SUPERIORES

Aitziber Mancisidor¹, Asier Brull¹, Asier Zubizarreta¹, Ana Rodríguez², Itziar Cabanes¹

¹Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Escuela de Ingeniería de Bilbao, Universidad del País Vasco (UPV/EHU), Plaza Ingeniero Torres Quevedo 1, Bilbao, Bizkaia.

²Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina y Enfermería, Universidad del País Vasco (UPV/EHU), Barrio Sarriena s/n, 48940 Leioa, Bizkaia.

{aitziber.mancisidor, abrull001, asier.zubizarreta, itziar.cabanes, ana.rodriguez}@ehu.eus

Resumen

En aplicaciones de rehabilitación, donde el dispositivo robótico interactúa directamente con el paciente, dar respuesta a las necesidades de los usuarios es tan importante como cumplir con los requisitos funcionales. De lo contrario, el paciente rechazará el dispositivo robótico. Ante esta situación, en este trabajo se presenta la validación preclínica de la plataforma robótica UHP para la rehabilitación de los miembros superiores. 25 sujetos de diferentes características físicas han participado en la validación del dispositivo robótico, evaluando no solo el correcto comportamiento del dispositivo, sino también su seguridad y adaptabilidad. Los resultados muestran que la plataforma robótica de rehabilitación, además de cumplir los requisitos funcionales, transmite una sensación de tranquilidad y seguridad a los usuarios.

Palabras Clave: Dispositivos robótico de rehabilitación, Rehabilitación de los miembros superiores, Validación preclínica.

1 INTRODUCCIÓN

En los últimos años, con el fin de mejorar la calidad de vida de pacientes con déficit motor, se han propuesto diversos dispositivos robóticos para la rehabilitación de los miembros superiores [8], [9]. No obstante, sólo unos pocos, como ARMin [3], MIME [4] o MITManus [5] han sido ampliamente implementados en el campo clínico.

En gran parte, esta ausencia clínica se debe a que la mayoría de los dispositivos robóticos de rehabilitación no se adaptan adecuadamente a los requisitos de los pacientes y los terapeutas. En aplicaciones de rehabilitación, no es suficiente con cumplir los requisitos de terapia funcional, el robot también debe ser amigable para el paciente, fácil de usar y cumplir con las condiciones de seguridad [11]. De lo contrario, el paciente y el terapeuta rechazarán

el dispositivo robótico. Es evidente que estas necesidades son diferentes a las que normalmente se reúnen en aplicaciones industriales convencionales, lo que implica diferencias en el diseño y control del dispositivo robótico [10].

Con la intención de analizar y dar respuesta a estas necesidades, antes de utilizar cualquier dispositivo robótico en el campo clínico con pacientes con movilidad reducida, es preciso una validación preclínica del robot con usuarios sanos [2]. Esta validación permite analizar la seguridad y la robustez del dispositivo robótico con un grupo de personas de diferentes características y verificar que cumpla con las necesidades de los usuarios.

Observando esta necesidad, en este trabajo, se valida la plataforma robótica de rehabilitación UHP (Universal Haptic Pantograph). El UHP es un robot reconfigurable que permite ejecutar diferentes ejercicios de rehabilitación de los miembros superiores [7]. Este dispositivo robótico lleva integrado un algoritmo avanzado de control de fuerza/posición que permite realizar una amplia gama de tareas de rehabilitación activas o pasivas [6]. Con el fin de realizar la validación de la plataforma robótica UHP, se han diseñado y ejecutado un conjunto de pruebas con un grupo de 25 personas sanas. Con la intención de mejorar la comunicación entre la plataforma robótica de rehabilitación UHP y los usuarios, se ha implementado un nuevo software de rehabilitación. Además, para simular pacientes con movilidad reducida, las pruebas se han realizado con limitadores de movimiento que reducen el rango de movimiento de los usuarios.

El resto del artículo está estructurado de la siguiente manera. En la Sección II, se describe la plataforma de rehabilitación basada en el robot reconfigurable UHP. En la sección III, se detalla el diseño de los ensayos de validación. La Sección IV analiza el comportamiento de la plataforma de rehabilitación cuando interactúa con usuarios sanos de diferentes características. Finalmente, se resumen las ideas más importantes en las conclusiones.

2 PLATAFORMA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN UHP

2.1 ROBOT RECONFIGURABLE UHP

El UHP (Universal Haptic Pantograph) es un robot reconfigurable que permite realizar ejercicios de rehabilitación de los miembros superiores (Figura 1) [7]. Su estructura reconfigurable proporciona diferentes modos de operación, siendo el modo ARM uno de los más implementados. En este modo [6], el robot UHP realiza movimientos de flexión/extensión del brazo rehabilitando las articulaciones del hombro y del codo.



Figura 1: Plataforma robótica de rehabilitación UHP.

2.2 SOFTWARE DE REHABILITACIÓN

La plataforma de rehabilitación posee un nuevo software de rehabilitación que permite mejorar la interacción con los usuarios. De esta forma, el terapeuta puede adaptar los parámetros del ejercicio de entrenamiento a las necesidades del paciente. El ejercicio se basa en un juego de alcance, cuyo escenario utiliza el área de trabajo del robot, y lo divide en 5 regiones (Figura 2).

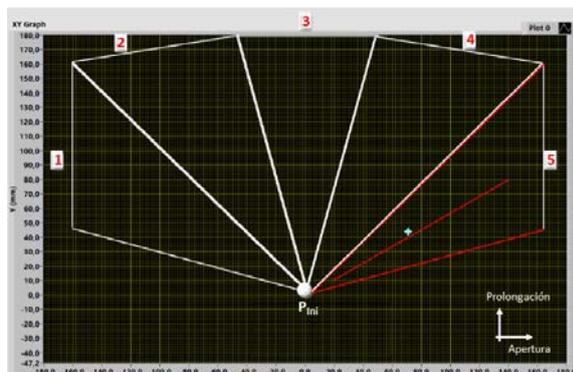


Figura 2: Juego del Software de Rehabilitación.

En el juego, con la ayuda del robot, el paciente debe mover un puntero desde el punto inicial (P_{ini}) hasta el final de la región deseada (resaltada con rojo) y

volver a la posición inicial. El puntero indica la posición de contacto robot/paciente (P_{Cn}). De esta forma, se proporciona una retroalimentación visual de la posición real y deseada.

La ejecución del ejercicio por parte del robot se lleva a cabo a través de un controlador de fuerza/posición. Este controlador calcula el par que deben ejecutar los motores, basado en el modo de entrenamiento seleccionado en el software de rehabilitación (pasivo [9] o activo [1]) y las mediciones de fuerza (F_{Cn}) y movimiento (P_{Cn}) del punto de contacto robot/paciente.

3 DISEÑO DE LOS ENSAYOS DE VALIDACIÓN

3.1 SELECCIÓN DE LOS PARTICIPANTES

Con el fin de obtener resultados relevantes, se han seleccionado 25 sujetos sanos que no tenían conocimientos previos ni del robot reconfigurable UHP, ni del software de rehabilitación. Las características más relevantes de los sujetos seleccionados se resumen en la tabla 1.

Tabla 1: Datos más relevantes de los participantes.

Nº de usuarios	25	
Género	Hombres: 18	Mujeres: 7
Edad	Mín.: 20 años	Máx.: 50 años
Altura	Mín.: 1,63m	Máx.: 1,88m
Longitud brazo	Mín.: 0,31m	Máx.: 0,42m

3.2 SIMULACIÓN DE PACIENTES CON MOBILIDAD REDUCIDA

Tal como se ha definido en la introducción, antes de usar el robot en el campo clínico, es necesario validarlo con usuarios sanos que puedan soportar movimientos o fuerzas no deseadas ejecutadas por el robot. Sin embargo, con el propósito de generar un entorno más realista, se ha tratado de simular a pacientes con movilidad reducida.

Con este objetivo, se ha restringido la movilidad de las dos articulaciones que se rehabilitan en el modo ARM, es decir, se ha limitado el movimiento del hombro y del codo. Para reducir el movimiento del hombro se ha incorporado una cinta, la cual ha rodeado el cuerpo del participante sujetando los dos hombros contra el tronco. Por otro lado, el movimiento del codo se ha restringido mediante una codera que consta de una serie de sujeciones que limitan la extensión del codo (Figura 3).



Figura 3: Restricciones físicas del movimiento del codo y del hombro.

3.3 DISEÑO DE LOS ENSAYOS

Con el fin de analizar si la plataforma de rehabilitación UHP cumple con las necesidades de los usuarios (correcto funcionamiento, dispositivo seguro y adaptable), se han propuesto cinco ensayos de validación:

- **Ensayo I: Elección del área de movimiento.** Para priorizar la seguridad del participante, se ha adaptado el área de trabajo del UHP al rango de movimiento del usuario. Con este propósito, con la ayuda de un fisioterapeuta, el participante realiza movimientos de prolongación y apertura del brazo hasta llegar al alcance máximo. El algoritmo de control memoriza estos valores máximos y adecua el rango de movimiento.
- **Ensayo II: Aprendizaje del juego.** El objetivo de este ensayo es que el participante conozca el funcionamiento del juego de rehabilitación y del robot reconfigurable UHP. Para ello, el usuario tiene que dejarse guiar por el robot que realizará los movimientos en modo pasivo con un periodo de 3 segundos. Esto permitirá al participante dirigir su atención a las trayectorias ejecutadas, ya que después deberá reproducirlas.

Una vez comprobado que el participante conoce los movimientos que debe de ejecutar, en los siguientes ensayos (*sin restricciones, con restricción del codo y con restricción del hombro*) será él el responsable de realizar las trayectorias deseadas. No obstante, para facilitar la ejecución del ejercicio, el UHP compensa la fuerza de gravedad y las inercias del robot.

- **Ensayo III: Sin Restricciones.** El objetivo de este ensayo es analizar el comportamiento de la plataforma robótica de rehabilitación al interactuar con un usuario sano, por lo que el participante ejecuta los movimientos sin ninguna restricción.
- **Ensayo IV: Con restricción del codo.** En este ensayo, con el fin de observar el funcionamiento de la plataforma robótica cuando el usuario tiene déficit de movimiento en el codo, el participante realiza los ejercicios con el limitador de codo propuesto (Figura 3).

- **Ensayo V: Con restricción del hombro.** En el último ensayo, gracias al limitador de movimiento del hombro (Figura 3), se observa el comportamiento de la plataforma robótica al interactuar con un paciente con movilidad reducida en el hombro.

3.4 PROTOCOLO DE EJECUCIÓN

Antes de proceder a la ejecución de los ensayos de validación con personas, de acuerdo con la normativa de ética del Real Decreto 1716/2011, se ha generado un protocolo de actuación.

Dentro de este protocolo, se establece que en la ejecución de los ensayos de validación, estarán presentes un técnico que supervise el dispositivo robótico y un fisioterapeuta que se ocupe de comprobar que el participante realice los ejercicios de forma adecuada. De esta forma, se garantiza la correcta ejecución de los ensayos de validación, además de asegurar una respuesta rápida y segura ante cualquier adversidad.

Por otro lado, antes de iniciar los ensayos, a la persona participante se le facilita un documento que describe las pruebas a realizar y define el objetivo de su ejecución. Adicionalmente, las personas responsables, aclaran cualquier duda que le pueda surgir al participante sobre las pruebas de validación.

Durante la ejecución de los ensayos, se sigue un protocolo definido de antemano, donde se detallan cada una de las acciones que deben de realizar el técnico y el fisioterapeuta. Asimismo, para todos los participantes se utilizan las mismas indicaciones, las cuales deben ser claras y precisas.

Al finalizar las pruebas, con el objetivo de detectar aspectos de mejora y conocer el grado de acuerdo de los usuarios respecto a los ensayos experimentados, se pasa un breve cuestionario. Al mismo tiempo, los responsables de la prueba deben rellenar otro cuestionario donde evalúan la correcta ejecución de los ensayos, y en el caso de ser necesario, señalan las irregularidades o problemas surgidos.

4 ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Con la intención de validar la plataforma robótica de rehabilitación al interactuar con diferentes usuarios, se han realizado los ensayos definidos anteriormente con los 25 participantes seleccionados. A continuación, se resumen los resultados más relevantes.

4.1 APRENDIZAJE DEL JUEGO

Una vez definido el área de movimiento de cada participante en el Ensayo I, se ha ejecutado el ensayo aprendizaje del juego con el fin de que el usuario aprenda el funcionamiento de la plataforma robótica UHP y el juego de rehabilitación. Para que este aprendizaje sea posible, los movimientos los ha ejecutado el dispositivo robótico UHP de forma autónoma, es decir, en el modo pasivo.

En la Figura 4 se detallan los resultados del *Participante A*, que posee un área de movimiento medio con un alcance de 0,160m en la prolongación y de 0,155m en la apertura. En azul se observa la posición deseada (P_{CnDes}), y en verde la real (P_{Cn}) del punto de contacto en el plano xy.

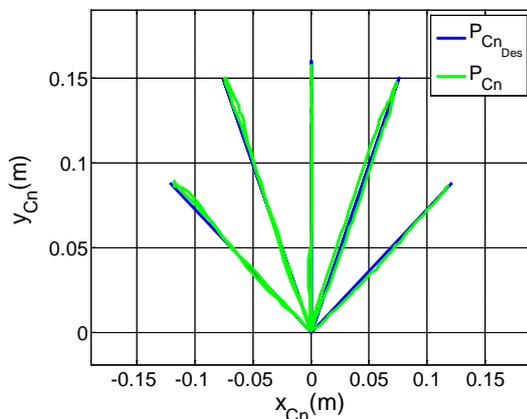


Figura 4: Resultados del ensayo aprendizaje del juego con el *Participante A*.

En la Figura 4 se muestra que el nuevo juego diseñado se ha adaptado correctamente al rango de movimiento de cada participante generando referencias de posición (P_{CnDes}) que dependen del alcance máximo de cada uno. Por ejemplo, en la región 3 (línea vertical), el robot UHP se ha movido desde el origen hasta el alcance máximo del movimiento de prolongación frontal de cada usuario (0,160m para el *Participante A*).

Por otro lado, tanto en el ensayo de validación que se muestra en la Figura 4, como en el resto de los ensayos ejecutados con los 25 participantes, se ha observado que el UHP no ha generado ningún movimiento brusco e inapropiado que puede llevar a lesionar al usuario, sino que ha realizado movimientos de una forma suave y segura. Además, aunque los sujetos han intentado impedir el movimiento de la plataforma robótica, el UHP ha finalizado las trayectorias en el periodo seleccionado con un error medio inferior a 0,0312m. Por lo que se concluye que en el modo pasivo, la plataforma de rehabilitación UHP funciona correctamente con perturbaciones externas introducidas por usuarios con diferentes características físicas.

4.2 ENSAYOS DE VALIDACIÓN CON Y SIN RESTRICCIONES

Una vez validado el correcto funcionamiento de la plataforma robótica de rehabilitación UHP cuando es el robot el encargado de ejecutar los movimientos, se procede a ejecutar los ensayos en los que el participante debe ejecutar los movimientos.

Con este fin se han ejecutado tres tipos de ensayos en modo activo descritos anteriormente (*sin restricciones, con restricción del codo y con restricción del hombro*). En el primer ensayo, el participante ha realizado el ejercicio sin ninguna restricción, en el segundo, se le ha limitado el movimiento del codo, y en el último, se le ha restringido el movimiento del hombro. En los tres ensayos, para verificar que el robot se comporta de una forma segura, se ha analizado la fuerza (F_{Cn}) y la posición (P_{Cn}) del punto de contacto.

Análisis de la fuerza del punto de contacto

La Figura 5 detalla la fuerza del punto de contacto (F_{Cn}) del *Participante B* en los tres ensayos ejecutados. En la primera gráfica se observan los resultados del ensayo sin restricciones, en la segunda se muestran los resultados del ensayo con restricción del codo, y en la última los del ensayo con restricción del hombro. En todas ellas, la azul se corresponde con la fuerza del punto del contacto en el eje x (F_{xCn}), mientras que la verde es la del eje y (F_{yCn}).

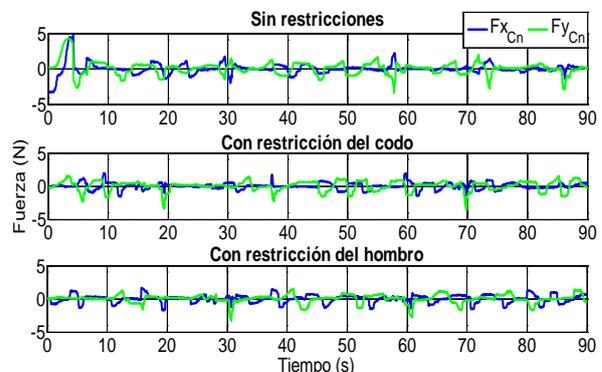


Figura 5: La fuerza del punto de contacto con y sin restricciones con el *Participante B*.

Tanto en las pruebas que se muestran en las Figura 5, como en el resto de los ensayos realizados con los 25 participantes, se ha observado que la plataforma robótica de rehabilitación ha sido capaz de compensar la fuerza de gravedad y las inercias del robot y seguir a la referencia de fuerza cero con error medio inferior a 1N. Además, el robot de rehabilitación UHP en ningún momento ha ejecutado fuerzas elevadas que puedan lesionar al participante; en el peor caso, la fuerza de contacto máxima ha sido inferior a 5N.

Asimismo, se detalla que el comportamiento de la plataforma robótica ha sido muy parecido en los ensayos ejecutados sin y con restricciones. Es decir, el dispositivo robótico se ha comportado de forma apropiada y segura al interactuar con personas sanas y con participantes que han simulado déficit de movimiento del codo y del hombro.

Análisis de la posición del punto de contacto

Una vez analizada la fuerza del punto del contacto en los ensayos ejecutados, con el fin de corroborar la seguridad de los usuarios, se procede a continuación a estudiar los movimientos realizados.

Las Figura 6 detalla el movimiento del punto de contacto ($P_{Cn} = [x_{Cn} \ y_{Cn}]^T$) del *Participante B* en los tres ensayos ejecutados. La primera gráfica muestra los resultados del ensayo sin restricciones, en la segunda se presentan los del ensayo con restricción del codo, y en la última los del ensayo con restricción del hombro. En azul se observa la posición deseada (P_{CnDes}) y en verde la real (P_{Cn}) del punto de contacto en el plano xy.

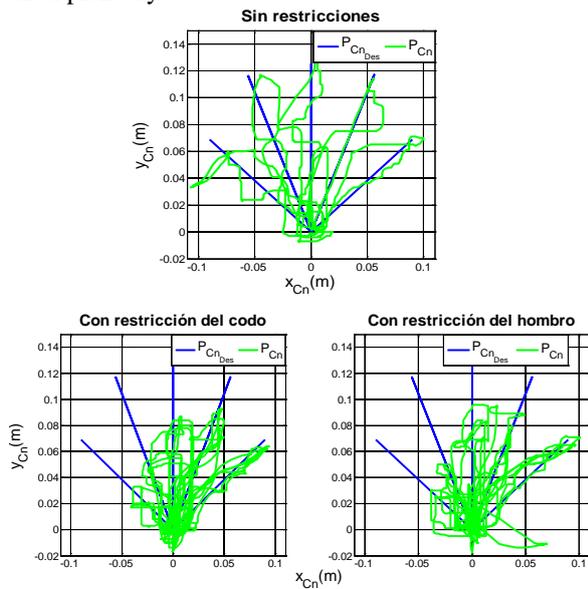


Figura 6: Posición del punto de contacto con y sin restricciones con el *Participante B*.

En las pruebas que se muestran en la Figura 6 y en el resto de los ensayos ejecutados sin y con restricciones, se ha observado que el UHP no ha impedido el movimiento ejecutado por el usuario, permitiendo que este realizara el ejercicio de una forma suave y segura. Por lo que se concluye que la plataforma robótica de rehabilitación UHP también funciona de forma correcta y segura cuando es el usuario el encargado de ejecutar la trayectoria.

Sin embargo, se ha observado que el alcance de los movimientos ejecutados ha variado en función del limitador utilizado y la región activada. Sin

restricciones de movimiento, los participantes han sido capaces de llegar al punto final deseado, verificando que el rango de movimiento se ha calculado adecuadamente. No obstante, al introducir una restricción, el alcance máximo ha variado considerablemente de una región a otra.

De este análisis se extrae que, aunque en personas sanas es suficiente con medir el alcance máximo de los movimientos de prolongación y apertura, en pacientes con movilidad reducida, es necesario medir el alcance de cada trayectoria. Por lo que, en terapias de rehabilitación, con el fin de poseer un área de trabajo óptimo, se tiene que medir el alcance máximo del paciente en cada una de las regiones del juego.

4.3 EVALUACIÓN DE LOS PARTICIPANTES

Durante el análisis de los ensayos, se ha verificado el funcionamiento correcto y seguro de la plataforma robótica de rehabilitación al interactuar con usuarios con diferentes características físicas. No obstante, en aplicaciones de rehabilitación, además de ello, es imprescindible evaluar la opinión de las personas participantes, ya que un usuario que se sienta inseguro al interactuar con el robot, rechazará su uso.

Con el fin de analizar la opinión de los usuarios y detectar aspectos de mejora, se estudian los cuestionarios rellenos por los participantes al finalizar los ensayos. En estos cuestionarios, las personas participantes han tenido que valorar los ensayos vividos, evaluando cuatro afirmaciones en función de su grado de acuerdo: 1) En desacuerdo; 2) Parcialmente de acuerdo; 3) Totalmente de acuerdo.

En la tabla 2 se observa el número de participantes que ha dado cada puntuación.

Tabla 2: Evaluación de los 25 participantes.

Pregunta	1	2	3
He sabido qué debía hacer	0	0	25
He sido capaz de seguir las indicaciones	0	3	22
Me he sentido tranquilo	0	4	21
Me he sentido seguro	0	2	23

La tabla 2 muestra que todos los participantes han sabido lo que debían hacer en cada momento, y que la mayoría de ellos ha sido capaz de seguir a las indicaciones. Por lo que se concluye que los participantes han entendido el funcionamiento del juego y del robot de rehabilitación con las indicaciones dadas por el técnico responsable del ensayo y el fisioterapeuta.

Asimismo, se observa que la mayoría de las personas participantes se han sentido tranquilos al interactuar con el robot de rehabilitación. Solo 4 de ellos han indicado que están parcialmente de acuerdo con esta afirmación, mientras que los 21 restantes han apuntado que están totalmente de acuerdo. Igualmente, casi todos los usuarios se han sentidos seguros al ejecutar los ensayos de validación. Este hecho confirma que la plataforma robótica de rehabilitación, además de cumplir los requisitos funcionales, transmite una sensación de tranquilidad y seguridad al usuario.

5 CONCLUSIONES

Con el fin de validar la seguridad y robustez de la plataforma robótica y verificar que cumpla con las necesidades de los usuarios, es necesario realizar una validación preclínica con personas sanas.

En este trabajo, se detalla la validación de la plataforma robótica UHP para la rehabilitación de los miembros superiores. Con este propósito, se han diseñado e implementado un conjunto de ensayos de validación con un grupo de 25 participantes. Además, para limitar el rango de movimiento de los usuarios y simular pacientes con movilidad reducida, se han diseñado restricciones de movimientos.

A partir del análisis de los ensayos ejecutados con 25 usuarios sanos de diferentes características físicas, se ha observado que el UHP ha sido capaz de generar movimientos suaves y seguros. En ningún momento ha generado movimientos repentinos ni fuerzas elevadas que pudieran dañar al usuario. Además, estas conclusiones han sido ratificadas gracias a la opinión de los participantes, que han afirmado sentirse tranquilos y seguros al interactuar con la plataforma de rehabilitación.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad MINECO & FEDER en el marco del proyecto DPI-2017-82694-R, así como por el proyecto IT914-16 del Gobierno Vasco, el proyecto PPG17/56 de la UPV/EHU y por Euskampus Fundazioa.

Además, los autores desean expresar su agradecimiento al centro de investigación Tecnalía por su colaboración y por prestar su robot de rehabilitación Universal Haptic Pantograph.

Referencias

[1] Basteris, A., Nijenhuis, S. M., Stienen, A. H., Buurke, J. H., Prange, G. B., (2014) Training modalities in robot-mediated upper limb

rehabilitation, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, pp. 111–125.

- [2] Iosa, M., Morone, G., Cherubini, A., Paolucci, S., (2016) The Three Laws of Neurorobotics: A Review on What Neurorehabilitation Robots Should Do for Patients and Clinicians, *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 36.
- [3] Keller, U., Scholch, S., Albisser, U., Rudhe, C., Curt, A., Riener, R., Klamroth-Marganska, V., (2015) Robot-Assisted Arm Assessments in Spinal Cord Injured Patients: A Consideration of Concept Study, *PLOS ONE*, vol. 10, no. 5.
- [4] Lum, P. S., Burgar, C. G., Van Der Loos, M., Shor, P. C., Majmundar, M., Yap, R., (2005) The MIME robotic system for upper-limb neurorehabilitation: Results from a clinical trial in subacute stroke, *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 511–514.
- [5] Lo, A. C., Guarino, P. D., Richards, L. G., Haselkorn, J. K., Wittenberg, G. F., Federman, D. G., Ringer, R. J., Wagner, T. H., Krebs, H. I., Volpe, B. T., (2010) Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke, *New England Journal of Medicine*, vol. 362, no. 19, pp. 1772–1783.
- [6] Mancisidor, A., Zubizarreta, A., Cabanes, I., Bengoa, P., Jung, J. H., (2018) Kinematical and dynamical modeling of a multipurpose upper limbs rehabilitation robot, *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 49, pp. 374–387.
- [7] Mancisidor, A., Zubizarreta, A., Cabanes, I., Bengoa, P., Jung, J. H., (2018) Multifunctional robotic device for the rehabilitation of the upper limbs, *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industria* vol 15, pp 180-191.
- [8] Nordin, N., Xie, S., Wunsche, B., (2014) Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11:137, no. 1.
- [9] Proietti, T., Crocher, V., Roby-Brami, A., Jarrasse, N., (2016) Upperlimb robotic exoskeletons for neurorehabilitation: a review on control strategies, *Biomedical Engineering*.
- [10] Santiago-lopez, A. J., Hovell, C. M., Lee, H., Kim, Y., (2016) *Biomedical Engineering: Frontier Research and Converging Technologies*, Biosystems & Biorobotics, vol. 9, pp. 293–325.
- [11] Van der Loos H. M., Reinkensmeyer, D. J., (2008) *Rehabilitation and Health Care Robotics*, Springer Handbook of Robotics, pp. 1223–1251.

ANÁLISIS DE LA MARCHA INDUCIDA CON EL SISTEMA DE REHABILITACIÓN HYBRID

Urendes E¹, Pons, J.L.² Ceres R.¹

¹Universidad CEU San Pablo. Urbanización Montepríncipe - Boadilla del Monte, Madrid, España, {eloyjose.urendesjimenez@ceu.es, ramonceru@gmail.com}

²Grupo de Neurorehabilitación - Instituto Cajal. CSIC. Madrid, España. jose.pons@csic.es

Resumen

En este trabajo, se presenta el estudio de la marcha inducida por un sistema de rehabilitación, basado en un exoesqueleto bilateral de miembro inferior y una plataforma externa de descarga parcial de peso. Para ello, por una parte, se analiza las trayectorias articulares desarrolladas por el exoesqueleto y, por otro, el movimiento articular de los miembros inferiores del usuario cuando está empleando el sistema de rehabilitación, registrado mediante fotogrametría (VICON). De este análisis, se comprueba que no existen discrepancias entre la marcha programada en el exoesqueleto y la inducida sobre los miembros inferiores. Sin embargo, sí que se encuentran diferencias notorias en el movimiento real de dichas extremidades de hasta 7 grados en el rango de movimiento de la articulación.

Palabras Clave: lesión medular, exoesqueleto, rehabilitación, descarga parcial de peso, marcha, cinemática, fotogrametría.

1 INTRODUCCIÓN

La movilidad humana es una de las principales facultades del ser humano no solo porque afecta a las capacidades motrices y sensoriales de la persona sino porque tiene un gran impacto en las funciones fisiológicas, en la autoestima así como en otros aspectos psicológicos.

Una de las principales patologías que provocan una pérdida parcial o total de movilidad es la lesión medular de etiología variable. En España, se estima aproximadamente 1000 casos nuevos de lesión medular, es decir, una tasa de incidencia de 26-27 lesionados por millón de habitantes [1].

Durante la última década con la introducción de la robótica en el ámbito de la salud, han aparecido las ortesis robóticas para la rehabilitación de la marcha como el sistema comercial Lokomat [2], WalkTrainer [3] o el NaTure-Gaits [4]. Estos sistemas permiten

inducir un movimiento cíclico predefinido de marcha sobre los miembros inferiores del paciente y proporcionar una descarga parcial de peso del usuario con la finalidad de compensar la debilidad muscular que presentan y mejorar la estabilidad durante la marcha.

El objetivo principal de estos dispositivos es movilizar al paciente ya sea con la finalidad de rehabilitación o simplemente para evitar o demorar lo máximo posible en el tiempo la aparición o empeoramiento de las funciones fisiológicas de la persona como los problemas digestivos, la pérdida ósea, los problemas renales, aparición de escaras principalmente todas ellas debido a largos periodos de sedestación.

Para ello, estos sistemas implementan distintas estrategias de control dependiendo de la población objetivo así como de su condición y del programa de rehabilitación para el que se diseñe [5,6]. En cualquier caso, uno de los retos de esta clase de dispositivos debe ser lograr una buena adaptación entre usuario y exoesqueleto y, por tanto, asegurar que independientemente de la estrategia implementada se realice una inducción de movimiento real sobre las piernas del usuario.

En este contexto, se ha desarrollado el sistema HYBRID [7], como dispositivo para la rehabilitación de la marcha para personas con lesión medular que presentan un alto déficit motor, cuyo objetivo es inducir una marcha natural y efectiva sobre los miembros inferiores del paciente, permitiendo ambular por el entorno.

En este trabajo, se quiere analizar las diferencias entre la marcha programada en el sistema HYBRID, la marcha inducida sobre los miembros inferiores del usuario generada por el exoesqueleto y la marcha real que realiza el mismo, es decir, el patrón de marcha que desarrolla el usuario. Se presenta así un estudio para evaluar la marcha inducida por este sistema sobre las piernas del usuario y, por tanto, el acoplamiento y adaptación entre el usuario y el sistema de rehabilitación.

2 MATERIAL Y MÉTODOS

2.1 Sistema de caracterización

En este trabajo, se ha utilizado el sistema HYBRID (figura 1), basado en la integración de un exoesqueleto bilateral activo de miembros inferiores de 3 grados de libertad (cadera, rodilla y tobillo), denominado exoesqueleto H1, y una plataforma externa de descarga parcial de peso, denominada REMOVI, que permite regular el peso que se desea liberar. Esta plataforma está dotada de motores tractores que permite al usuario, vestido con el exoesqueleto, ambular por el entorno.

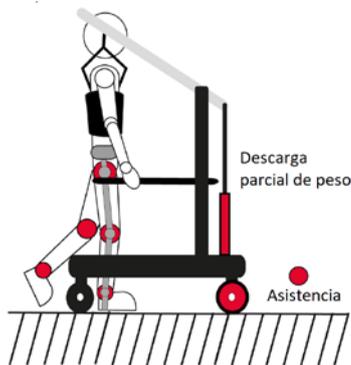


Figura 1. Sistema HYBRID basada en la integración del exoesqueleto H1 y la plataforma externa de suspensión parcial de peso REMOVI.

Se ha implementado un PID clásico para el control de cada uno de los actuadores de las articulaciones y se han implementado las trayectorias cinemáticas que el exoesqueleto debe desarrollar. Dichas trayectorias han sido proporcionadas por el Departamento de Salud y Rendimiento Humano de INEF, encargado del registro y análisis de la marcha de 29 mujeres y 33 hombres sanos con el sistema de fotogrametría VICON (figura 2).

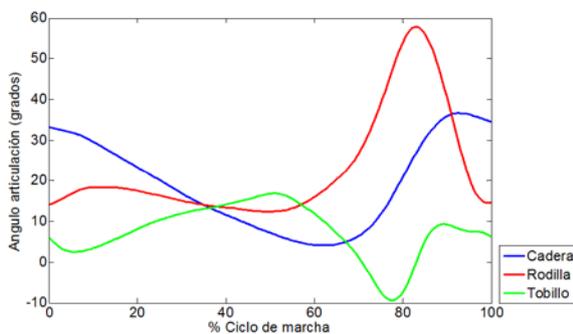


Figura 2. Trayectoria de la cadera, rodilla y tobillo para un ciclo de marcha

Se implementa así en el exoesqueleto una cinemática extraída del análisis de la marcha real de usuarios

sanos a una velocidad lenta (0,25m/s) con el objetivo de imponer en un paciente patrones de marcha naturales.

Para el registro de la marcha desarrollada por el exoesqueleto se han empleado los sensores angulares ubicados en cada una de las articulaciones. Estos ángulos son adquiridos y almacenados por el sistema de control para su posterior procesamiento.

Para el registro marcha real del usuario, se ha utilizado el sistema de fotogrametría VICON, compuesto por seis cámaras a una frecuencia de muestro de 120 Hz, suficiente para el movimiento lento que se quería registrar. Se ha empleado el modelo de marcadores propuesto por Gimenez M.[8], en el que se ubican 36 marcadores sobre el cuerpo del usuario para el modelo estático y 28 para el modelo dinámico (22 sobre el cuerpo y 6 en el eje motor de cada una de las articulaciones del exoesqueleto).

Finalmente, el sistema HYBRID genera un trigger para la sincronización con el sistema VICON, utilizando los canales de entrada analógicos disponibles. De este modo, se logra sincronizar los datos de ambos sistemas para su posterior procesamiento.

La configuración propuesta, permite así definir tres tipos de marcha que se van a caracterizar a través de sus parámetros espacio-temporales y cinemáticos:

- Marcha teórica: Son las trayectorias predefinidas e implementadas en el controlador del exoesqueleto (figura 2).
- Marcha inducida: Son las trayectorias realizadas por las articulaciones medias con los sensores angulares.
- Marcha real: Se corresponde a la marcha realizada por los miembros inferiores del usuario y medida por un sistema de fotogrametría VICON.

2.2 Sujetos

Para la caracterización de los parámetros espacio-temporales y cinemática de la marcha inducida, se procede a realizar un estudio con diez sujetos sanos ($29,30 \pm 6,86$ años, $169,76 \pm 7,73$ cm, $62,16 \pm 8,40$ kg). Este sujeto no había tenido contacto previo con el sistemas de rehabilitación HYBRID y hasta ese instante desconocía su funcionamiento y uso. El sujeto firma hoja de consentimiento para realizar las pruebas después de explicarle el objetivo y desarrollo del estudio.

2.3 Metodología

La realización del estudio se realizó en dos días no consecutivos. En el primer día, se explicó al usuario la prueba y se tomaron las medidas antropométricas necesarias para el ajuste del exoesqueleto y de la plataforma de descarga: altura, peso, longitud de miembros inferiores, distancia entre cadera-rodilla, distancia entre rodilla-tobillo y distancia tobillo-suelo. Así como el resto de parámetros para la configuración del sistema de fotogrametría.

A continuación, se realizó al usuario una demostración del funcionamiento del sistema. Una vez comprendía la dinámica del sistema, y tras ajustar el sistema a sus medidas, se le entrenó durante 10 minutos, con el objetivo de que adquiriera la suficiente habilidad y destreza para lograr una marcha confortable y continua. En este período de entrenamiento se hizo énfasis en la necesidad de que realizara un movimiento de transferencia lateral (balanceo), natural en la marcha humana y exagerado en pacientes con déficit motor que lo emplean como estrategia para ambular en sus procesos de rehabilitación.

Una vez que el usuario alcanzó una marcha cómoda, se procedió a citarle otro día para que realizara el registro de la marcha con ambos sistemas.

En el segundo día, se pidió al usuario que vistiera con ropa deportiva ajustada, que se tenía preparada, con la finalidad de evitar que los marcados, ubicados sobre la piel y ropa del usuario, se movieran así como evitar ocultamientos. Una vez comprobada la correcta ubicación de los marcadores, se procedió a la adquisición estática de los mismos con el sistema de fotogrametría VICON. Una vez finalizada dicha adquisición, se procedió a colocar el exoesqueleto al usuario e imponer el nivel de descarga seleccionado. Finalmente, se recolocaron el resto de marcadores, añadiendo los marcadores ubicados en el centro de la articulación motor, para la adquisición dinámica.

Una vez que el usuario estaba preparado, se le solicitó que activara el sistema, y por tanto la marcha, a través de un pulsador manual con el además se generaba el trigger de sincronización.

Finalmente, se pidió al usuario que caminara con el sistema en línea recta hasta alcanzar una distancia total de 7 metros sin ayuda personal externa. Se impuso un nivel de descarga del 30%, de su peso corporal y se realizaron tres pruebas por usuario. Además, se pidió al usuario que no realizara el balanceo lateral de la marcha en la primera mitad de la prueba y que sí lo hiciera en la segunda mitad de cada prueba para estudiar la influencia de dicho balanceo en la marcha inducida.

3 RESULTADOS

3.1 Influencia de la transferencia lateral

Los resultados obtenidos como consecuencia de la ausencia de transferencia lateral de peso durante la marcha muestran un gran impacto en el rango de movimiento (ROM) de las articulaciones en el plano sagital, además de que no se logra dar un paso correctamente. Las articulaciones más afectadas son la rodilla (figura 3) y el tobillo (figura 4). Se produce una disminución angular importante en la flexión de rodilla de hasta 15 grados y de 7 grados para la extensión de tobillo.

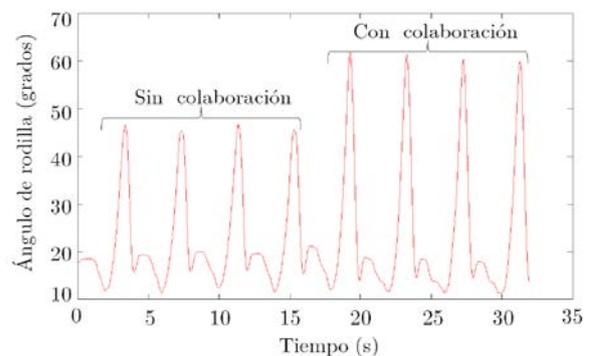


Figura 3. Trayectoria de la rodilla para 7 ciclos de marcha

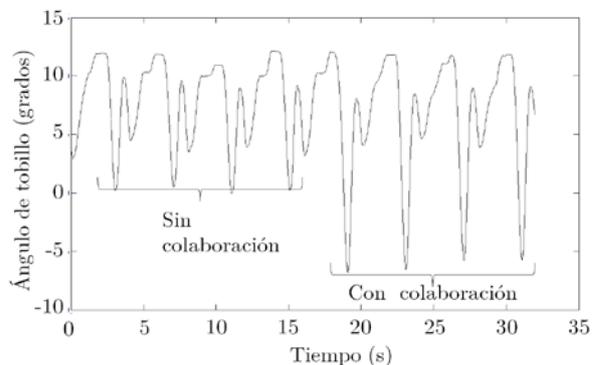


Figura 4. Trayectoria del tobillo para 7 ciclos de marcha

Esta descarga lateral de peso se confirma como mecanismo esencial para facilitar cierto levantamiento alterno de cada miembro inferior y así posibilitar la oscilación del exoesqueleto para inducir correctamente la marcha.

3.2 Parámetros espacio-temporales

Se presenta un análisis de los principales parámetros espacio-temporales. Para la marcha inducida, la cadencia se ha obtenido de contabilizar el número de pasos generados con el exoesqueleto en un minuto.

La longitud de paso se ha obtenido al medir la distancia recorrida con el sistema HYBRID y dividirla por el número de pasos realizados. La velocidad de marcha se ha obtenido directamente midiendo el encoder de velocidad de la plataforma REMOVI. Finalmente, la fase de apoyo y fase de oscilación se han obtenido a partir de los sensores de presión ubicados en la plantilla del exoesqueleto H1. En el caso de la marcha real, el sistema de fotogrametría proporciona estos valores directamente en base al modelo de marcadores seleccionado. En la tabla 1, se presentan los resultados obtenidos.

Tabla 1: Media y desviación estándar de los parámetros espacio-temporales de los tres tipos de marcha (teórica, inducida y real).

	HYBRID	VICON
Cadencia (pasos/min)	29,98 ± 0,03	29,88 ± 0,35
Longitud de paso (m)	0,33 ± 0,01	0,33 ± 0,11
Velocidad (m/s)	0,17 ± 0,01	0,16 ± 0,05
Fase de apoyo (%)	73,67 ± 5,32	73,43 ± 5,03
Fase de oscilación (%)	26,33 ± 5,32	26,57 ± 5,03

Se puede observar en la tabla anterior que no se ha encontrado discrepancias en estos parámetros, lográndose desarrollar una correcta marcha desde el punto de vista de los parámetros espacio-temporales.

3.2 Cinemática

El análisis cinemático ha consistido en comparar las curvas articulares programadas en el exoesqueleto (patrón) desarrolladas por el exoesqueleto (HYBRID), medidas con los sensores angulares, con los datos registrados del sistema VICON. Para facilitar esta comparación e interpretación, se emplea una simplificación de la metodología presentada en [9], en la que se caracteriza cada trayectoria articular por un conjunto de puntos claves. Este análisis se realiza para los ángulos de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital.

Los puntos clave para la articulación de cadera han sido: flexión en el contacto inicial (C1), extensión máxima en la fase de apoyo (C2), máxima flexión en la fase de oscilación (C3) y rango de movimiento (C4).

Los puntos clave para la articulación de rodilla han sido: máxima flexión en el contacto de talón (R1), máxima flexión en la respuesta a la carga (R2), mínima flexión en la fase de apoyo (R3), máxima

flexión en la fase de oscilación (R4) y rango de movimiento (R5).

Los puntos clave para el tobillo han sido: máxima en el contacto de talón (T1), máxima extensión en la respuesta a la carga (T2), máxima flexión en la fase de apoyo (T3), máxima extensión en la fase de oscilación (T4) y rango de movimiento (T5).

Se realiza la comparación para los puntos claves descritos para la articulación de cadera (tabla 2), rodilla (tabla 3) y tobillo (tabla 4). En primer lugar, se puede observar que no existen prácticamente diferencias entre los puntos característicos de la trayectoria programada (patrón) y la trayectoria inducida por el exoesqueleto (HYBRID), confirmando así la correcta programación y generación del movimiento por parte del exoesqueleto.

Si se comparan la marcha inducida (HYBRID) con la marcha real (VICON) para los puntos característicos de la cadera, se puede observar que la flexión de cadera en el instante de contacto de talón (C1), la máxima extensión (C2) y en menor medida la máxima flexión de cadera (C3) presentan valores inferiores para la marcha real que para la inducida.

Al comparar los puntos característicos de la rodilla de la marcha inducida con la marcha real del usuario, se pueden observar valores más notorios, especialmente para las flexiones máximas correspondientes a los puntos R1, R3 y R4, alcanzando una diferencia de hasta 18 grados.

Finalmente, para el caso del tobillo, existen también diferencias como en el caso de la rodilla, aunque la diferencia no alcanza los 5 grados.

Tabla 2: Comparación de los puntos clave para la articulación de cadera

	PATRÓN	HYBRID	VICON
C1	33,30 ± 2, 21	33,38 ± 0,66	26,50 ± 3,85
C2	4,12 ± 1,22	5,45 ± 0,81	-1,75 ± 3,01
C3	36,72 ± 5,16	35,56 ± 1,13	30,63 ± 2,42
C4	32,60 ± 3,83	30,11 ± 1,10	32,38 ± 4,32

Tabla 3: Comparación de los puntos clave para la articulación de rodilla

	PATRÓN	HYBRID	VICON
R1	14,16 ± 1,99	13,96 ± 1,72	31,26 ± 4,87
R2	18,36 ± 1,93	18,11 ± 0,58	32,72 ± 4,11
R3	12,35 ± 3,67	12,35 ± 0,58	17,35 ± 2,50
R4	57,83 ± 3,61	57,91 ± 0,61	69,75 ± 4,00
R5	45,48 ± 2,61	45,56 ± 0,87	52,40 ± 3,35

Tabla 4: Comparación de los puntos clave para la articulación de tobillo

	PATRÓN	HYBRID	VICON
T1	5,85 ± 2,15	5,46 ± 0,36	9,23 ± 2,82
T2	2,49 ± 1,17	2,63 ± 0,51	6,48 ± 2,31
T3	16,85 ± 1,78	14,37 ± 0,74	18,50 ± 2,52
T4	9,34 ± 4,89	-6,89 ± 0,48	-3,22 ± 2,45
T5	26,19 ± 5,69	21,26 ± 1,15	21,72 ± 2,7

4 DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

La marcha con el sistema HYBRID requiere una transferencia lateral de peso ya que este sistema no es completamente rígido y no se actúa a nivel de pelvis, responsable de realizar esta descarga lateral de peso de una pierna hacia la otra, como sucedería en la marcha humana.

El sistema no está concebido para movimientos transversales, por lo que no es posible realizarla por sí mismo, ni tampoco para levantar todo el peso del cuerpo sin contribución del usuario. Por ello, el usuario tiene que ser capaz de realizar este movimiento de lateralidad y favorecer así el movimiento del exoesqueleto. Para facilitar este proceso, se ha rediseñado el prototipo en el que han incluido brazos de apoyo de extremidad superiores, telescópicos y ajustables en altura. Este mecanismo de apoyo permitirá al usuario realizar el balanceo necesario durante la marcha como sistema de apoyo externo. En cualquier caso, se establece por estos motivos de diseño que, dentro de los criterios de inclusión de los pacientes con discapacidad motora, deben tener un buen control motor en miembros superiores.

No se han encontrado diferencias entre la marcha programada en el exoesqueleto y la marcha inducida, confirmando así la correcta generación del movimiento por parte del exoesqueleto. No obstante, aunque desde el punto de vista de los parámetros espacio-temporales no se han encontrado diferencias entre la marcha inducida y la marcha real del usuario, sí que se han encontrado diferencias notorias en sus trayectorias articulares, habiendo por tanto cuestiones de acoplamiento a valorar.

Se han encontrado diferencias más considerables en la rodilla y el tobillo, y menores en la cadera. No obstante, en ningún caso la limitación del rango de movimiento es superior a 7 grados. Las causas principales de esta limitación pueden ser debida a la propia colocación del exoesqueleto y de los ajustes necesarios para adaptar el sistema al usuario, por lo que se establecerá un protocolo para disminuir estas diferencias, así como se seguirá mejorando la adaptación y colocación del exoesqueleto. Aunque

desde el punto de vista de movimiento cíclico para la rehabilitación, no supondría un hándicap para su utilización en pacientes.

Agradecimientos

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

Referencias

- [1] Huete, A., Díaz, E., Ortega, E., & Esclarín, A. (2012). Análisis sobre la lesión medular en España. Federación Nacional de ASPAYM. Toledo.
- [2] Jezernik, S., Colombo, G., Keller, T., Frueh, H., & Morari, M. (2003). Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation: Technology at the neural interface*, 6(2), 108-115.
- [3] Stauffer, Y., Allemann, Y., Bouri, M., Fournier, J., Clavel, R., Métrailler, P., ... & Reynard, F. (2009). The WalkTrainer—a new generation of walking reeducation device combining orthoses and muscle stimulation. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 17(1), 38-45.
- [4] Wang, P., Low, K. H., Tow, A., & Lim, P. H. (2011). Initial system evaluation of an overground rehabilitation gait training robot (NaTure-gaits). *Advanced Robotics*, 25(15), 1927-1948.
- [5] Marchal-Crespo, L., & Reinkensmeyer, D. J. (2009). Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6(1), 20.
- [6] Del-Ama, A. J., Koutsou, A. D., Moreno, J. C., De-Los-Reyes, A., Gil-Agudo, Á., & Pons, J. L. (2012). Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 49(4).
- [7] Urendes, E., Ceres, R., Bortole, M., & Pons, J. L. (2013). External Support Forces during Assisted Walking in a New Rehabilitation System. In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation* (pp. 805-809). Springer, Berlin, Heidelberg.

- [8] Gómez, M., de Subijana, C. L., Urendes, E., & Navarro, E. (2015). Validation of a marker model for gait analysis with wearable exoskeletons. *Journal of Mechanics Engineering and Automation*, 5(7), 407-410.

ANÁLISIS DE LA CARGA MENTAL A PARTIR DE SEÑALES EEG

A. González, E. Iáñez, M. Rodríguez-Ugarte, J.M. Azorín

Brain-Machine Interface Systems Lab, Av. de la Universidad S/N, Ed. Innova, 03202, Elche, Alicante
alejandro.gonzalez.d93@gmail.com, eianez@umh.es, maria.rodriguez@umh.es, jm.azorin@umh.es

Resumen

Este trabajo estudia la carga mental de 5 sujetos a partir de sus señales EEG. Para ello se ha registrado su actividad cerebral mientras realizaban operaciones matemáticas de dificultad progresiva. Se han analizado 4 configuraciones de electrodos, así como 2 bandas de frecuencias (theta y alpha) comparando los 3 niveles de dificultad con el reposo y entre sí. Los resultados muestran mayores porcentajes de acierto entre los diferentes niveles de dificultad cuando se evalúa la zona centro parietal y la suma de las bandas de frecuencia 4 a 8 y 9 a 13 Hz.

Palabras Clave: carga mental, EEG, procesamiento.

1 INTRODUCCIÓN

Últimamente el campo de la investigación, desarrollo e innovación (I+D+i) se ha ampliado, hasta el punto en que la salud humana tiene su cabida, centrando algunas de las nuevas investigaciones del campo médico en la mejora de la calidad de vida de las personas en determinadas circunstancias que lo requieran, como puede ser en aquellas personas que sufran de algún tipo de discapacidad, bien sea innata o a raíz de un accidente [1].

Una de estas tecnologías es la conocida como Interfaz Cerebro-Máquina (BMI, del inglés *Brain-Machine Interface*); donde se procesan las ondas generadas por la actividad eléctrica cerebral, que son medidas por unos electrodos especiales situados sobre el cuero cabelludo de la persona [2]. Estas interfaces proporcionan al usuario una forma de comunicación que no dependa de las conexiones neuronales con las terminaciones nerviosas o los músculos, pues cuando estos últimos fallan es cuando se abre un nuevo camino de investigación a las BMI.

Es un campo donde ya se han realizado numerosos estudios con resultados satisfactorios, donde las personas se comunican mediante la interfaz para conseguir realizar acciones como puede ser: manejar una silla de ruedas mediante impulsos [3]; agilizar el proceso de recuperación de movimiento en los

miembros superiores después de un accidente, promoviendo la neuroplasticidad [4]; controlar mediante un ordenador un brazo robótico para manipular objetos; o mostrar a otra persona emociones y necesidades [5]. También se han utilizado las ondas electroencefalográficas (EEG) para el diagnóstico de enfermedades como su relación con la epilepsia [6] o el alzheimer [7].

En este trabajo se analiza la carga mental a partir de señales EEG. Los usuarios realizarán tareas matemáticas de diferentes dificultades comparando sus señales registradas frente a un estado de reposo y entre ellos. Se analizarán varias configuraciones de electrodos, así como diferentes características para determinar cual permite diferenciar mejor la carga mental.

2 MATERIAL Y MÉTODOS

A continuación, se describe la arquitectura del sistema utilizado para el registro de las señales EEG. Además, se describe el protocolo experimental, así como el tratamiento y clasificación de las señales EEG.

2.1 ARQUITECTURA DE REGISTRO

El equipo amplificador utilizado es el g.USBAMP (de la compañía g.tec), que es el encargado tanto de la adquisición como de un filtrado inicial de las señales. Dispone de 16 canales registrados con una frecuencia de muestro de 1200 Hz. En nuestro caso se han utilizado dos de ellos, trabajando a su vez como maestro y esclavo. Estos se conectan a unos pre-amplificadores denominados g.GAMMAbox, que va directamente conectado a los electrodos. Esto ha permitido registrar simultáneamente 32 electrodos. La figura 1 muestra el equipo utilizado.

Los amplificadores a su vez se conectan a los pre-amplificadores: el maestro tendrá los electrodos 1-16 y el esclavo los electrodos 17-32. Éstos se conectan por el puerto USB al ordenador. Matlab ha sido utilizado como software tanto de adquisición como de procesamiento.

Se han utilizado electrodos de anillo activo, denominados g.LADYbird. Para mejorar la

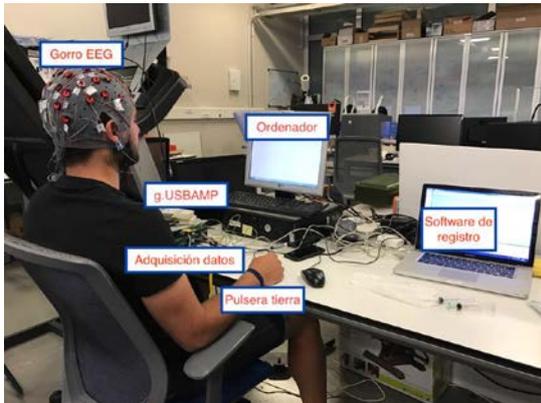


Figura 1: Entorno experimental durante la realización de una prueba.

conductividad de estos electrodos con el cuero cabelludo se aplica un gel conductor disminuyendo el ruido en las señales.

El posicionamiento de los electrodos se ha realizado según el sistema internacional 10/20; con el electrodo de referencia conectado al lóbulo de la oreja derecha y una pulsera de tierra en la muñeca. Se han situado 32 electrodos repartidos uniformemente por todo el cuero cabelludo, para luego estudiar qué zona tenía más influencia en la carga mental. Los electrodos utilizados fueron: FPZ, F3, F1, Fz, F2, F4, FC3, FC1, FCZ, FC2, FC4, C3, C1, CZ, C2, C4, CP3, CP1, CPZ, CP2, CP4, P3, P1, PZ, P2, P4, PO7, PO3, POZ, PO4, PO8, OZ.

2.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Después de colocar los 32 electrodos y haber aplicado el gel conductor en cada uno de ellos, se ajusta la pulsera de tierra a la muñeca de la persona y se coloca también el electrodo de referencia. Se comprueban conexiones y se corrigen aquellas en las que el ruido sea excesivo.

En las pruebas experimentales se ha utilizado una interfaz que permite realizar operaciones matemáticas que aparecerán de forma aleatoria y en el que se pueden elegir el nivel de dificultad (Figura 2). En este caso se han seleccionado los 3 primeros niveles de dificultad. La prueba consistirá en la realización de 3 niveles de operaciones matemáticas aleatorias de dificultad progresiva entre niveles con periodos de reposo entre niveles. Este procedimiento se repetirá dos veces, por lo que se tendrán dos registros por cada nivel y cada persona. En el procedimiento se incluye el reposo entre tareas, donde el sujeto tiene la pantalla del ordenador en blanco.



Figura 2: Interfaz de la prueba.

La secuencia empleada es la siguiente:

- 1) 60 segundos de reposo.
- 2) 45 segundos realizando el nivel 1.
- 3) 60 segundos de reposo.
- 4) 45 segundos realizando el nivel 2.
- 5) 60s reposo.
- 6) 45 segundos realizando el nivel 3.
- 7) Descanso de 3 minutos.
- 8) Repetir todo el proceso (pasos 1 al 6).

En la figura 1 se muestra el entorno experimental mientras el usuario realiza las pruebas experimentales.

2.3 PROCESAMIENTO DE SEÑALES

El procesado de las señales se hace mediante Matlab, con un código desarrollado y adaptado por el grupo de investigación Brain-Machine Interface Systems Lab de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

En primer lugar, se han aplicado ciertos pasos a las señales registradas para mejorar su calidad, y posteriormente extraer sus características más importantes en el dominio de la frecuencia:

- 1) Selección de canales de entrada: 32 electrodos.
- 2) Filtro Notch a 50 Hz para eliminar las perturbaciones de la red eléctrica.
- 3) Filtro de paso alto de 0.05Hz para eliminar ondas de tan bajas frecuencias, como también la corriente continua.
- 4) Filtro de paso bajo a 70Hz, permitiendo el paso de las frecuencias situadas por debajo de esta.
- 5) Las señales son divididas en ventanas de 1 segundo de duración sin solape.

- 6) Aplicación de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) para extraer sus características más importantes en el dominio de la frecuencia.

Como se observa en la figura 3., en la entrada tenemos una fila de datos para cada electrodo, con una frecuencia de muestreo de 1200 Hz. Cada fichero tiene un estado de reposo y un nivel de dificultad específico, así como el código de tarea asociado.

En la salida, tenemos los datos separados por ventanas de 1s sin solape entre ellas, por lo que obtendremos 104 filas (60s reposo y 45s nivel), y aquella ventana donde existan datos con ambas etiquetas es eliminada. Se obtienen las características entre 1 y 50 Hz, con resolución de 1 Hz, de los 32 electrodos.

Posteriormente se seleccionarán subconjuntos tanto de electrodos como de bandas de frecuencia para realizar el estudio.

2.4 CLASIFICACIÓN

Para la clasificación de las señales se ha utilizado un SVM (Support Vector Machine, o máquina de vectores de soporte), que utilizan una serie de algoritmos de aprendizaje supervisado para la clasificación de los datos. Todas las comparaciones se han realizado por pares de tareas.

Todas las señales registradas llevan un índice de tarea asociado. En el entrenamiento de nuestro clasificador se ha utilizado la validación cruzada. El clasificador recibe un 75% del total de muestras de forma aleatoria, junto con la tarea a la que pertenecen para crear el modelo. Después, el 25% de los datos restantes se utiliza para obtener una predicción del clasificador.

Posteriormente, se comparan la predicción del clasificador con la tarea de los datos originales y se calcula el porcentaje de acierto. Cuanto mayor sea el porcentaje de acierto, significa que más

diferenciación existe entre las dos tareas utilizadas y por ende había más facilidad a la hora de clasificar los datos en un grupo.

2.5 SELECCIÓN DE ELECTRODOS Y CARACTERÍSTICAS

Se han utilizado 4 configuraciones de electrodos diferentes y 3 configuraciones de características (tabla 1).

Para la primera configuración se han elegido 15 electrodos de la zona centro-parietal, y se ha analizado como características las sumas de las componentes frecuenciales theta (4-8Hz) y alpha (9-13Hz), teniendo así 2 características por electrodo.

En la configuración 2 se han analizado 10 electrodos de la zona parietal, eliminando los 5 de la zona central utilizados en la configuración 1. Como características se han utilizado, por separado, las componentes de las bandas frecuenciales theta (5, 6, 7 y 8Hz) y alpha (10, 11, 12 y 13Hz), con 4 características por electrodo.

En la configuración 3 se ha estudiado la zona frontal, con el fin de ver si la actividad en diferentes zonas del cerebro variaba mucho respecto a la parietal, eligiendo un total de 5 electrodos de la zona. Las características a estudiar han sido las mismas que en la configuración 2, siendo estas las componentes individuales de las bandas frecuenciales theta y alpha, con 4 características por electrodo.

Para la configuración 4 se han elegido 5 electrodos de la zona occipital con la misma finalidad que en la configuración 3, comprobar si la actividad variaba mucho con respecto a la zona centro-parietal. Como características se han utilizado también las componentes individuales de las bandas frecuenciales theta y alpha.

En la tabla 1, se muestra un resumen de todas las configuraciones utilizadas junto con las

Tabla 1: Resumen de las pruebas realizadas.

Prueba	Configuración	Electrodos	Zona	Características	Comparación
1	1	C3, C1, CZ, C2, C4, CP3, CP1, CPZ, CP2, CP4, P3, P1, PZ, P2, P4	Centro-parietal	Suma bandas frecs. 4-8 y 9-13Hz	Reposo/Nivel
8					Nivel/Nivel
9					Reposo/Estrés
2	2	CP3,CP1,CPZ,CP2, CP4, P3, P1, PZ, P2, P4	Parietal	5, 6, 7, 8Hz	Reposo/Nivel
3					Reposo/Nivel
4	3	FC3, FC1, FCZ, FC2, FC4	Frontal	5, 6, 7, 8Hz	Reposo/Nivel
5					Reposo/Nivel
6	4	PO7, PO3, POZ, PO4, PO8	Occipital	5, 6, 7, 8Hz	Reposo/Nivel
7					Reposo/Nivel

características evaluadas para cada una de ellas.

3 RESULTADOS

Para el estudio se han analizado las señales de 5 usuarios, todos varones y diestros, con un rango de edades comprendido entre los 22 y 27 años. Cabe resaltar que los usuarios no tenían ningún tipo de entrenamiento previo con el software de operaciones matemáticas empleado (figura 2), por lo que se enfrentaban a algo nuevo en la realización del primer nivel.

Los resultados de las primeras pruebas experimentales pueden verse en las tablas 2 a 8. Se han analizado 7 combinaciones diferentes comparando el estado de reposo con cada uno de los niveles de dificultad que generaban diferente nivel de carga mental en el usuario. La tabla 1 indica a que configuración de electrodos y características corresponde cada prueba.

En todas las tablas se indica el porcentaje de acierto tras realizar la validación cruzada con el clasificador SVM así como la desviación estándar. También se indica en la última fila la media global de todos los usuarios para cada caso concreto. N1, N2, N3 y R son los 3 niveles y el reposo.

En la prueba 1 se ha analizado la zona centro-parietal (tabla 2) donde podemos ver como la mejor clasificación se ha obtenido en la comparación durante la realización del nivel 3 con el estado de reposo. Lo que indica mayor diferenciación de las características elegidas en estos dos estados.

En las pruebas 2 y 3 se ha analizado la zona parietal. Cuando analizamos la banda theta (tabla 3) podemos apreciar que la mayor diferenciación se sigue consiguiendo en la comparación de la realización del nivel 3 y el estado de reposo, aunque en los dos primeros niveles se obtiene un menor porcentaje con respecto a la prueba 1 (tabla 2). Al analizar la banda alpha (tabla 4) obtenemos mejores resultados que para las ondas theta, aunque se ha obtenido una mejor diferenciación en el nivel intermedio.

Las tablas 5 y 6 reflejan los resultados de la configuración 3, donde se estudiaba la zona frontal. Para las ondas theta obtenemos un muy bajo porcentaje de acierto, siendo el mínimo en el nivel 3. Al analizar las ondas alpha, aunque el nivel 3 es el más alto, es un bajo porcentaje de acierto y muy similar a los otros dos niveles. Estos dos resultados

nos llevan a la conclusión de que en la zona frontal las bandas frecuenciales alpha y theta no se ven tan afectadas por la actividad cerebral en este caso como la zona centro/parietal.

Si analizamos ahora a la zona occipital (tablas 7 y 8). Para las ondas theta, obtenemos el mismo patrón de aciertos, donde la diferenciación es mayor en el nivel 1 que en el nivel 2, pero el mayor de todos sigue siendo respecto al nivel 3. Lo que podría indicar baja variación de las ondas theta en esta zona del cerebro. Para las ondas alpha es resultado es diferente, obteniendo un alto porcentaje de acierto, bastante similar a los obtenidos en la primera prueba. Por lo que podríamos decir que, en la zona occipital, las ondas alpha se ven afectadas por esta actividad cerebral en mayor medida que las ondas theta.

En base a estos resultados puede comprobarse como los mejores resultados se han obtenido al analizar la configuración 1 con la suma de las bandas de frecuencia theta y alpha (Tabla 2).

Por ello se ha ampliado el estudio analizando para esta configuración tanto como se diferencian los diferentes niveles entre sí en comparaciones dos a dos, como si analizamos todos los niveles en conjunto frente al reposo.

La tabla 9 muestra los resultados cuando se comparan los diferentes niveles entre sí. Podemos ver que el mayor porcentaje de acierto se ha dado entre el nivel 1 y 3, pero con una clara diferencia a los resultados obtenidos en la tabla 1, disminuyendo en un 9%, lo que indica que hay una mayor diferenciación cuando se compara con el reposo que cuando se hace entre niveles.

Finalmente, en la tabla 10 se muestran los resultados al agrupar todos los niveles y diferenciarlos frente al reposo. En este caso se observa una clara diferenciación con respecto al reposo llegando para algunos usuarios a más del 80%.

3.1 COMPARACIÓN DE RESULTADOS

En este apartado se han resumido en la tabla 11 las medias obtenidas en todas las pruebas, de forma que puedan observarse de una forma global. Las pruebas 8 y 9 se han separado del orden numérico, puesto que los estados que se comparaban en ellas son diferentes a las demás.

En las pruebas desde la 1 a la 3 así como la 8 y 9, donde se estudiaba la zona centro/parietal del

Tabla 2: Resultados de la prueba 1. Se analiza la zona centro-parietal y la suma de las bandas de frecuencia theta y alpha.

Usuario	N1/R	N2/R	N3/R
1	50,6±3,2	46,0±2,7	54,9±2,6
2	78,4±6,5	72,0±7,9	90,7±3,4
3	64,1±6,2	77,9±4,2	71,7±4,0
4	77,9±4,0	73,1±4,7	69,2±7,3
5	60,8±5,2	63,0±2,9	55,1±7,2
Media±DE	64,6±2,2	64,1±2,1	66,0±3,8

Tabla 3: Resultados de la prueba 2. Se analiza la zona parietal y la banda theta.

Usuario	N1/R	N2/R	N3/R
1	46,0±3,3	48,7±2,9	59,2±5,6
2	62,7±5,7	58,0±6,0	75,2±3,7
3	63,5±9,3	65,4±1,4	67,2±6,1
4	66,9±1,6	56,8±5,8	54,6±4,4
5	62,8±13,5	58,5±4,6	62,4±5,2
Media±DE	59,3±1,5	57,0±2,4	63,0±2,0

Tabla 4: Resultados de la prueba 3. Se analiza la zona parietal y la banda alpha.

Usuario	N1/R	N2/R	N3/R
1	47,9±2,7	54,8±4,0	52,2±5,2
2	76,1±6,1	69,9±2,9	85,6±4,6
3	57,9±3,2	66,0±3,7	64,5±6,6
4	73,1±5,5	72,8±3,2	69,7±3,0
5	58,0±1,6	60,0±5,4	55,6±3,8
Media±DE	60,9±1,8	64,0±1,8	63,6±3,2

Tabla 5: Resultados de la prueba 4. Se analiza la zona frontal y la banda theta.

Usuario	N1/R	N2/R	N3/R
1	48,0±5,2	56,1±8,1	38,4±8,1
2	66,2±5,2	60,8±5,0	64,7±5,0
3	60,7±2,2	61,7±7,0	59,5±6,0
4	60,8±5,0	52,6±6,8	47,9±6,6
5	56,0±8,1	57,9±3,6	54,2±7,4
Media±DE	57,7±1,0	57,6±3,7	51,2±4,6

Tabla 6: Resultados de la prueba 5. Se analiza la zona frontal y la banda alpha.

Usuario	N1/R	N2/R	N3/R
1	47,2±5,5	48,5±6,4	45,8±4,3
2	58,6±8,6	57,0±4,4	69,1±3,0
3	59,6±8,4	57,6±6,3	61,9±10,0
4	57,6±6,0	47,5±4,5	49,2±3,8
5	56,4±3,2	51,1±6,9	56,4±6,6
Media±DE	55,5±2,2	52,0±1,8	55,2±3,9

Tabla 7: Resultados de la prueba 6. Se analiza la zona occipital y la banda theta.

Usuario	N1/R	N2/R	N3/R
1	45,3±6,8	45,3±5,0	48,8±5,2
2	70,3±2,9	55,8±4,8	71,9±5,7
3	69,6±1,6	65,8±5,2	68,1±6,0
4	50,5±6,2	56,7±6,4	53,7±4,9
5	51,6±6,6	54,6±5,0	54,9±5,5
Media±DE	55,7±4,0	54,9±2,0	58,2±1,5

Tabla 8: Resultados de la prueba 7. Se analiza la zona occipital y la banda alpha.

Usuario	N1/R	N2/R	N3/R
1	53,8±9,2	54,0±6,5	53,7±8,0
2	70,1±5,2	71,7±4,6	88,2±4,9
3	49,5±5,6	58,4±5,7	63,6±4,6
4	80,9±5,3	77,8±7,8	72,0±4,2
5	59,0±6,8	54,2±6,6	54,4±6,2
Media±DE	60,7±5,7	61,8±1,7	64,2±2,7

Tabla 9: Resultados de la prueba 8 Se analiza la configuración 1 comparando los niveles entre sí.

Usuario	N1/2	N2/3	N1/3
1	53,8±3,0	47,4±5,6	56,7±5,8
2	60,1±5,7	59,3±7,1	69,0±10,3
3	63,4±8,3	47,8±5,8	58,2±5,0
4	50,9±1,2	54,0±8,1	53,4±6,9
5	49,5±8,6	48,2±10,6	51,0±3,7
Media±DE	55,0±3,0	50,9±3,1	57,1±2,0

Tabla 10: Resultados de la prueba 9. Se comparan todos los niveles con el reposo (conf1).

Usuario	Niveles/Reposo
1	53,8±3,1
2	81,4±3,6
3	74,1±2,9
4	75,5±2,8
5	49,5±4,0
Media±DE	64,2±2,0

Tabla 11: Tabla resumen de todos los resultados.

Prueba	N1/R	N2/R	N3/R
1	64,6	64,1	66,0
2	59,3	57,0	63,0
3	60,9	64,0	63,6
4	57,7	57,6	51,2
5	55,5	52,0	55,2
6	55,7	54,9	58,2
7	60,7	61,8	64,2
	N1/N2	N2/N3	N1/N3
8	55,0	50,9	57,1
	Niveles/Reposo		
9	64,2		

En las pruebas de la 4 a la 5, donde se estudiaban zonas del cerebro distintas a la centro-parietal, podemos ver cómo, generalmente, se obtienen porcentajes de acierto por debajo del 60%. Esto nos indica que las variaciones de las bandas frecuenciales alpha y theta se producen generalmente en la zona centro-parietal del cerebro, y en las zonas occipitales y frontal no se ven tan afectadas.

En cuanto a la región occipital, cuyos resultados se reflejan en las pruebas 6 y 7, podemos ver que las ondas theta tienen una baja diferenciación entre el estado y el reposo, a diferencia de las ondas alpha, cuya clasificación es similar a la obtenida en la prueba 1 y superior a la media.

En la prueba 9, donde se han unificado todos los niveles bajo un mismo índice, podemos ver que se ha obtenido uno de los mejores porcentajes de acierto por parte del clasificador, lo que quiere decir que para el análisis de la suma de bandas frecuenciales alpha y theta, la diferenciación en la zona centro/parietal del cerebro es relativamente alta, que se traduce en alteración de las ondas en esa zona.

4 CONCLUSIONES

Se puede concluir de este estudio que la zona centro-parietal es la que mejores resultados ofrece al diferenciar cada nivel de dificultad frente al reposo. En general, el nivel 3, con operaciones matemáticas más complejas es el que presenta una mayor diferenciación, al ser probablemente, el que genere una mayor carga mental al usuario. Otras zonas evaluadas como la frontal tanto en la banda theta como alpha y la zona occipital en la banda theta ofrecen resultados muy reducidos lo que puede indicar que la actividad cerebral en esta zona no se ve afectada durante las pruebas.

Al comparar los niveles entre sí, vemos que los mayores resultados se dan entre el nivel 1 y 3 aunque con una reducción del 9% cuando se comparaban respecto al reposo. Además, la diferencia entre los niveles altos es prácticamente inexistente. Finalmente se ha comprobado como comparando de forma general todos los niveles frente al reposo se obtienen resultados aceptables.

Para el futuro cabe la posibilidad de desarrollarse un algoritmo que, con mediciones a tiempo real, devuelva un índice de carga mental para cada situación. También sería beneficioso para el estudio

descartar ciertos electrodos que se verifique que no son de utilidad, para agilizar futuros algoritmos de procesamiento.

Referencias

- [1] R. Colombo, F. Pisano, S. Micera, A. Azzona, C. Delconte, M.C. Carozza, P. Dario, G. Minuco (2005) “*Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients*”, en IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 13
- [2] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. McFarland, P. Hunter Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson, T. M. Vaughan (2000) “*Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting*” en IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering, Vol. 8, No. 2.
- [3] J. del R. Millan, F. Galan, D. Vanhooydonck, E. Lew, J. Philips, M. Nuttin (2009) “*Asynchronous non-invasive brain-actuated control of an intelligent wheelchair*” en Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE.
- [4] F. Cincotti, F. Pichiorri, P. Aricò, F. Aloise, F. Leotta, F. de Vico Fallani, J. del R. Millán, M. Molinari, D. Mattia (2012) “*EEG-based Brain-Computer Interface to support post-stroke motor rehabilitation of the upper limb*” en Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE
- [5] J. L. Sirvent Blasco, E. Iáñez, A. Úbeda, J.M. Azorín (2012) “*Visual evoked potential-based brain-machine interface applications to assist disabled people*” en Expert Systems with Applications Volume 39, Issue 9.
- [6] J. Pillai, M. R. Sperling (2006) “*Interictal EEG and the diagnosis of epilepsy*” en Epilepsia, Official Journal of the International League Against Epilepsy
- [7] C. Bsthorn, H. Förstl, C. Geiber-Kabisch, H. Sattel, T. Gasser, U. Schreiber-Gasser (1994), “*EEG coherence in Alzheimer disease*” en Electroencephalography and Clinical NeuroPhysiology. Vol 90, issue 3, pp 242-245

A VIRTUAL REALITY SYSTEM FOR PAIN MANAGEMENT USING ACOUSTIC STIMULATION AND ELECTRODERMAL EVALUATION

Francisco J. Perales, Miguel Sánchez, Silvia Ramis
Computer Graphics, Vision and Artificial Intelligence Group
A. Turmeda, DMI-UIB, Palma de Mallorca
paco.perales@uib.es, misaro777@gmail.com, silvia.ramis@uib.es

Laia Riera
INeDITHOS (Association for educational and technological research and
intervention in hospital pedagogy)
G. Cifre, UIB, Palma de Mallorca
lrn095@id.uib.cat

Abstract

The system proposed is oriented to evaluate the pain perceived by the user under a high controlled virtual reality environment (VR). A VR system is an implementation of a virtual world that the user perceives as the real one. The sensation of immersion affects the stimulus (visual, acoustic and haptic) perceived by the user and it is able to promote change in the brainwaves power and produce an activation of Autonomic Nervous System (ANS).

The Electro-Dermal Activity (EDA) allow to measure the electrical properties of the skin by the sweat activity. This work proposes a VR environment combined with binaural beats and visual stimulus to evaluate the perception that the user has and comparing their perception with real physiological data (EDA, Heart Rate, Body Temperature, etc.).

It is believed that the use of different binaural beats in a long period of time can help patients to induce a relaxation state (mood) and consequently the perception to pain. The results of this work can be helpful for developing a pain or mood management system with several configurable situations (VR scene, Colour & Sound combination, ANS parameters for biofeedback, etc.).

In this study we apply 8 types of acoustic stimulus (4 binaural and 4 monaural) in a standard simple VR scenario and we propose the end users to select the experimented feeling they felt in any case, in parallel using the Empatica wristband (EDA, HR, Temp) we contrast the subjective users answers with physiological values given by the devices.

Palabras Clave: Electro Dermal Activity (EDA), Autonomic Nervous System (ANS), Virtual Reality, brainwaves, binaural beats, visual and sound stimulus, Unity, Oculus Rift.

1 INTRODUCTION

In the past few years the Virtual Reality (VR) has become a popular tool for entertainment. In fact, its popularity is already growing up due to the benefits it is showing, not only in videogames, but in medicine, psychology or rehabilitation tools [1], [2], [3]. Thanks to the power of high immersion that the VR has, one of the potential abilities is to be used for mood or pain management [4]. Previous works has been done in order to explore the benefits of VR systems for pain or emotional state, control and distraction [12], [13], [15], [16], [17], [18], [19], [20] [21], [22], [23] and also using fMRI to visualize the physiological effects [28] [29]. Up to our knowledge only few works [5], [6], [7], [14], [18] considered binaural sounds as alternative new brain training technique. We don't know any previous work that combine VR systems and binaural beats in order to modulate the mood states (relax vs active) and apply these benefits to chronic pain control. It is on this field where this work is classified. The purpose of this work is to create an interactive VR system which combines the power of VR with other multimedia technologies such as sounds (binaural), music or colors, to study how they can affect to mood state and also to the brainwaves and how they are sensed by the users. Also, a new evaluation method is considered. The Electrodermal Activity (EDA) will be controlled in all the process of VR multimodal stimulation. With the EDA biosignal we can compare subjective user perception against physical parameters variations. Finally, the results of this system can lead to a VR application for pain management or others similar pathologies.

This work has the next structure. In section 2, brainwaves, electrodermal activity and binaural beats will be explained. In section 3, the experiment and its methodology will be presented. In section 4, the results of the experiment will be shown and interpreted. Finally, in section 5, the conclusion and the introduction for future work will end this document.

2 THEORY

In this study there are two key components that stand out among all the technology and concepts used. These are the brainwaves tuning by the binaural beats stimulus and electrodermal activity monitoring as evaluation tool of mood and/or pain perception. Both techniques implemented using a VR commercial system.

2.1 BRAIN WAVES AND ELECTRODEMAL ACTIVITY

The concept of brainwaves refers to all the electrical activity that takes place in the brain generated mostly for the brain cells (neurons) that can be measured with an electroencephalogram (EEG) [6], [22]. Active pyramidal neurons produce local current flows that travels through dendrites. EEG is capable to record the current flows due to the scalp electrodes, which amplify the electrical signals that penetrates the skin and skull. Finally, those signals are saved and displayed on a paper or screen in a wave form. Brainwaves commonly have a sinusoidal pattern with an amplitude range of 0.5 to 100 μV [22]. Depending on their frequency, brainwaves are classified into five basic groups: Delta (0.5-3hz), Theta (3-8hz), Alpha (8-12hz), Beta(12-40hz) and Gamma (40-100hz).

The brainwaves change depending on the human and psychology state and behavior. Delta brainwaves appear when the person is in deep dreamless sleep. Theta brainwaves show up while someone is dreaming in a very relaxed state or in people with Attention Deficit Hyperactive Disorder (ADHD). Alpha brainwaves are find out when a person is free of tension, pain and nervousness. Beta brainwaves appear when a person is anxious or thinks logically. At last, gamma brainwaves turn up with ecstatic experiences and oneness feelings.

The Electrodermal Activity (EDA) or also Skin Conductance (SC) is a reliable physiological signal for monitoring the sympathetic nervous system. Several studies have demonstrated that EDA can be a source of effective markers for the assessment of emotional states in humans [26]. The EDA is simply the electrical properties of the skin as determined by sweat gland activity. The EDA or GSR activity is typically measured in “micro-Siemens (μS)” or “micro-Mho (μM)”. Sweat secretion and the associated changes in skin conductance are unconscious processes that are solely under sympathetic control and reflect changes in arousal. In emotional situations, bodily processes are triggered automatically: The heart beats faster, the pulse rises, hands become sweaty.

There are two main components to the overall complex referred to as EDA. One component is the general tonic-level EDA which relates to the slower acting components and background characteristics of the signal. The most common measure of this component is the Skin Conductance Level (SCL) and changes in the SCL are thought to reflect general changes in autonomic arousal. The other component is the phasic component and this refers to the faster changing elements of the signal - the Skin Conductance Response (SCR). Crucially, it is important to be aware that the phasic SCR, which often receives the most interest, only makes up a small proportion of the overall EDA complex [30]. We are interesting in Event-related SCR (ER-SCR) that can be attributed to a specific eliciting stimuli.

In our proposed VR system, we can measure these parameters in real time with the Empatica wristband device [25]. We assume that if you expose, to by example a fear-inducing stimulus, your increase the sweat secretion and hear rate and your arousal is changing. Using a specific set of stimuli (acoustic and/or visual) we can measure the skin conductance and give a biofeedback to user in order to modulate their mood state.

2.2 BINAURAL BEATS

There are many ways that the brainwaves can be changed by using external stimuli in order to induce to the states mentioned above such as colors, sounds, music or human contact. One of the newest technique to do that is by making use of binaural beats [5], [7], [22].

When two sinusoidal waves (tones) at a different frequency enters through the right and left ear respectively, the brain perceives a third illusory tone with a frequency that equals the difference of the other two in absolute value, called binaural beat [19]. For example, if we play a 70 Hz tone at the left ear and a 72 Hz tone at the right ear, the brain will perceive a binaural beat with a frequency of 2 Hz.

While listening to binaural beats, the brain will try to adjust its own brainwave to the frequency of the external stimuli [19]. So, it is relatively easy to be induced to a desired state. If we want to be induced to a relaxed state, we simply need a binaural tone with a frequency that matches the alpha brainwaves (8- 12 Hz) or delta (0,5-3hz).

It is pertinent to mention that, for a better perception of the binaural beat, the two tones listened in each ear should have a difference frequency of less than 35 Hz [23]. In [19] we can see the main differences between monaural and binaural beats. So binaural recording is

a very special implementation of stereo sounds where we can guaranty that only one different frequency beat is presented in every ear. Conventional stereo or 360 sounds can't guaranty this condition with several loudspeakers.

Also, in [19] the authors give a brief view overview of research of auditory steady-state responses. In this work show the main differences between monaural and binaural sounds. A very important conclusion is that the neurophysiological processing of binaural sounds differs slightly from monaural. In binaural beat the central interactions occurs in the superior olivary nuclei. Thus, the binaural beat percept is caused by the major neural mechanism which enable sound localization. For our purposes in the VR system developed we are interested to mood/pain modulation but from [19] also suggest that a cognitive effect of binaural sounds can be extended to memory, creativity and attention.

In short, an individual can get a better state of relaxation, creativity or focus by using the appropriate binaural beat [18], [20]. For previous work about the effectivity of binaural beats to induce a frequency following response (FFR) in brain wave activity please check [27]. For more detailed studies about EEG and Serious Games and Neurorehabilitation methods please check these references [10], [11]. For EEG Signal processing concepts please refers to [22].

This work is a second experiment (please check [25] for first VR system) that use EDA measures in order to compare with subjective user perception, but of course we plan to use wireless EEG recording tools for validate with objectively data if binaural sound can modulate brainwaves and improve also the brain connectivity [23].

3 METHODOLOGY

In this work a whole VR application, made with the videogame development platform Unity [8] is presented, in which a simple experiment has been done. It involves the listening and the classification of different binaural beats while watching a ball changing its color and its size in middle of scenario. The choices as well as the success rates made by each end-user are saved in a file in execution time.

The HMD used is Oculus Rift combined with Oculus Touch [9] for getting a proper interaction. In Figure 1, 2, and 3 we can view the whole scenario, menus and setting options.

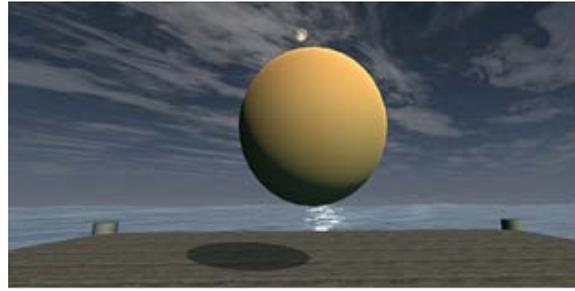


Figure 1. A Standard VR environment used.



Figure 2. A full main menu (all settings).

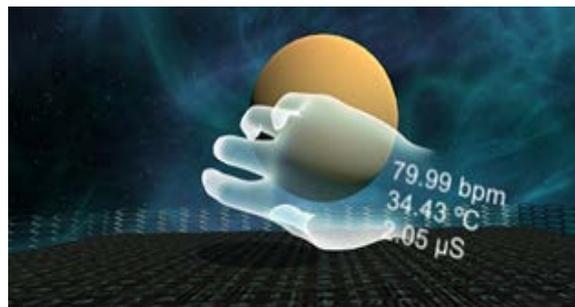


Figure 3. RV Feedback of Bio Signal Values.

The purpose of the experiment is to verify if in this technology combination mentioned before, the binaural beats have a relaxation or meditation effect, comparing the influence of binaural beats and non-binaural beats with a simple test. In this experiment the VR environment remain the same all the time that the user is hearing the binaural sounds. We use a relaxing scenario similar to others previous works [14], [15], [16], [17]. Our work initial hypothesis is based on the idea that relaxing binaural sounds combined with VR environments can reduce the beta power values and increase the alpha and theta power values in the brainwaves. With this tuning of the alpha, theta and beta brainwaves we expect to reduce the user's pain perception. Also, as the VR system is planned to be use in children with chronic pain, we apply pediatric pain scales before and after experiment.

3.1 PARTICIPANTS

After rigorous psychometric screening for bio-psycho-social health, $N = 10$ young university students (4 females) entered in a within-subject randomized. The age range of 18-23 years old and an age average of 21 years. All 10 students participate separately in two sessions hearing real binaural sounds (verum) and placebo monaural beats. We have a previous pilot study [24] with the same environment but without the use of biological signals in order to compare if subjective impressions of the user have correlation with EDA and heart rate values. So, this new data is very important in order to guarantee the effectivity of the binaural sounds for mood modulation. The temperature value is discarded (device specifications don't guaranty the correct body temperature acquisition).

From previous works we have several choices about the time needed for binaural beats. Some works [18], [19], [20] use a minimum time of 25 minutes. Others consider 5 minutes enough to achieve the effects of brain synchronization [23]. In our experiment we use 5 minutes per binaural beat and 2 minutes without non-visual (black wall) and auditory stimulus between beat modes. Also, we don't add any sound additional to binaural beat (pink noise, melody, etc.) We record EDA parameters from 1 minute before starting stimulation and 1 minute after finish the experiment. That means that the whole session lasts 28 minutes of stimulus and rest states plus 15 minutes for initial procedure experiment explanation.

3.2 PROCEDURE

The present investigation has been done in a highly controlled laboratory study with no interference from others users and stimulus. The experiment has two sessions, each one differenced in the binaural beats the user must listen and classify. Half of the participants do session 1 (verum BB) and the other half do session 2 (Placebo). So, in each session, the end-user starts the session, listen and classify four binaural beats and finish the session. In the start of a session, a little menu with a button appears asking the user to start the test. When the user pushes the button, a binaural beat (or placebo) starts to play. The end-user has to listen it for 5 minutes.

Once the time has finish, the user must classify the sound with an interactive menu, selecting one of the default binaural beat modes (feelings) that he or she felt thanks to the binaural beat and the VR environment.

The available feelings the user can choose are: Healing (H), Sleep (S), Meditation (M) and Relax (R) for the relaxation category; and Creative (Cr),

Concentration (Co), Work (W) and Inspiration (I) for the concentration category. Once it is classified, the user must wait for the next binaural beat to be played for 2 minutes to avoid the carry-over effect. This process is repeated four times and the session ends with a thanks message. During all this time, the EDA and heart rate is recorded every 10 seconds.

As mentioned before, two sessions are required. Session 1 allows to classify four binaural beats modes for relaxation and meditation. Session 2 plays four beats but without any difference frequency. That fact helps to determine if playing real binaural beats causes any different feeling than playing normal beats.

Those modes are shown in table 1. In the meanwhile, the user's avatar will be standing or sitting in a virtual platform located in outer space. The results of one session are saved. In this file, the name of the user, the choices he or she had made (with a timestamp) and the success rate (for session 1 or session 2) are stored and also the Empatica wrist band values (one value every 10 seconds).

Table 1: Binaural beats modes used in the experiment. session 1 plays green binaural beats. session 2 plays blue placebo beats.

Binaural mode	Left frequency (Hz)	Right frequency (Hz)	Difference frequency (Hz)	Affects
Healing	88.00	80.00	8.00	Alpha
Sleep	73.00	75.00	2.00	Delta
Meditation	89.75	85.25	4.50	Theta
Relax	85.50	75.50	10.00	Alpha
Beat 1	82.00	82.00	0	None
Beat 2	91.20	91.20	0	None
Beat 3	87.55	87.55	0	None
Beat 4	89.00	89.00	0	None

4 RESULTS

From previous study [24] the most of the choices were done in the right category. Just 9 of the 40 choices (approx. 20%) were concentration modes, while 31 of the 40 choices (approx. 80%) were relaxing modes. It indicates that the end-users felt that they were relaxed or in a meditation state (the purpose of those binaural beats), but they could not hit the market with the right binaural beat mode. See [24] for more accurate details. In this second experiment we have the following results by subjective user selection (table 2).

Table 2: Choices from session 1. In red considered wrong selection category.

Subject (session 1)	R	S	M	H	Success Exact/Category
Subject 1	S	S	S	R	25%=100%
Subject 2	Co	R	Cr	Wo	0%=25%
Subject 3	M	R	R	S	0%=100%
Subject 4	R	Co	S	Wo	25%=50%
Subject 5	R	S	R	S	50%=100%
Success	40%	40%	0%	0%	

From session 1, real binaural stimulation, the end users select the R and S mood with a 40% of successfully. Only a 25% of selections are outside of relaxing binaural tones. The 75% of selections done are related to relaxing tones (R, S, M, H).

Table 3: Choices from session 2. In red considered in concentration category.

Subject (session 1)	Beat 1	Beat2	Beat3	Beat4
Subject 1	Co	W	Co	W
Subject 2	W	Co	M	I
Subject 3	M	M	Co	M
Subject 4	R	M	R	Co
Subject 5	W	R	W	Co

From session 2 (table 3), non-binaural sound, the end users select more active tones (Cr, Co, W, I). Near 50% selections are from active tones. The placebo sound stimulus doesn't induce relaxing states in the 60% of users. If we consider the EDA values and HR for every period, we can see the results in the table 4.

Table 4: Comparative EDA evolutions values for placebo user versus binaural user.

user 1 (placebo)	eda t0	placebo1	2" (black)	placebo2	2" (black)	placebo3	2" (black)	placebo4	eda last
GSR (µsiemens)	0,2	0,19	0,69	0,48	0,26	0,21	0,82	0,58	1,36
mood selected		concentrate		work		concentrate		work	
user6 (Binaural)	eda t0	RELAX	2" (black)	SLEEP	2" (black)	MEDITATION	2" (black)	HEALING	eda last
GSR (µsiemens)	1,45	1,3	0,46	0,31	0,09	0,05	0,04	0,11	0,54
mood selected		relax		concentrate		sleep		work	

From table 4, we can observe that placebo sounds don't induce EDA reduction. The user starts with an EDA=0,2 µSiemens and the final state is EDA=1,36 µSiemens. That means that the user is in a more activate state, which confirms the user subjective selection.

In the case of user 6, who has 2 wrong mood state selections, the EDA values confirm a decreasing tendency. The Starting EDA is equal 1,45 µSiemens and the final EDA value is 0,54 µSiemens. That means that the user moved to a relaxing mood state.

In some binaural sounds the user also has very low EDA values (0,04).

For the rest of users, the values and conclusions are very similar. For the heart rate values, we can't conclude any significant variations because all users are inside the range (55-75 ppm), which are normal values for low cardiac activity range.

Of course, we need to extend the users data base and more test must be done to confirm that EDA parameter is significant to classify the mood state of the person.

5 CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

The work introduced allows to analyze in a simply way how the binaural beats combined with the VR technology can influence the emotional state or mood and consequently to pain perception. A rigorous psychometric screening for bio-psych-social health of young university students is selected. The end-users had listened to some binaural and non-binaural beats while they were in a VR environment. They classified them depending on their psychological state and the emotion they felt. The biosignals recorded (EDA, Heart rate) allow us to obtain some more objective conclusions. With the results obtained we can conclude that binaural beats work better than non-binaural beats if we talk about relaxation and meditation. The subjective perception is confirmed with biosignal values for relaxing mood states. The number of users is not enough to conclude valid affirmations. In this study the users hear only binaural beats or placebo but not both sounds, so we need to extend the evaluation to all combinations in order to increase the reliability. Also, we think that we need to evaluate the time exposure to binaural beats more carefully using more cases and different time exposure and other binaural sounds sets.

For future work, it would be interesting to test all the possible stimuli combinations in different experiments (sounds, colors & objects motions, haptics, etc.). The next VR environment will include a EEG wireless 8 channel system in order to evaluate objectively the power wave variations and brain connectivity variations.

Finally, our idea is to develop VR videogame environment, which will include sessions for relaxation, concentration, meditation..., each one with its own binaural beat mode, range of colors, background music and even environment (space, beach, mountain...). It will also implement a free mode, in which the user may explore and customize

all the technology mentioned to find his or her favorite combination for self-training (biofeedback).

Acknowledgment

We acknowledge the Ministerio de Economía, Industria y Competitividad (MINECO), the Agencia Estatal de Investigación (AEI) and the European Regional Development Funds (ERDF, EU) for its support to the project TIN2015-67149-C3-2-R (MINECO/AEI/ERDF, EU). We also acknowledge the program «Salvador de Madariaga» (Estancias de profesores e investigadores senior en centros extranjeros) from Ministerio de educación, cultura y deporte (Solicitud PRX16/00234).

References

- [1] Brenda K. Wiederhold, Ian T. Miller, and Mark D. Wiederhold. Using Virtual Reality to Mobilize Health Care. *IEEE Consumer Electronics Magazine*. December 2017.
- [2] Momen Kamal Tageldeen, I. Elamvazuthi, N. Perumal and T. Ganesan. A Virtual Reality based Serious Game for Rehabilitation of Arm. Department of Electrical & Electronic Engineering, Universiti Teknologi PETRONAS, and Perak, Malaysia. December 2017.
- [3] Mario Vargas-Orjuela, Alvaro Uribe-Quevedo, David Rojas, Bill Kapralos and Byron Perez-Gutierrez. A Mobile Immersive Virtual Reality Cardiac Auscultation App. Universidad Militar Nueva Granada, Bogota, Colombia. October 2017.
- [4] Angela Li., Zorash Montaña, Vincent J. Chen and Jeffrey I. Gold. Virtual reality and pain management: current trends and future directions. March 2011.
- [5] F. R. On, R. Jailani, H. Norhazman and N. Mohamad Zaini. Binaural Beat Effect on Brainwaves based on EEG. March 2013.
- [6] Anushka Gupta, Esther Ramdinmawii and V. K. Mittal. Significance of Alpha Brainwaves in Meditation examined from the study of Binaural Beats. Indian Institute of Information Technology, Chittoor, Sricity, A. P., India. July 2017.
- [7] G. Guruprasath and S. Gnanavel. Effect of continuous and short burst binaural beats on EEG signals. SRM University, Tamil Nadu, India. August 2015.
- [8] Unity – Game Engine: <https://unity3d.com>
- [9] Oculus Rift – Virtual reality system: <https://www.oculus.com/rift/>
- [10] F. J. Perales López y E. Amengual. Combining EEG and Serious Games for Attention Assessment of Children with Cerebral Palsy. *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*. pp. 395-399. doi: 10.1007/978-3-319-46669-9_66. Oct. 2017.
- [11] Dahlquist, L. M., Weiss, K. E., Dillinger Clendaniel, L., Law, E. F., Ackerman, C. S., & McKenna, K. D. (2008). Effects of videogame distraction using a virtual reality type head-mounted display helmet on cold pressor pain in children. *Journal of Pediatric Psychology*, 34(5), 574-584.
- [12] Miró, J., Nieto, R., & Huguet, A. (2007). Realidad virtual y manejo del dolor. *Cuadernos de Medicina Psicosomática*, 82, 52-64.
- [13] Austin, D. W., Abbott, J. A. M., & Carbis, C. (2008). The use of virtual reality hypnosis with two cases of autism spectrum disorder: a feasibility study. *Contemporary hypnosis*, 25(2), 102-109.
- [14] Wolitzky, K., Fivush, R., Zimand, E., Hodges, L., & Rothbaum, B. O. (2005). Effectiveness of virtual reality distraction during a painful medical procedure in pediatric oncology patients. *Psychology and health*, 20(6), 817-824.
- [15] Malloy, K. M., & Milling, L. S. (2010). The effectiveness of virtual reality distraction for pain reduction: a systematic review. *Clinical psychology review*, 30(8), 1011-1018.
- [16] Wiederhold, B. K., Anal, K., Sulea, C., & Wiederhold, M. D. (2014). Virtual reality as a distraction technique in chronic pain patients. *Cyberpsychology, Behavior, and Social Networking*, 17(6), 346-352.
- [17] Garrett, B., Taverner, T., & McDade, P. (2017). Virtual Reality as an Adjunct Home Therapy in Chronic Pain Management: An Exploratory Study. *JMIR medical informatics*, 5(2).
- [18] Pfaff, Hans Uwe. (2014) Psychophysiological reactivity to auditory Binaural Beats stimulation in the alpha and theta EEG brain-wave frequency bands: A randomized, double-blind and placebo-controlled study in human healthy young adult subjects. UAM. Departamento de Psicología Biológica y de la Salud. <http://hdl.handle.net/10486/663948>
- [19] Leila Chaieb, Elke Caroline Wilpert, Thomas P. Reber and Juergen Fell. (2015) Auditory

beat stimulation and its effects on cognition and mood states. *Psychiatry*, 12 May 2015 | <https://doi.org/10.3389/fpsy.2015.00070>

[20] Wahbeh, H., Calabrese, C., Zwickey, H., & Zajdel, D. (2007). Binaural beat technology in humans: a pilot study to assess neuropsychologic, physiologic, and electroencephalographic effects. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 13(2), 199-206.

[21] Theodore W. Berger, John K. Chapin, Greg A. Gerhardt, Dennis J. McFarland, Jose C. Principe, Walid V. Soussou, Dawn M. Taylor, Patrick A. Tresco (2009). *Brain-Computer Interfaces: An international assessment of research and development trends*. Springer. ISBN: 978-4020-8704-2.

[22] Saeid Sanei (2013). *Adaptive Processing of Brain Signals*. John Wiley & Sons, Ltd. ISBN: 9780470686133. DOI: 10.1002/9781118622162

[23] X. Gao, H. Cao, D. Ming et al. Analysis of EEG activity in response to binaural beats with different frequencies. *International Journal of Psychophysiology*. Volume 94, Issue 3, December 2014, Pages 399-406. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.10.010>

[24] F. J. Perales, M. Sánchez, L. Riera, S. Ramis. A Pilot Study: VR and Binaural Sounds for Mood Management. 22 International Conference Information Visualisation, 10 - 13 July 2018, Università degli Studi di Salerno, Salerno, Italy. *IEEE Proceedings* (to publish).

[25] The E4 wristband, <https://www.empatica.com/>

[26] A. Dubé, M. Duquette, M. Roy, et (all). Brain activity associated with the electrodermal reactivity to acute heat pain. *NeuroImage* 45 (2009) 169–180.

[27] D. Cvetkovic, D. Djuwari, I. Cosic (Australia). The Induced Rhythmic Oscillations of Neural Activity in the Human Brain. *Proceeding (417) Biomedical Engineering – 2004*.

[28] Hoffman, H. G., Richards, T., Coda, B., Richards, A., & Sharar, S. R. (2003). The illusion of presence in immersive virtual reality during an fMRI brain scan. *CyberPsychology & Behavior*, 6(2), 127-131.

[29] Hoffman, H. G., Richards, T. L., Bills, A. R., Van Oostrom, T., Magula, J., Seibel, E. J., & Sharar, S. R. (2006). Using fMRI to study the neural correlates of virtual reality analgesia. *CNS spectrums*, 11(1), 45-51.

[30] Braithwaite J., Watson D., et all. A Guide for Analysing Electrodermal Activity (EDA) & Skin Conductance Responses (SCRs) for Psychological Experiments. Technical Report. Selective Attention & Awareness Laboratory (SAAL), University of Birmingham, UK.

K-ATTACK: VIDEOJUEGO INCLUSIVO BASADO EN SSVEP

Jesús Minguillón, Eduardo Pérez Valero, Francisco Pelayo
Dpto. Arquitectura y Tecnología de Computadores, Universidad de Granada
{minguillon, edu, fpelayo}@ugr.es

M. Ángel López-Gordo
Dpto. Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones, Universidad de Granada
malg@ugr.es

Resumen

En este trabajo presentamos el videojuego K-Attack, una aplicación lúdica para el entrenamiento de la atención visual. En este videojuego, se estimula al usuario mediante la inversión de patrón de un damero, a una frecuencia de 15 inversiones por segundo. La atención visual es detectada mediante los potenciales evocados de estado estable o SSVEP (del inglés, Steady-State Visual Evoked Potential) generados por la estimulación, los cuales son recogidos a través del electroencefalograma (EEG) con el sistema RABio w8. La potencia de los SSVEP, junto con la potencia en la banda Alpha (8-13 Hz), se utiliza para determinar si el usuario está prestando atención o no. Todo esto se realiza en un contexto de videojuego, en donde el usuario conseguirá derrotar a la máquina si consigue un nivel de atención visual suficiente. El procesado de la señal EEG se realiza en un servidor remoto, el cual se encarga también de mandar la estimulación al dispositivo correspondiente. Este videojuego puede ser útil para el entrenamiento de la capacidad de atención en personas con desórdenes atencionales.

Palabras Clave: K-Attack, EEG, SSVEP, BCI, videojuego, inclusivo, RABio.

1 INTRODUCCIÓN

Los avances tecnológicos del siglo XX han propiciado la aparición de sistemas inalámbricos de bajo coste para la adquisición de señales de electroencefalograma (EEG) [1]. Un ejemplo es el RABio w8, desarrollado por la Universidad de Granada y presentado en ediciones anteriores del Simposio CEA de Bioingeniería [2–5]. Este desarrollo ha provocado una evolución de los sistemas BCI (del inglés, Brain-Computer Interface), dando así lugar a nuevas aplicaciones tales como acceso a tele-servicios [6], robots tele-operados [7], medidas de estrés a partir de ritmos cerebrales [8,9] y juegos [10].

Entre las respuestas electrofisiológicas más utilizadas en este tipo de aplicaciones BCI, se encuentran los potenciales evocados visuales (PEV). Los estímulos visuales provocan este tipo de respuestas en forma de diferencias de potencial en la zona de la corteza visual del cerebro (área occipital). Estas respuestas pueden ser registradas mediante el electroencefalograma (EEG), situando uno o varios electrodos en las posiciones correspondientes al área occipital. Los PEV dependen de la integridad funcional de las distintas etapas del tracto visual primario, incluyendo el ojo, la retina, el nervio óptico, las radiaciones ópticas y la corteza visual. En la clínica, los PEV se utilizan para evaluar el estado funcional del sistema visual y diagnosticar patologías como, por ejemplo, lesión quiasmática [11], enfermedad de Parkinson [12], esclerosis múltiple [13], catarata [14], retinopatía [15], glaucoma [16], neuropatía óptica [17] e infarto cerebral [18]. Cuando la estimulación consiste en un tren de estímulos visuales periódicos, las respuestas medidas en el EEG son también periódicas. Estas respuestas son los llamados potenciales evocados visuales de estado estable o SSVEP (del inglés, Steady-State Visual Evoked Potential). Éstos han sido ampliamente utilizados en los BCI debido a que concentran la mayor parte de la potencia en la frecuencia correspondiente a la estimulación, siendo así poco susceptibles a artefactos.

En este trabajo presentamos K-Attack, una aplicación lúdica para el entrenamiento de la atención visual. En nuestro sistema, los SSVEP son utilizados para medir la atención visual. Dicho sistema también hace uso de la potencia en bandas de frecuencia relacionadas con la atención visual tales como Alpha, la cual aumenta en períodos de relajación y desatención visual [19]. Todo esto se lleva a cabo en un contexto de videojuego. Nuestro sistema tiene una gran utilidad en el entrenamiento de la atención, así como en el diagnóstico y seguimiento de trastornos atencionales.

2 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

K-Attack es un videojuego en dos dimensiones programado en Matlab (The MathWorks, Massachusetts, EEUU). El sistema completo consta de cuatro módulos funcionales: un dispositivo para la captación del EEG (el RABio w8), un cliente para la monitorización de la señal, otro para presentar las estimulaciones a través del juego y un servidor para coordinar todo el sistema (ver Figura 1).

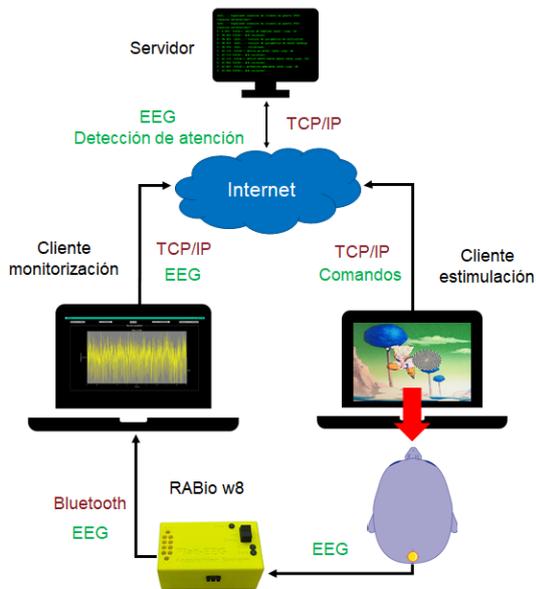


Figura 1: Esquema del sistema completo.

Para producir la estimulación luminosa deseada que permita detectar la atención del sujeto, el damero invierte sus colores a una frecuencia de 15 Hz. Para captar el EEG resultado de la estimulación luminosa que produce la inversión del damero, se coloca un electrodo de copa en la región occipital de la cabeza del sujeto, en la posición Oz y uno de pinza en el lóbulo de su oreja y cortocircuitado a tierra, para actuar como nivel de referencia (ver Figura 2). Ambos electrodos se conectan al dispositivo inalámbrico RABio w8, que permite la transmisión de las señales EEG muestreadas a un ordenador a través de una conexión Bluetooth. Las muestras del EEG son recibidas por una interfaz gráfica de usuario o GUI (del inglés Graphical User Interface) programada en Matlab, que permite su almacenamiento y su visualización en tiempo real. Dicha interfaz, envía periódicamente las muestras del EEG a un servidor a través de internet utilizando un socket TCP/IP. El servidor procesa la señal y lleva a cabo un procedimiento de detección de la atención. Para ello se evalúan dos medidas; por una parte, la razón entre la potencia del SSVEP, situado en la frecuencia de estimulación (i.e., 15 Hz, ver Figura 3), y la potencia de la banda Alpha y, por otra parte, la razón entre la potencia del SSVEP y la potencia de la

banda entorno a este. La primera medida permite determinar si el sujeto está realmente atento y la segunda si el nivel percepción de la estimulación es suficiente. Si las medidas superan los umbrales establecidos por el servidor, este envía al cliente donde se está jugando un comando para que conceda el punto al jugador. Esta comunicación se realiza, como ocurre con la GUI donde se monitoriza el EEG, a través de un socket TCP/IP. El protocolo que permite la comunicación entre el servidor y los dos clientes tiene un formato de mensaje que incluye el código de comando, el tamaño del envío, los datos enviados y, adicionalmente, un campo para indicar si es necesario un mensaje de ACK.

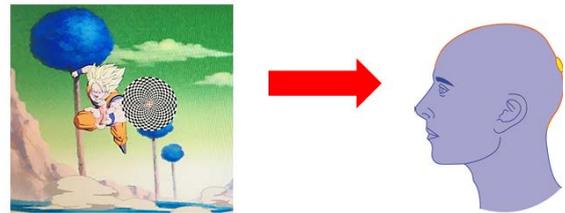


Figura 2: Pantallazo de la estimulación (izquierda) y posición del electrodo Oz de registro (derecha).

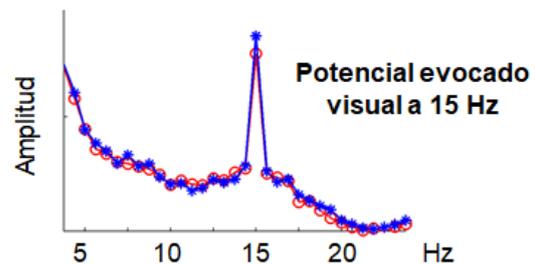


Figura 3: SSVEP a 15 Hz.

El juego se desarrolla a lo largo de un máximo de cinco niveles. En cada nivel, aparecen, secuencialmente y en posiciones aleatorias de la pantalla, diversos avatares. Cada avatar lanza un damero de forma circular, que va aumentando su tamaño y aproximándose al centro de la pantalla. El objetivo del jugador es concentrarse en el centro del damero conforme este avanza hacia el centro. Si su nivel de atención visual es el adecuado, el jugador sumará un punto a su marcador y el damero desaparecerá de la pantalla. En caso contrario, el damero alcanzará el centro y el punto será para la máquina. El nivel termina cuando el sujeto o la máquina alcanzan los cinco puntos. Si la máquina resulta ganadora, el nivel se repite, si el ganador es el sujeto, se pasa al siguiente nivel. Cada nivel tiene una dificultad mayor que el anterior, debido a la cercanía a la que aparecen los avatares y la velocidad a la que se desplaza el damero. Además, cada nivel presenta un escenario de fondo diferente. Con estas características se pretende que el videojuego suponga

un reto para la persona que lo experimenta, de forma que el entorno lúdico en el que se desarrolla le permita mejorar su capacidad de atención.

3 ESCENARIO EXPERIMENTAL

Estas capacidades a las que se hace mención, fueron mostradas públicamente por primera vez en la ULP (UGR LAN Party) de 2018 [20]. Se trata del mayor evento de ocio digital de la Universidad de Granada. Fue organizado por los alumnos de la asignatura Laboratorio de Telemática del Grado de Ingeniería de Telecomunicaciones y en él, los amantes de las nuevas tecnologías disfrutaban de las distintas modalidades de participación que se ofrecen: torneos de videojuegos, desarrollo de aplicaciones, conferencias, etc. En 2018 los organizadores de la ULP se pusieron como objetivo fomentar el uso de las nuevas tecnologías en distintos colectivos. Dentro de esta iniciativa orientada a la inclusión, se demostró con éxito el funcionamiento del sistema descrito en este trabajo (ver Figura 4).

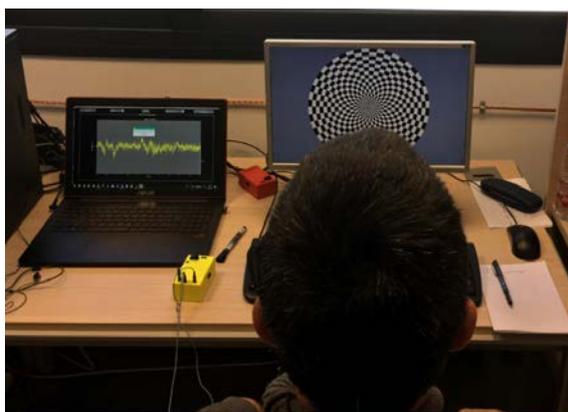


Figura 4: Escenario experimental de aplicación.

4 CONCLUSIONES

En este trabajo se ha desarrollado una aplicación inclusiva enfocada al entrenamiento de la atención. Para ello, se han utilizado los potenciales evocados de estado estable. Los resultados demuestran que el sistema permite la detección de la atención por medio de la potencia de la señal EEG a la frecuencia de estimulación, en la banda del entorno de la frecuencia de estimulación y en la banda Alpha. Gracias a su planteamiento a modo de videojuego, la aplicación resulta útil como herramienta para el entrenamiento de la atención en personas (especialmente niños) con trastornos atencionales, facilitando así su inclusión social.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por la Asociación Nicolo para el I+D en neurotecnologías para discapacitados, el Ministerio de Economía y Competitividad de España (red temática DPI2015-69098-REDT y proyecto nacional TIN2015-67020-P), el programa de jóvenes investigadores en el marco del Sistema Nacional de Garantía Juvenil y del Programa Operativo de Empleo Juvenil 2014-2020 y el proyecto de investigación P11-TIC-7983 de la Junta de Andalucía (España), cofinanciado por el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER).

Referencias

- [1] J. Minguillon, M.A. Lopez-Gordo, F. Pelayo, Trends in EEG-BCI for daily-life: Requirements for artifact removal, *Biomed. Signal Process. Control.* 31 (2017) 407–418. doi:10.1016/j.bspc.2016.09.005.
- [2] S. Alcoba, J. Minguillón, C. Morillas, R. Carrillo, F. Pelayo, M.Á. López-Gordo, Plataforma inalámbrica configurable para BCI, in: M.Á. López-Gordo, E.M. De La Plaza Hernández (Eds.), 7^o Simp. CEA Bioingeniería, Cognitive Area Networks, Málaga, 2015: pp. 27–32.
- [3] J. Minguillón, C. Morillas, F. Pelayo, M.Á. López-Gordo, Sistema BCI multiusuario, in: M.Á. López-Gordo, E.M. De La Plaza Hernández (Eds.), 9^o Simp. CEA Bioingeniería, Cognitive Area Networks, Barcelona, 2017: pp. 49–53.
- [4] J. Minguillon, M.A. Lopez-Gordo, C. Morillas, F. Pelayo, A Mobile Brain-Computer Interface for Clinical Applications: From the Lab to the Ubiquity, in: J.M. Ferrández Vicente, J.R. Álvarez-Sánchez, F. De la Paz López, J. Toledo Moreo, H. Adeli (Eds.), 7th Int. Work. Interplay Between Nat. Artif. Comput., Springer International Publishing, Corunna, 2017: pp. 68–76. doi:10.1007/978-3-319-59773-7_8.
- [5] J. Minguillón, C. Morillas, F. Pelayo, S. Medina, M.Á. López-Gordo, Módulos Plat-EEG para medidas laplacianas con electrodo seco, in: M.Á. López-Gordo, E.M. De La Plaza Hernández (Eds.), 8^o Simp. CEA Bioingeniería, Cognitive Area Networks, Madrid, 2016: pp. 69–73.
- [6] C. Brennan, P. McCullagh, G. Lightbody, L. Galway, D. Feuser, J.L. González, S. Martin, Accessing Tele-Services Using a Hybrid BCI

- Approach, in: I. Rojas, G. Joya, A. Catala (Eds.), *Adv. Comput. Intell. IWANN 2015*. Lect. Notes Comput. Sci., Springer, Cham, 2015: pp. 110–123. doi:10.1007/978-3-642-21501-8.
- [7] A. Vourvopoulos, F. Liarakapis, Brain-Controlled NXT Robot: Tele-operating a Robot through Brain Electrical Activity, in: *2011 Third Int. Conf. Games Virtual Worlds Serious Appl.*, IEEE, 2011: pp. 140–143. doi:10.1109/VS-GAMES.2011.27.
- [8] J. Minguillon, M.A. Lopez-Gordo, F. Pelayo, Stress Assessment by Prefrontal Relative Gamma, *Front. Comput. Neurosci.* 10 (2016) 1–9. doi:10.3389/fncom.2016.00101.
- [9] J. Minguillon, M.A. Lopez-Gordo, D.A. Renedo-Criado, M.J. Sanchez-Carrion, F. Pelayo, Blue lighting accelerates post-stress relaxation: Results of a preliminary study, *PLoS One.* 12 (2017) e0186399. doi:10.1371/journal.pone.0186399.
- [10] M.-S. Yoh, J. Kwon, S. Kim, NeuroWander, in: *Proc. 12th ACM Int. Conf. Adjunct. Ubiquitous Comput. - Ubicomp '10*, ACM Press, New York, New York, USA, 2010: p. 389. doi:10.1145/1864431.1864450.
- [11] J. Brecej, A VEP study of the visual pathway function in compressive lesions of the optic chiasm. Full-field versus half-field stimulation, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Evoked Potentials.* 84 (1992) 209–218. doi:10.1016/0168-5597(92)90002-S.
- [12] S. Nightingale, K.W. Mitchell, J.W. Howe, Visual evoked cortical potentials and pattern electroretinograms in Parkinson's disease and control subjects., *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.* 49 (1986) 1280–7. doi:10.1136/JNNP.49.11.1280.
- [13] J.L. Frederiksen, H.B.W. Larsson, J. Olesen, B. Stigsby, MRI, VEP, SEP and biothesiometry suggest monosymptomatic acute optic neuritis to be a first manifestation of multiple sclerosis, *Acta Neurol. Scand.* 83 (1991) 343–350. doi:10.1111/j.1600-0404.1991.tb04713.x.
- [14] D.L. McCulloch, B. Skarf, Pattern Reversal Visual Evoked Potentials Following Early Treatment of Unilateral, Congenital Cataract, *Arch. Ophthalmol.* 112 (1994) 510. doi:10.1001/archophth.1994.01090160086026.
- [15] J.C. Folk, H.S. Thompson, D.P. Han, C.K. Brown, Visual Function Abnormalities in Central Serous Retinopathy, *Arch. Ophthalmol.* 102 (1984) 1299–1302. doi:10.1001/archophth.1984.01040031049021.
- [16] D.C. Hood, V.C. Greenstein, Multifocal VEP and ganglion cell damage: applications and limitations for the study of glaucoma, *Prog. Retin. Eye Res.* 22 (2003) 201–251. doi:10.1016/S1350-9462(02)00061-7.
- [17] W.M. Carroll, F.L. Mastaglia, Leber's optic neuropathy: a clinical and visual evoked potential study of affected and asymptomatic members of a six generation family., *Brain.* 102 (1979) 559–80. doi:10.1093/BRAIN/102.3.559.
- [18] L. Julkunen, O. Tenovu, V. Vorobyev, J. Hiltunen, M. Teräs, S.K. Jääskeläinen, H. Hämäläinen, Functional brain imaging, clinical and neurophysiological outcome of visual rehabilitation in a chronic stroke patient, *Restor. Neurol. Neurosci.* 24 (2006) 123–132.
- [19] W. Klimesch, EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: A review and analysis, *Brain Res. Rev.* 29 (1999) 169–195. doi:10.1016/S0165-0173(98)00056-3.
- [20] UGR LAN Party, (n.d.). <http://ulp.ugr.es/>.

PROTOCOLO EXPERIMENTAL CON EL EXOESQUELETO H2 CONTROLADO POR UNA INTERFAZ CEREBRO-MÁQUINA

Marisol Rodríguez-Ugarte¹, Antonio J. del-Ama², Eduardo Iáñez¹, Mario Ortiz¹, José M. Azorín¹

¹Brain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche,

Avda. de la Universidad S/N, 03202 Elche, España.

{maria.rodriguez, eianez, mortiz, jm.azorin}@umh.es

²Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM),

Finca La Pereda S/N, 45071, Toledo, España

ajdela@sescam.jccm.es

Resumen

Este trabajo muestra una visión general y los principios básicos de los exoesqueletos, las interfaces cerebro-máquina y los pasos a seguir para que una BMI pueda comunicarse con un exoesqueleto de miembro inferior, en particular el H2, para dar soporte a personas que hayan sufrido un accidente cerebro-vascular o lesión medular con afección en el miembro inferior.

Palabras Clave: exoesqueleto, interfaz cerebro-máquina, comunicación, principios básicos.

1 INTRODUCCIÓN

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS), existen dos causas principales por las que se produce disfunción motora: el accidente cerebrovascular (ACV) y la lesión medular (LM) [9]. El ACV se produce por falta de riego sanguíneo a una parte del cerebro por más de 24 horas causado por la obstrucción de un vaso sanguíneo (ACV isquémico) o la rotura de éste (ACV hemorrágico) [1]. Afecta principalmente a personas de avanzada edad, aunque sin embargo, en los últimos años se ha incrementado el número de incidencias entre la población adulta joven (menores de 45 años) [5,8]. Por otro lado, la LM puede ser de tipo traumático o no traumático. La LM traumática es provocada por un golpe abrupto en la columna vertebral, produciendo daño en una o más vértebras o incluso la rotura de la médula espinal. Las principales causas que originan este tipo de lesión son los accidentes de tránsito, caídas, actos de violencia, deportes y cirugía médica. La LM no traumática es el resultado de daño interno en la región de la médula espinal y sus principales causas son: degeneración de la columna vertebral, infecciones, cáncer, inflamación o problemas médicos congénitos [9].

Sufrir cualquiera de estos dos sucesos, puede suponer la pérdida de la autonomía, y en el caso de la población adulta joven, puede generar impotencia por verse incapaces de realizar tareas cotidianas a tan temprana edad. Por ello, se están investigando nuevas tecnologías para crear vías de comunicación entre el sistema nervioso central y la periferia, tanto para mejorar la plasticidad en el entorno de la lesión neuronal en el caso de rehabilitación, como para proporcionar control sobre tecnologías de asistencia al movimiento.

Uno de los dispositivos asistenciales que está atrayendo más atención en los últimos años para la rehabilitación o compensación motora de personas que han sufrido un ACV o LM es el exoesqueleto robótico. Se trata de una estructura rígida dotada de articulaciones actuadas mediante motores que envuelve la extremidad dañada (superior o inferior) para darle soporte y movimiento [2].

Otra tecnología relativamente nueva que se está utilizando para ayudar a personas con patologías neurológicas, son las interfaces cerebro-máquina (brain-machine interface, en inglés, BMI). Éstas se basan en decodificar las señales cerebrales, (comúnmente conocidas como señales electroencefalográficas, EEG) en comandos para controlar un dispositivo externo [7]. De esta manera, si se conecta la BMI a un exoesqueleto, la persona podrá controlar el exoesqueleto mediante la modulación de los impulsos eléctricos de la corteza cerebral, volviendo a recuperar parte de su independencia.

Además, la comunidad científica ha propuesto este tipo de aproximación (BMI + exoesqueleto) como una alternativa para mejorar la atención e involucración del paciente en la terapia [4,6].

El objetivo de este trabajo es proporcionar una visión general y los principios básicos de los exoesqueletos, las interfaces cerebro-máquina y los pasos a seguir para que una BMI pueda comunicarse con un

exo esqueleto de miembro inferior, en particular el H2, para dar soporte a personas que hayan sufrido un ACV o LM con afección en el miembro inferior

2 EXOESQUELETO Exo-H2

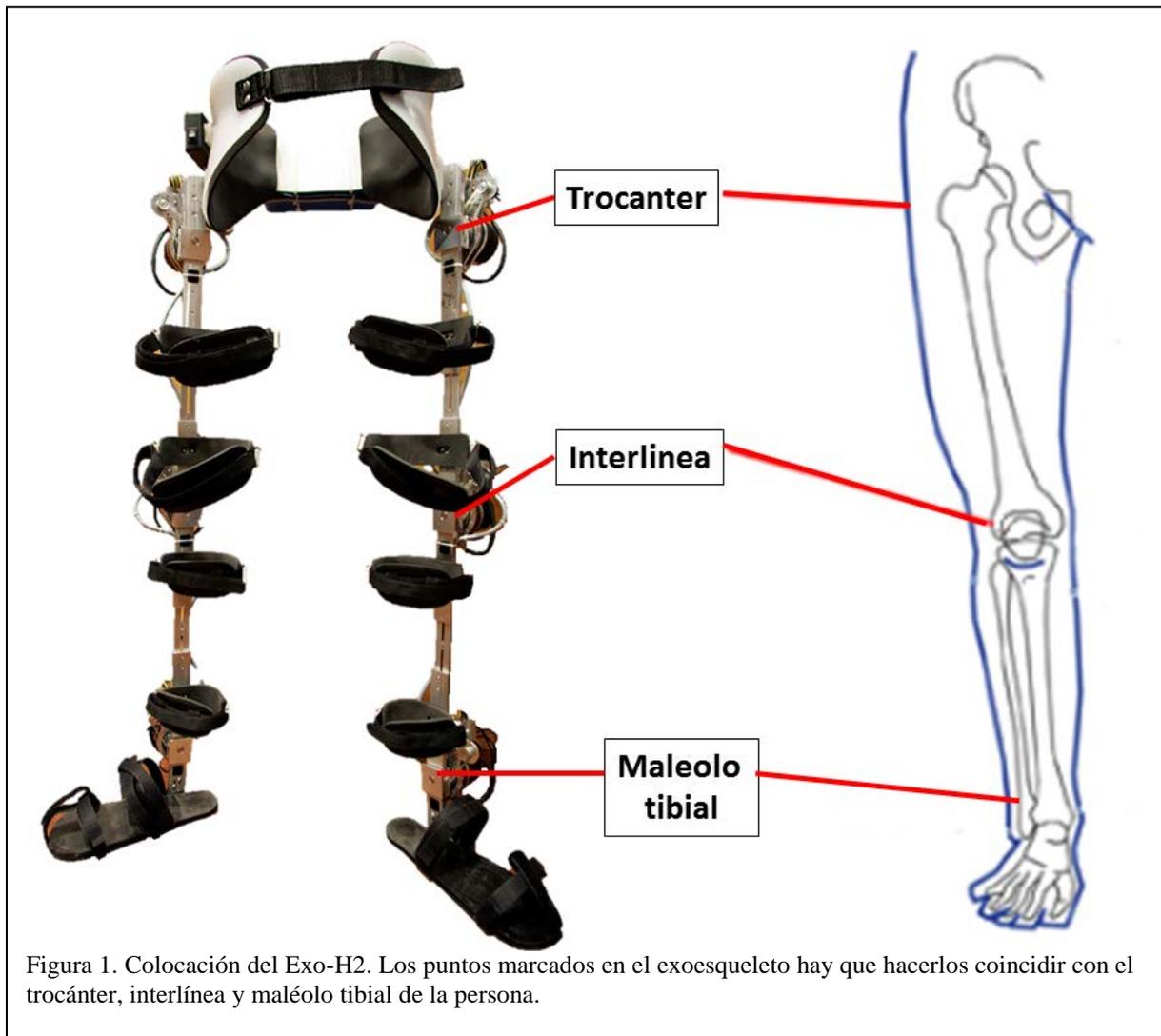
El exoesqueleto Exo-H2 (Technaid, Arganda del Rey, España) fue diseñado para personas entre 1,5 y 1,95m de altura con peso máximo de 100 kg. Está compuesto por un total de seis actuadores en el plano sagital, en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. Dichos actuadores están formados por motores de corriente continua y transmisiones armónicas (Harmonic Drive) (70W y 160: 1 respectivamente).

El Exo-H2 está diseñado por una estructura de aluminio que conecta cada actuador con placas extensibles para el ajuste de la altura. Además, tiene un cinturón anatómico para la cadera que contiene la batería y la electrónica.

La posición angular articular y la interacción humano-exoesqueleto se miden mediante potenciómetros rotacionales y galgas extensiométricas colocados en cada articulación, respectivamente. Los sensores de presión para el contacto entre la base y el pie están embebidos dentro de las plantillas. El Exo-H2 se comunica con dispositivos externos a través de bus CAN, Bluetooth o WiFi [2].

2.1. COLOCACIÓN DEL EXOESQUELETO Exo-H2

Como puede verse en la Figura 1, en la colocación del exoesqueleto debe asegurarse la alineación de los ejes de los conjuntos motor-reductor con los centros articulares del usuario: trocánter con actuador de cadera, punto medio de la interlínea con actuador de rodilla, y maléolo externo con actuador de tobillo. A tal efecto, Exo-H2 permite la variación de la distancia entre actuadores mediante las placas extensibles que unen las articulaciones.



3 INTERFACES CEREBRO-MÁQUINA (BMI)

Como se ha mencionado anteriormente, una de las aplicaciones de las BMI es decodificar las señales EEG para comandar un dispositivo externo. En esta sección, primero se van a explicar las partes que conforman una BMI y posteriormente su funcionamiento.

3.1. COMPONENTES DE UNA BMI

Los componentes que conforman una interfaz cerebro-máquina basada en señales EEG son gorro y electrodos. Los electrodos están posicionados en el gorro según el Sistema Internacional 10-10 ó 10-20. Estos pueden ser secos o de gel. Si son de gel, es necesario que los electrodos sean humedecidos con una sustancia electrolítica para que conduzcan las señales EEG. Para ambos, se ha de comprobar que la impedancia entre el electrodo y el cuero cabelludo sea menor a $5k\Omega$ o que tenga un buen nivel de calidad de señal [3]. Existen diferentes compañías que trabajan con estos dispositivos. En este trabajo, se ha utilizado el sistema StarStim R32 de Neuroelectrics.

La Figura 1 muestra el proceso de colocación del gorro. Primero, es necesario colocar el electrodo Cz en el punto medio entre inion y nasion y también entre el nacimiento superior de las orejas. Posteriormente, como los electrodos son de gel, se rellena el hueco con la sustancia requerida, retirando el cabello del usuario para asegurar que el gel toca directamente el cuero cabelludo y el electrodo. A continuación, se conectan los electrodos al equipo y se añade la referencia. Dicha referencia puede ir colocada mediante una pinza en el lóbulo de la oreja (la cual debería tener también gel) o puede ser mediante electrodos de silicona colocados en el mastión. Luego, se conecta el equipo al ordenador y se comprueba la calidad de la señal. El equipo utilizado muestra la calidad de la señal con el siguiente código de colores: verde si es buena, naranja si es media o rojo si es mala.

Para poder mejorar la calidad de la señal, una de las opciones es apartar más el cabello donde se encuentra el electrodo para que haya mejor contacto entre el cuero cabelludo y el sensor y añadir más gel pero sin excederse. Otra opción sería colocar mejor la referencia: quitar el gel, limpiar la oreja con un gel

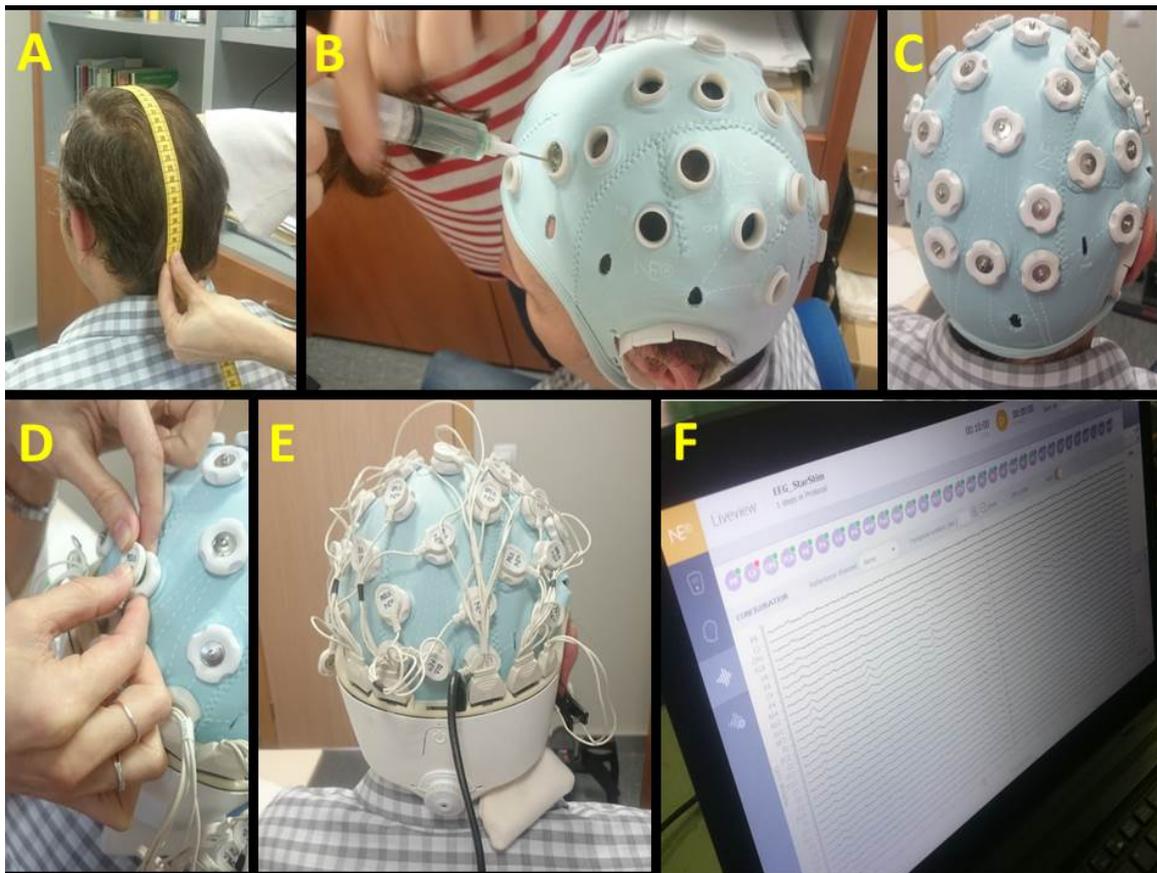


Figura 2. Proceso de colocación gorro StarStim R32 de Neuroelectrics para experimento de BMI con exoesqueleto. A) Medición de la cabeza para colocación del gorro. B) Administración de gel debido al uso de electrodos de gel. C) Colocación de los electrodos. D) Incorporación de los cables. E) Sistema StarStim completo. F) Software Neuroelectrics indicando calidad de la señal de los electrodos

micro abrasivo y volver a añadir gel. Una vez se tenga una calidad de señal buena-media ya se puede comenzar el experimento.

3.2. FUNCIONAMIENTO DE UNA BMI

Existen dos etapas en una BMI: entrenamiento y testeo de un clasificador. El clasificador, como su palabra indica, clasifica unas características dadas de la señal. Por ello, para que haga una correcta clasificación, es necesario entrenarle, indicándole qué característica corresponde a qué proceso mental; por ejemplo, una bajada de potencia en la señal del EEG, le indicas que corresponde a cuando la persona está imaginando que está andando, y una subida de dicha potencia, le indicas que corresponde a cuando ha parado de imaginar.

Una vez explicado el concepto principal de una BMI, vamos a proceder a explicar su proceso de funcionamiento que consta de: preprocesamiento, obtención de características, clasificación y generación del comando para controlar el dispositivo externo. Tanto para el entrenamiento como para el testeo, el preprocesamiento y obtención de características es el mismo. Durante el preprocesamiento se mejora la relación señal-ruido utilizando una serie de filtros como, por ejemplo, la aplicación de un filtro Notch para eliminar la

influencia de la corriente eléctrica, filtro paso alto para suprimir la corriente continua o filtro Laplaciano para evitar la influencia de los electrodos. Posteriormente, se diseña un algoritmo para extraer las características que mejor definan los estados que se quieran detectar (i.e. relajación vs imaginación de movimiento). Una vez obtenidas las características, se procede a entrenar el clasificador indicándole a qué estado cognitivo pertenecen dichas características. Una vez entrenado el clasificador, éste ya podrá clasificar nuevos estados cognitivos, siendo esta fase el testeo de funcionamiento de la BMI.

Para controlar un exoesqueleto, una vez se conoce el estado cognitivo al que pertenecen las características, ha de establecerse una comunicación con éste. Los estados clasificados se transforman en comandos para el exoesqueleto. Para que el clasificador no envíe comandos instantáneos, que pueden ser puntualmente erróneos, se realiza una moda. Esta moda suaviza la salida del clasificador, asegurando que sólo un número determinado de detecciones seguidas pueda generar realmente un comando de movimiento al exoesqueleto; por ejemplo, si en 5 detecciones hay 3 o más que indican movimiento, entonces se mandará el comando al exoesqueleto para que se mueva, si no, no.

Además, se agradece al Fondo de Investigaciones Sanitarias del Instituto Carlos III (ref. PI 15/01437)

4. COMUNICACIÓN DE LA BMI CON EL EXOESQUELETO

La comunicación entre la BMI y el exoesqueleto se realiza mediante tecnología Bluetooth. Dicha comunicación se ha realizado con Matlab. Para ello, primero se da nombre al puerto Bluetooth y posteriormente se abre dicho puerto con la instrucción fopen de Matlab. De esta manera, el exoesqueleto está escuchando si la BMI envía algún comando.

Para que el exoesqueleto se mueva, se ha de mandar un comando mediante la instrucción fwrite de Matlab.

Agradecimientos

Esta investigación ha sido realizada en el marco del proyecto Associate - Decodificación y estimulación de actividad cerebral sensorial y motora para permitir potenciación a largo plazo mediante estimulación Hebbiana y estimulación asociativa pareada durante la rehabilitación de la marcha (con referencia DPI2014-58431-C4-2-R), financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad (Plan Estatal de I+D+I) y por la Unión Europea a través del Fondo Europeo de Desarrollo Regional - FEDER "Una manera de hacer Europa".

Referencias

- [1] Caplan, L.R. ed., (2016) Caplan's stroke. Cambridge University Press
- [2] Bortole, M., et al (2013). A robotic exoskeleton for overground gait rehabilitation. Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference, pp. 3356-3361.
- [3] Ferree, T.C., et al. (2001). Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality. Clinical Neurophysiology vol. 112, no 3, p. 536-544.
- [4] Jackson, A. y Zimmermann, J. B. (2012) Neural interfaces for the brain and spinal cord restoring motor function. Nature Reviews Neurology, vol. 8, no. 12, pp. 690-699.
- [5] Kissela, Brett M., et al. (2012). Age at stroke temporal trends in stroke incidence in a large, biracial population. Neurology 79(17), pp. 1781-1787.
- [6] Prasad G, et al. (2009) Using motor imagery based brain-computer interface for post-stroke

rehabilitation. Neural Engineering. NER'09. 4th International IEEE/EMBS Conference on. IEEE, pp. 258–262.

- [7] Rodríguez-Ugarte, M., Iáñez, E., Ortíz, M. and Azorín, J.M., (2017). Personalized offline and pseudo-online BCI models to detect pedaling intent. *Frontiers in Neuroinformatics*, vol 11, p.45.
- [8] Smajlović, D., (2015) Strokes in young adults: epidemiology and prevention. *Vascular health and risk management*, 11, p.157.
- [9] World Health Organization and International Spinal Cord Society, (2013). *International perspectives on spinal cord injury*. World Health Organization

MEDUSA: UNA NUEVA HERRAMIENTA PARA EL DESARROLLO DE SISTEMAS BRAIN-COMPUTER INTERFACE BASADA EN PYTHON

Eduardo Santamaría-Vázquez, Víctor Martínez-Cagigal, Roberto Hornero
Grupo de Ingeniería Biomédica, E.T.S.I. de Telecomunicación, Universidad de Valladolid, Paseo Belén 15,
47011, Valladolid, España, { eduardo.santamaria@gib.tel.uva.es, victor.martinez@gib.tel.uva.es,
robhor@tel.uva.es }

Resumen

En este estudio se presenta MEDUSA, una nueva plataforma para la implementación de sistemas Brain-Computer Interface (BCI), utilizando como señal de control los potenciales evocados P300 generados mediante el paradigma odd-ball visual. Las principales características de MEDUSA son: i) diseño modular, conectando las distintas partes de la aplicación mediante estructuras simples; ii) arquitectura especialmente diseñada para entornos de investigación, que permite implementar nuevos paradigmas de estimulación, métodos de pre-procesado de señal, o algoritmos de extracción, selección y clasificación de características de manera sencilla e integrarlos rápidamente en el flujo de ejecución; iii) desarrollo en Python: un lenguaje multiplataforma muy utilizado en investigación por su simplicidad y versatilidad, disponiendo además de gran cantidad de librerías que disminuyen el tiempo de desarrollo; iv) amplia documentación, con ejemplos de aplicación y código detalladamente comentado; v) interfaz gráfica atractiva y moderna, que permite modificar de manera sencilla gran cantidad de parámetros de la plataforma.

Palabras Clave: Brain-Computer Interface (BCI), Electroencefalografía (EEG), potenciales evocados P300.

1 INTRODUCCIÓN

Los sistemas *Brain-Computer Interface* (BCI) permiten la comunicación en tiempo real entre una persona y un dispositivo electrónico midiendo la actividad neuronal, sin la necesidad de que intervengan músculos o nervios periféricos [1]. Aunque existen multitud de métodos para registrar la actividad cerebral, en la práctica normalmente se emplea el electroencefalograma (EEG) debido a que se adquiere con un equipo portable, no invasivo y de bajo coste en comparación con otras técnicas disponibles [1].

En la actualidad, la principal motivación de los sistemas BCI es el aumento de la calidad de vida y la independencia de personas con discapacidad física severa, dotándolas de un nuevo canal de comunicación con el entorno [1]. Especialmente importantes en este campo son las aplicaciones que utilizan como señal de control los potenciales evocados P300, generados mediante el paradigma *odd-ball* visual [1]. Este paradigma permite discriminar las intenciones del usuario entre un gran número de comandos posibles, permitiendo que personas con grave discapacidad física puedan utilizar prótesis, sillas de ruedas, sistemas domóticos, ordenadores, etc.

La arquitectura típica de un sistema BCI generalmente consta de tres elementos: i) *hardware* para el registro y la transmisión del EEG; ii) plataforma *software* encargada de estimular al usuario, procesar, y analizar la señal de EEG para identificar sus intenciones y convertirlas en un comando de la aplicación; y iii) aplicación a controlar, que debe recibir el comando de salida de la plataforma y ejecutarlo. La calidad de estos tres elementos básicos, así como la habilidad personal del usuario, determinará el rendimiento del sistema BCI implementado y su utilidad en la vida real [2].

Una de las mayores limitaciones a la hora de realizar estudios de investigación en BCI es la plataforma utilizada, que debe cumplir unos requisitos exigentes: visualizar la señal EEG recibida; implementar métodos de extracción, selección y clasificación de características en tiempo real; y estimular visualmente y realimentar al usuario de forma sincronizada con los procesos anteriores. Estos requisitos hacen que el desarrollo de la plataforma suponga una gran inversión de horas de trabajo y sea de gran complejidad técnica. Además, los métodos de procesamiento de señal son una de las principales líneas de investigación en BCI, por lo que es esencial disponer de la posibilidad de realizar pruebas de distintos métodos rápidamente, sin tener que alterar otras partes de la aplicación. Por esta razón se revela fundamental seguir los principios de simplicidad y modularidad, es decir, que la plataforma se

componga de elementos autónomos conectados por estructuras coherentes y simples que permitan actualizar distintas partes de la aplicación, dejando las otras inalteradas [3].

Con el objetivo de resolver estas limitaciones, el Grupo de Ingeniería Biomédica (GIB) de la Universidad de Valladolid está desarrollando MEDUSA: una plataforma *software*, desarrollada en Python, para la implementación de aplicaciones BCI que utilizan como señal de control los potenciales P300, generados mediante un paradigma *odd-ball* visual. El diseño de MEDUSA es simple y modular, lo que minimiza el acoplamiento entre las distintas partes de la aplicación. Esto permite introducir nuevos módulos y realizar cambios en el código de la manera más sencilla posible, lo que hace de MEDUSA una herramienta versátil y escalable, algo especialmente valioso en entornos de investigación.

2 PLATAFORMAS BCI

Actualmente, existen plataformas disponibles para la implementación de sistemas BCI. En concreto, se han identificado ocho proyectos de este tipo: BCI2000, OpenViBE, TOBI Common Implementation Platform (CIP), BCILAB, BCI++, xBCI, BF++ y las librerías Mushu, Wyrn y Pyff [4], [5].

BCI2000 es una plataforma de propósito general para el diseño de experimentos BCI [2]. Este software no es libre, pero su código fuente y sus ejecutables compilados están exentos de pago para aplicaciones con propósitos educativos y de investigación. Contiene todas las funciones para el diseño de un sistema BCI completo, y se compone de cuatro módulos: i) *Source Module*, que se encarga de obtener la señal de EEG; ii) *Signal Processing Module*, que abarca el pre-procesado, la extracción y la clasificación de características; iii) *User Application Module*, que permite la interacción del usuario con la aplicación; y iv) *Operator Module*, que facilita la visualización de datos y la configuración del sistema. Ha sido desarrollada en C++.

OpenViBE también contiene todos los elementos necesarios para implementar un sistema BCI completo [6]. Además, dispone de una interfaz gráfica que permite el diseño de un sistema BCI de manera visual, donde las distintas etapas del procesado de señal se representan como cajas que se pueden conectar unas con otras. Al igual que BCI2000, ha sido desarrollada en C++.

BCI2000 y OpenViBE son las plataformas más utilizadas actualmente por contar con más funciones que el resto, extensa documentación y una amplia

comunidad que da soporte a las aplicaciones. Por su parte, BCI++, xBCI y BF++ también permiten la implementación de un sistema BCI completo, aunque con menos opciones que las dos anteriores y una documentación más reducida, por lo que cuentan con una comunidad mucho más pequeña.

TOBI y BCILAB son plataformas más específicas y se utilizan como complemento a otros *softwares*. TOBI es una interfaz que facilita la conexión de las distintas partes de un sistema BCI distribuido a través de la red, disminuyendo el tiempo de desarrollo y estandarizando los tipos de datos [4]. BCILAB es un conjunto de herramientas basadas en MATLAB que permiten desarrollar y probar nuevos métodos de procesado o extracción y clasificación de características rápidamente. Sin embargo, no incluye módulos de adquisición de la señal o paradigmas de estimulación, por lo que debe complementarse con otras plataformas compatibles para crear un sistema BCI funcional [7].

Por último, también existe un conjunto de tres librerías escritas en Python, que tienen el objetivo de facilitar la implementación de un sistema BCI: i) Mushu, que contiene las funciones necesarias para la adquisición de la señal de EEG con varios amplificadores [8]; ii) Wyrn, que contiene los módulos necesarios para procesar la señal [5]; y iii) Pyff, que permite la estimulación del usuario y la realimentación necesaria para completar las funciones de un sistema BCI [9]. Estas librerías forman, conjuntamente, una plataforma BCI completa. No obstante, están escritas en Python 2.7, una versión no compatible con la actual (Python 3.6), y su última actualización se produjo hace varios años, por lo que es proyecto sin soporte actual.

3 ARQUITECTURA DE MEDUSA

3.1 CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES

MEDUSA es una plataforma BCI que tiene como propósito proporcionar una alternativa para el desarrollo de aplicaciones BCI. Las principales características de esta plataforma se detallan a continuación.

3.1.1 Estructura genérica

MEDUSA implementa las principales etapas de una plataforma BCI: adquisición y pre-procesado de la señal, extracción, selección y clasificación de características, y paradigma de estimulación. Las funcionalidades específicas implementadas en cada uno de estos módulos se explican en el apartado 3.2.

3.1.2 Modularidad

Una de las principales características de MEDUSA es que ha sido diseñada siguiendo una arquitectura modular, compuesta de elementos autónomos conectados por estructuras simples, que permitan realizar cambios e implementar nuevos métodos sin alterar el resto de la aplicación.

3.1.3 Diseño específico para investigación

MEDUSA esta específicamente diseñada para facilitar la labor investigadora. Su arquitectura permite probar nuevos métodos *online* de pre-procesado, extracción de características y clasificación de manera rápida gracias al bajo grado de acoplamiento entre las distintas partes de la aplicación. Además, se ha puesto especial énfasis en comentar detalladamente el código y en generar una documentación extensa, con ejemplos que ilustran el funcionamiento de la plataforma.

3.1.4 Desarrollada en Python

MEDUSA es una plataforma complemente desarrollada en Python 3, característica que hace que sea portable a cualquier sistema operativo o plataforma *hardware* compatible. Actualmente, este lenguaje interpretado de alto nivel es uno de los más usados en investigación, debido su simplicidad y su filosofía *open-source*. Además, cuenta con una amplia comunidad que desarrolla un gran número de herramientas y librerías específicas que facilitan el análisis y el procesado de la señal, como SciPy o Numpy. También permite crear interfaces gráficas mediante PyQt5.

3.2 ESTRUCTURA

En esta sección se describen los módulos que componen MEDUSA y los métodos y funciones implementados en cada uno de ellos.

3.2.1 Módulo de adquisición de la señal

El módulo de adquisición de señal implementa las funciones necesarias para recibir la señal de EEG desde el amplificador y retransmitirla al resto de la plataforma. MEDUSA es compatible con cualquier amplificador utilizando *Lab Streaming Layer* (LSL), un protocolo *open-source* para la adquisición de datos en tiempo real. Este *software*, desarrollado por el *Swartz Center for Computational Neuroscience* de la Universidad de California San Diego (UCSD), añade una capa de abstracción sobre el protocolo de

comunicación específico de cada amplificador, permitiendo homogeneizar la comunicación con la aplicación. Actualmente, el repositorio de LSL cuenta con una amplia biblioteca de aplicaciones que crean esta capa de abstracción para multitud de dispositivos (por ej. g.USBamp, Emotiv, Enobio, Biosemi, etc.), haciendo que MEDUSA sea compatible con todos ellos, a cualquier frecuencia de muestreo, y con cualquier configuración de canales. Sin embargo, por el momento, sólo se ha comprobado su funcionamiento con el amplificador g.USBamp de la empresa g.Tec (Guger Technologies, Austria).

3.2.2 Módulo de pre-procesado

El módulo de pre-procesado implementa métodos para: i) mejorar la calidad de la señal de EEG, eliminando ruido, artefactos y componentes de continua de cada canal; y ii) seleccionar determinadas bandas en frecuencia o épocas de señal que sean de especial interés. Actualmente, se incluyen dos clases de métodos: i) filtros espaciales, en concreto se implementa el filtro *Common Average Reference* (CAR); y ii) filtros frecuenciales paso banda tipo Butterworth, y un filtro *notch* para rechazar ciertas bandas estrechas (por ej. 50 Hz).

3.2.3 Módulo de extracción de características

El módulo de extracción de características contiene métodos que extraen información de la señal. En concreto, se ha implementado un método de sub-muestreo. Una configuración típica sería usar un sub-muestreo a 20 Hz, épocas de 1 segundo registradas con una frecuencia de muestreo de 256 Hz, y una configuración de 8 canales. Con esta configuración, se extraerían 160 características por cada época de señal.

3.2.4 Módulo de selección de características

El módulo de selección contiene algoritmos que seleccionan las características más significativas de las extraídas anteriormente como entrada al clasificador. Actualmente cuenta con tres métodos tipo *wrapper*: i) Forward-Selection (FS), que incluye las características si cumplen un determinado criterio de entrada; ii) Backward-elimination (BE), que elimina las características si cumplen un determinado criterio de salida; y iii) Stepwise-Forward-Selection-Backward-Elimination (Stepwise FS-BE), que combina los dos métodos anteriores, incluyendo en cada iteración una característica con FS para posteriormente evaluar el conjunto seleccionado con BE [10].

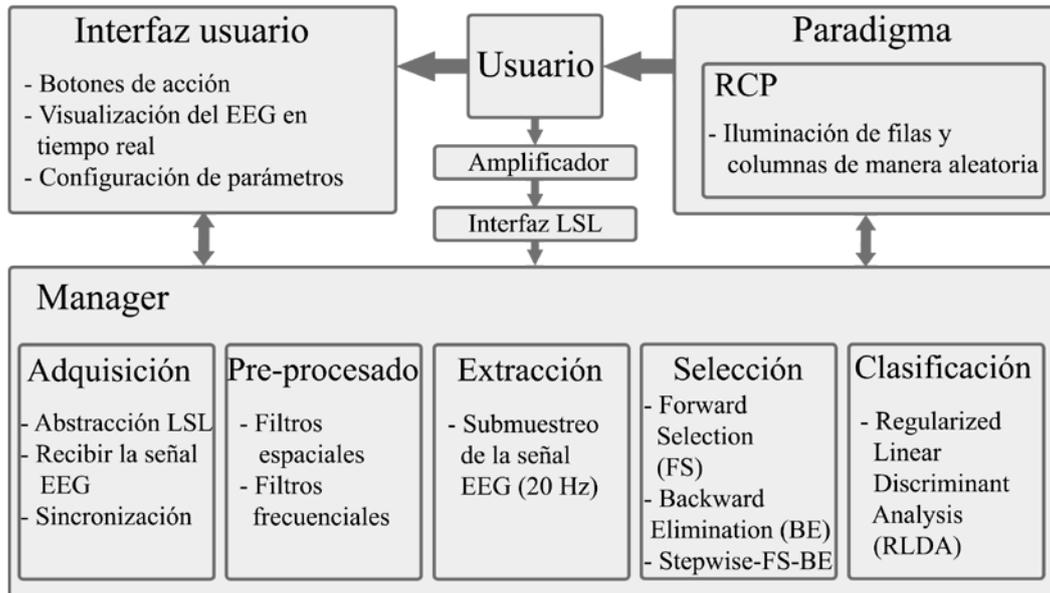


Figura 1: Módulos utilizados por cada proceso de MEDUSA, resumiendo sus funciones.

3.2.5 Módulo de clasificación

En el módulo de clasificación se encuentran los algoritmos que se utilizan para determinar si en una determinada época de señal existe un P300 o no, en base a las características seleccionadas por el módulo de selección de características. Por el momento, el único clasificador implementado es el *Regularized Linear Discriminant Analysis* (RLDA). Este clasificador lineal calcula una proyección sobre un espacio vectorial que: i) reduce la dimensionalidad de los datos; ii) maximiza la covarianza entre clases; y iii) minimiza la covarianza dentro de la clase [11].

3.2.6 Módulo de paradigmas

Este módulo contiene los paradigmas *odd-ball* utilizados para estimular al usuario y generar los potenciales evocados P300. Por el momento, se ha implementado el paradigma *Row Column Paradigm* (RCP) [12], que ilumina de manera aleatoria las filas y columnas de una matriz de comandos. Además, el paradigma debe determinar los tiempos en los que comienza cada estímulo, así como la fila o columna en la que ocurre.

3.3 DETALLES DE IMPLEMENTACIÓN

La actividad de MEDUSA se desarrolla en tres procesos sincronizados que realizan todas las operaciones necesarias para el funcionamiento de la plataforma. En la Figura 1 se ilustran las funciones de estos tres procesos. En el proceso principal se ejecuta la interfaz de usuario, desarrollada con PyQT5. Esta interfaz ofrece la posibilidad al usuario de interactuar con la aplicación y configurar sus

parámetros. También se encarga de la visualización en tiempo real de la señal de EEG, y de informar al usuario del estado de MEDUSA en cada momento. Las características y posibilidades de esta interfaz se detallan en el apartado 4. En un segundo proceso, implementado en una clase llamada *Manager*, se recibe la señal de EEG y los datos de estimulación del paradigma RCP para posteriormente aplicar los métodos de pre-procesado, extracción, selección y clasificación de características que permiten identificar las intenciones del usuario en cada *trial*. Por último, en el tercer proceso se ejecuta la interfaz gráfica del paradigma, y se guardan los tiempos en los que se ha iluminado cada fila o columna para su posterior envío al proceso *Manager*. La sincronización entre los tres procesos se realiza mediante tres variables de estado, compartidas por todos los procesos: i) variable de estado del amplificador; ii) variable de estado del paradigma; y iii) variable de estado de la ejecución. El usuario puede cambiar el valor de estas variables para manejar el flujo de trabajo de la plataforma desde la interfaz gráfica.

4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El resultado del desarrollo de MEDUSA se muestra en las Figuras 2 y 3. En la Figura 2 se muestra el panel principal de MEDUSA. Los botones de acción permiten al usuario interactuar con la aplicación, conectar y desconectar el amplificador, iniciar el paradigma, o empezar, pausar y parar una ejecución. La ventana de parámetros principales permite configurar la siguiente ejecución. El panel de información (*Log window*) indica el estado de la aplicación al usuario, mostrando la información



Figura 2: Panel principal de MEDUSA. (a) Botones de acción. (b) Panel de configuración principal. (c) Panel de información. (d) Representación del EEG en tiempo real.

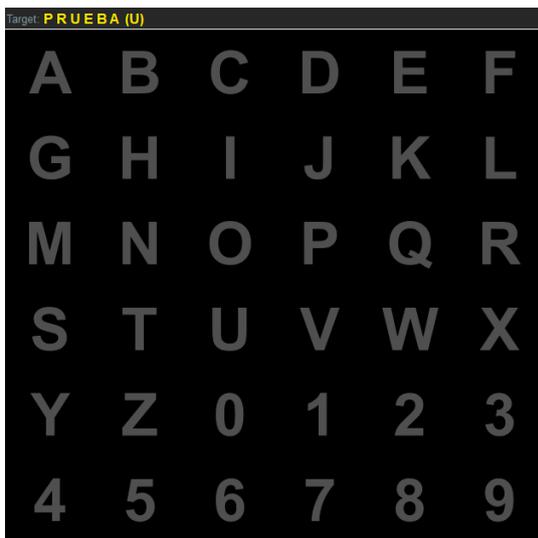


Figura 3: Interfaz gráfica del paradigma RCP implementado en MEDUSA.

más relevante en cada momento. Por último, se muestra la gráfica que representa el EEG en tiempo real, que incluye opciones como la posibilidad de auto-escalado, elección los canales mostrados, etc. En la Figura 3 se muestra la interfaz gráfica del paradigma. Se trata de un RCP clásico, que puede funcionar en modo entrenamiento, o *copy-mode*, donde el usuario debe seleccionar una secuencia pre-establecida de comandos y permite optimizar el clasificador, o modo *online*, donde las selecciones son elegidas libremente por el usuario. Se incluye también la posibilidad de hacer registros basales.

En la tabla 1 se muestra una comparación entre las principales plataformas BCI analizadas en el punto 2

y MEDUSA. Entre las opciones disponibles destacan BCI2000 y OpenViBE por implementar todas las etapas de un sistema BCI y tener soporte actual. Además, son plataformas muy completas, que permiten utilizar varias señales de control e implementar aplicaciones muy diferentes entre sí. Sin embargo, esta característica también hace que sean plataformas complejas, y durante su utilización en proyectos de investigación se han identificado algunas limitaciones que han motivado el desarrollo de MEDUSA. En concreto: i) código muy extenso, poco ordenado y no detalladamente comentado; ii) alto acoplamiento entre funciones de un mismo módulo, impidiendo realizar cambios y pruebas de manera sencilla; iii) desarrolladas en C++, un lenguaje muy eficiente, pero de bajo nivel y con una sintaxis compleja que aumenta el tiempo de desarrollo. MEDUSA resuelve estas limitaciones por: i) ser una plataforma más específica y simple; ii) implementar más módulos, con menos funciones y más concretas; y iii) haber sido desarrollada en Python: un lenguaje multiplataforma con una sintaxis sencilla, y gran cantidad de librerías que disminuyen el tiempo de desarrollo.

5 CONCLUSIONES

En esta comunicación se ha presentado MEDUSA: una nueva plataforma para la implementación de sistemas BCI que utilizan como señal de control los potenciales evocados P300, generados mediante el paradigma *odd-ball* visual. El diseño de MEDUSA es modular, conectando las distintas partes de la aplicación mediante estructuras coherentes y simples. Una de sus principales características es que está especialmente diseñada para equipos de

Tabla 1: Comparación entre las principales plataformas BCI.

Plataforma	Sistema Operativo	Requisitos	Funciones	Lenguaje	Soporte
BCI2000	Windows	-	Completas	C++	Sí
OpenViBE	Windows, Linux	-	Completas	C++	Sí
TOBI	Windows, Linux	-	Interfaz de comunicación	C++	No
BCILAB	Multiplataforma	MATLAB®	Procesado de señal	MATLAB®	Sí
Mushu	Multiplataforma	Python 2	Adquisición de señal	Python	No
Wyrn	Multiplataforma	Python 2	Procesado de señal	Python	No
Pyff	Multiplataforma	Python 2	Paradigma	Python	No
MEDUSA	Multiplataforma	Python 3	Completas (P300)	Python	En desarrollo

investigación, ya que su arquitectura permite implementar nuevos paradigmas de estimulación, métodos de pre-procesado de señal, y algoritmos de extracción, selección y clasificación de características de manera sencilla, e integrarlos rápidamente en el flujo de ejecución. También permite la configuración de gran cantidad de parámetros mediante una interfaz gráfica atractiva y moderna. MEDUSA es un proyecto a largo plazo, que se encuentra actualmente bajo desarrollo. En el futuro se plantea su distribución bajo licencia *open-source*, la implementación de nuevos métodos de procesado de señal, y la posibilidad de utilizar otras señales de control diferentes de los potenciales evocados P300, como los ritmos sensoriomotores mu y beta.

Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado por los proyectos TEC2014-53196-R y DPI2017-84280-R del Ministerio of Economía y Competitividad y FEDER, el proyecto “Análisis y correlación entre el genoma completo y la actividad cerebral para la ayuda en el diagnóstico de la enfermedad de Alzheimer” (Programa Operativo de Cooperación Transfronteriza España-Portugal, POCTEP, 2014-2020) de la Comisión Europea y FEDER, y el proyecto VA037U16 de la Junta de Castilla y León y FEDER. Víctor Martínez-Cagigal es beneficiario de una ayuda PIF-UVa de la Universidad de Valladolid.

Referencias

- [1] T. M. Wolpaw, J. R.; Birbaumer, N.; McFarland, D. J.; Pfurtscheller, G.; Vaughan, “Brain Computer Interfaces for communication and control,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 4, no. 113, pp. 767–791, 2002.
- [2] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J. R. Wolpaw, “BCI2000: A general-purpose brain-computer interface

(BCI) system,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1034–1043, 2004.

- [3] P. America, *Object-oriented software construction*, vol. 12, no. 1. 1989.
- [4] A. N. Brendan Z. Allison, Stephen Dunne, Robert Leeb, José Del R. Millán, *Towards Practical Brain-Computer Interfaces: Bridging the Gap from Research to Real-World Applications*, vol. 1. 2015.
- [5] B. Venthur, S. Dähne, J. Höhne, H. Heller, and B. Blankertz, “Wyrn: A Brain-Computer Interface Toolbox in Python,” *Neuroinformatics*, vol. 13, no. 4, pp. 471–486, 2015.
- [6] Y. Renard *et al.*, “OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test, and Use Brain – Computer Interfaces in Real and Virtual Environments,” *Presence*, vol. 19, no. 1, pp. 35–53, 2010.
- [7] C. A. Kothe and S. Makeig, “BCILAB: A platform for brain-computer interface development,” *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 5, 2013.
- [8] B. Venthur and B. Blankertz, “Mushu, a free-and open source BCI signal acquisition, written in Python,” 2016, pp. 1786–1788.
- [9] B. Venthur *et al.*, “Pyff – A Pythonic Framework for Feedback Applications and Stimulus Presentation in Neuroscience,” *Front. Neurosci.*, vol. 4, no. December, pp. 1–17, 2010.
- [10] J. D. Jobson, *Applied multivariate data analysis: volume I: Regression and Experimental Design*. Springer Science & Business Media, 1999.
- [11] K. Fukunaga, *Introduction to statistical pattern recognition*. Academic press, 2013.
- [12] L. A. Farwell and E. Donchin, “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 6, pp. 510–523, 1988.

UMA-BCI SPELLER: PLATAFORMA DE COMUNICACIÓN DE FÁCIL CONFIGURACIÓN BASADA EN EL BCI2000 P300 SPELLER

Francisco Velasco-Álvarez, Álvaro Fernández-Rodríguez, Mayte Medina-Juliá, Ricardo Ron-Angevin,
Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga
{fvelasco, afernandezrguez, maytemed, rron}@uma.es

Salvador Sancha-Ros, Esther García-Garaluz
Eneso Tecnología de Adaptación S.L., Parque Tecnológico de Andalucía, Málaga
{ssancha, esther}@eneso.es

Resumen

En este trabajo se presenta una nueva herramienta orientada al restablecimiento de la comunicación en pacientes con severas limitaciones motoras. Tomando como base uno de los sistemas BCI multipropósito más extendido (BCI2000) se ha diseñado un software que actúa como envoltorio de éste y que particulariza su uso como speller, simplificando su instalación, configuración y uso. El objetivo es disponer de una herramienta que pueda ser usada por los pacientes o cuidadores sin que se necesiten conocimientos técnicos para ello.

Palabras Clave: BCI, BCI2000, speller, configurable, usuario final.

1 INTRODUCCIÓN

Existen diferentes sistemas BCI basados en varias señales EEG, como por ejemplo, los *Steady-State Visual Evoked Potentials* (SSVEP), *Sensorimotor Rhythms* (SMR) o *Slow Cortical Potentials* (SCP). En este estudio nos centraremos en el potencial evocado P300. Esta señal es una reacción bien conocida localizada en el lóbulo parietal debido a estímulos esperados pero infrecuentes [6]. Por lo general, estos estímulos raros son presentados al usuario a través de un paradigma *oddball* con múltiples opciones disponibles de las que el usuario tiene que prestar atención a una de ellas. Estas opciones parpadean de forma pseudoaleatoria, de modo que cuando la opción a la que el usuario presta atención parpadea, se produce un potencial eléctrico en el cerebro y se detecta mediante el sistema BCI, de modo que el sistema determina qué opción es la que el usuario quería seleccionar.

El uso más común de este paradigma es para escribir texto a través de deletreadores o *spellers* [3], aunque también se ha aplicado para la selección genérica de elementos de una matriz, ya sea para el control de un sistema domótico [1] o el movimiento de una silla de ruedas [5].

1.1 PLATAFORMAS BCI. BCI2000

Debido a la gran atención que la tecnología BCI ha recibido de los grupos de investigación en las últimas décadas, han surgido varias plataformas multipropósito para el análisis y desarrollo de sistemas BCI disponibles para la comunidad investigadora. Entre ellas, BCI2000, OpenViBE, TOBI Common Implementation Platform (CIP), BCILAB, BCI++, xBCI y BF++. [2].

La más extendida de éstas es BCI2000 [7], una plataforma software con licencia GPL. Esta plataforma permite implementar un sistema mediante tres módulos que se pueden configurar de forma independiente para ajustarlos al sistema deseado: i) el módulo *Source* permite establecer el hardware de adquisición de datos; ii) el módulo de *Processing* permite procesar las señales EEG más comunes (P300, SSVEP, SMR, etc.) con algoritmos ya predefinidos o personalizados; iii) el módulo de *Application* contiene varias aplicaciones gráficas básicas que utilizan los datos procedentes del procesamiento de señales como entrada.

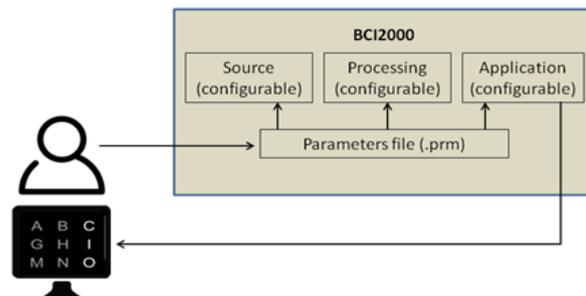


Figura 1: Esquema general de BCI2000

La Figura 1 muestra un esquema general de configuración BCI2000: el usuario puede modificar una gran cantidad de parámetros (más de 150) para configurar los tres módulos. Todos estos parámetros se pueden modificar y guardar a través de una interfaz basada en pestañas proporcionada junto con

BCI2000 y se almacenan en un archivo de parámetros con la extensión "*.prm".

Entre las aplicaciones predefinidas existe un *speller* basado en la señal P300 en el que una matriz de letras es iluminada en grupos de filas y columnas, siguiendo el paradigma originalmente propuesto por [3], ver Figura 2.



Figura 2: P300 Speller de BCI2000

2 DESCRIPCIÓN DE LA HERRAMIENTA UMA-BCI SPELLER

El objetivo de este trabajo es presentar la herramienta UMA-BCI Speller que actúa como un envoltorio o *wrapper* de BCI2000, de modo que se ajusta la mayor parte de los parámetros para implementar un *speller* basado en el paradigma clásico. La principal ventaja de esta herramienta es que hace uso de los algoritmos y facilidades de BCI2000, pero oculta su uso de modo que el usuario sólo interactúa con UMA-BCI Speller, sin necesidad de tener conocimientos de BCI2000.

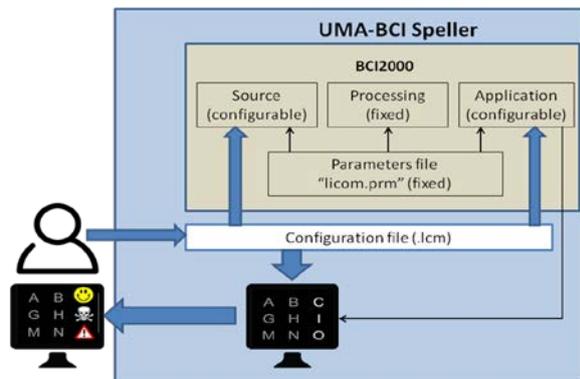


Figura 3: Esquema de UMA-BCI Speller como *wrapper* de BCI2000

La Figura 3 muestra un esquema de la relación entre UMA-BCI Speller y BCI2000. En ella se ve cómo la funcionalidad de BCI2000 se mantiene, aunque en este caso el usuario no modifica directamente los parámetros de BCI2000 (mencionábamos antes que esa era la parte compleja de su uso), sino que modifica el archivo de configuración "*.lcm", con la ventaja de que la modificación de estos nuevos parámetros se hace de manera intuitiva y gráfica mediante un GUI.

La simplificación de la configuración de los parámetros se basa en que mucha de la funcionalidad de BCI2000 se ha limitado, fijando muchos de los parámetros para configurar un *speller*. Para ello, internamente se ha fijado el módulo *Source* para aceptar diferentes amplificadores como entrada, pero se configuran los canales de entrada con las 8 posiciones más comunes para el análisis del P300. Respecto al módulo *Processing*, se ha fijado para el análisis "P3SignalProcessing". En el caso del módulo *Application*, la mayoría de los parámetros también están fijos aunque como veremos en los siguientes apartados, el usuario puede modificarlos indirectamente. Todos estos parámetros que se han fijado están determinados por los valores que se cargan por defecto con UMA-BCI Speller desde el archivo "licom.prm". Éste es un archivo de configuración común de BCI2000 que puede ser modificado si el usuario tiene conocimiento de BCI2000.

2.1 CONFIGURACIÓN BÁSICA

La Figura 4 muestra una vista parcial de la pantalla principal de la aplicación. Los tres primeros botones de la barra de herramientas permiten abrir, salvar y configurar un teclado. Los cinco siguientes botones sirven para conectar la aplicación con BCI2000, iniciar la prueba, parar la prueba, desconectarse de BCI2000 y cambiar a pantalla completa. El siguiente botón, con la letra A, permite cambiar entre los modos de calibración (*offline*) y el de escritura libre (*online*). El último botón, con la letra C, activa el proceso por el que se obtiene automáticamente el clasificador tras la fase de calibración. Finalmente, la barra de herramientas presenta tres campos de texto: en el primero de ellos el experimentador escribe la palabra con la que se va a calibrar, en el segundo el identificador del sujeto y en el último el número de sesión.

Un campo que ocupa todo el ancho de la pantalla muestra el texto a deletrear en la calibración, o el texto que el sujeto escribe en el modo de escritura libre.



Figura 4: Pantalla principal de UMA-BCI Speller. En la captura el usuario está en fase de calibración, debe atender a las letras de la palabra "bacon" y en ese momento ya han pasado las dos primeras letras

2.3 CONFIGURACIÓN DEL GUI

Anteriormente hemos mencionado que el usuario puede modificar el tipo de teclado. Esto se hace desde el menú de configuración, que abre la ventana que se muestra en la Figura 5. A través de esta ventana se puede determinar el número de filas y columnas, así como la distribución de los caracteres en la pantalla (tamaño, espaciado, colores de fondo, etc.).

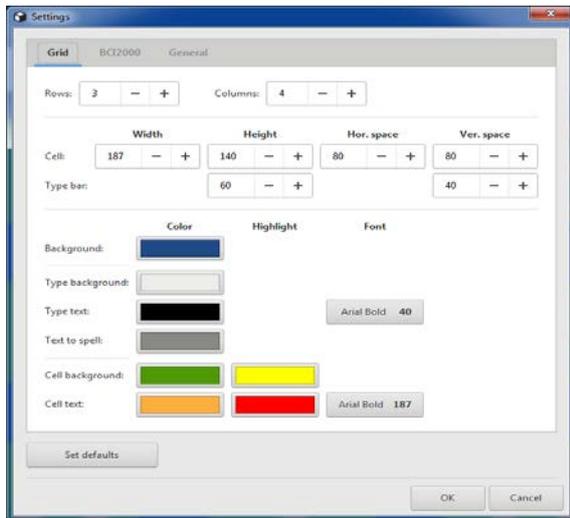


Figura 5: Configuración general del teclado

Una de las principales ventajas, junto a su fácil configuración, es la posibilidad de particularizar la apariencia y la función de cada elemento de la matriz, que llamaremos celda. De este modo, se pueden conseguir teclados muy diversos, lo que abre nuevas posibilidades de investigación en el campo de los *spellers* BCI.

Para configurar cada celda por separado se usa un submenú que se abre al hacer doble click sobre la celda deseada, la Figura 6 muestra dicho submenú.

Entre las posibilidades de configuración se ofrecen dos estados, Normal y Resalte, que corresponden a la apariencia de la celda cuando no está siendo destacada y cuando sí está siendo destacada como estímulo. Así, se puede elegir para el estado de reposo que la celda muestre un carácter para ser escrito o una imagen, se puede fijar un color para el texto y para el fondo. Para el estado de resalte puede cambiarse el carácter que aparece, se pueden cambiar los colores de texto y fondo o se puede destacar la celda con una nueva imagen.

Un campo determina si lo que se escribe es un solo carácter o si se escribe una cadena de texto mayor. Esto permite que mediante el uso de pictogramas se pueda escribir un texto más largo mediante una sola selección (p.ej. "Llamar por teléfono") sin tener que

hacerlo letra a letra. También se ha añadido una opción para que una celda active la acción de leer el texto escrito hasta ese momento (con voz sintetizada) o para borrar el último carácter escrito.

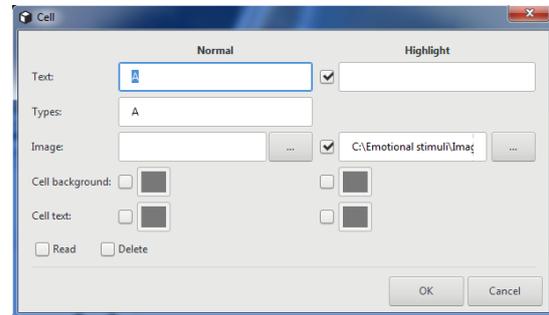


Figura 6: Configuración particular de una celda

2.4 EJEMPLOS DE CONFIGURACIÓN

En este apartado se verán algunos ejemplos que muestran la versatilidad de la herramienta UMA-BCI Speller. En todos los casos mostrados en la Figura 7 la columna más a la derecha es la que está siendo destacada.

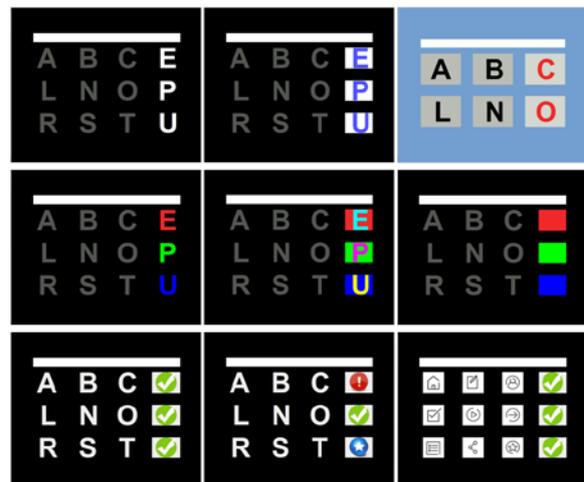


Figura 7: Ejemplos de configuración de teclados

En la primera fila se muestran tres variantes obtenidas mediante el menú de Configuración general (Figura 5); de este modo, se pueden cambiar elementos en bloque, siendo todas las celdas iguales en su configuración.

En la segunda fila se ven otras tres variantes en las que se observa que cada letra se ha destacado de un modo diferente (cambiando tanto el color de la letra como el de fondo de manera individual). Para este tipo de personalización es necesario usar el submenú de celda (Figura 6).

Finalmente, la tercera fila muestra otros tres ejemplos en los que se usan imágenes. En el primer caso se ha usado una misma imagen para destacar toda la columna, mientras que en el del centro se ha usado una imagen diferente para cada celda. El último caso muestra un ejemplo en el que no se han usado caracteres sino pictogramas (imágenes blancas en la figura). Para destacar los elementos se ha usado una misma imagen.

2.5 LLAMADA AUTOMÁTICA AL CLASIFICADOR

Otra de las ventajas de UMA-BCI Speller es la simplificación del proceso de obtención de los parámetros del clasificador para el modo de escritura libre.

En BCI2000, tras haber realizado varias sesiones de calibración, es necesario llamar a la herramienta P300 Classifier (suministrada junto a BCI2000) para analizar la señal EEG. El archivo de parámetros generado es preciso cargarlo en BCI2000 y modificar algunos parámetros para personalizar su uso (por ejemplo, el número de repeticiones).

Con UMA-BCI Speller este proceso se agiliza ya que con un click en su correspondiente botón (botón C en la Figura 4) se abre una ventana que permite elegir los archivos con las trazas de calibración a usar y la ruta donde guardar el archivo de parámetros generado. Al mismo tiempo, si la calibración ha sido exitosa, una pregunta al operador permite cargar directamente el archivo generado y fijar el número de secuencias a aplicar en el modo de escritura libre.

2.6 CARGA DE PARÁMETROS ADICIONALES DE BCI2000

Aunque a lo largo de este trabajo se ha defendido la simplificación que ofrece UMA-BCI Speller frente a BCI2000, en caso de que el usuario tenga conocimiento de BCI2000 puede modificar parámetros de bajo nivel mediante la carga de un archivo extra de parámetros. La Figura 8 muestra el menú que permite añadir dicho archivo adicional.

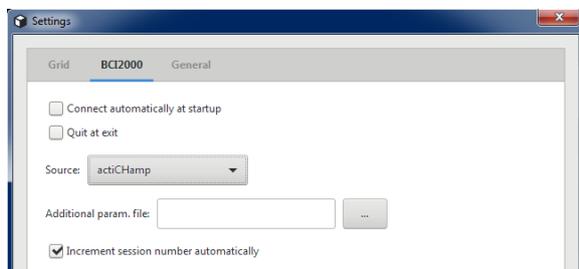


Figura 8: Menú para elegir la fuente de señal y cargar parámetros de BCI2000

Al igual que ocurre con BCI2000, con la carga de archivos de parámetros se sobrescriben los parámetros duplicados, quedándose intactos el resto. De este modo, el usuario puede modificar parámetros de BCI2000 más allá de lo que permite la configuración de la herramienta UMA-BCI Speller.

Otro modo de modificar el comportamiento de la herramienta a bajo nivel es modificar directamente el archivo de parámetros básicos "licom.prm", que es el que determina la mayoría de la parte no modificable por la aplicación (ver Figura 3). La modificación de estos parámetros (al igual que los del archivo de parámetros adicional) puede hacerse directamente con un editor de texto o de manera más segura abriendo BCI2000 para cargar y modificar estos archivos.

En esta ventana también se ha añadido un menú desplegable que permite elegir la fuente de señal.

3 CONCLUSIONES

La herramienta UMA-BCI Speller está siendo usada con éxito (su rendimiento iguala, al menos, a BCI2000) en los experimentos llevados a cabo por el grupo UMA-BCI. Los resultados de algunas de estas pruebas han sido aceptados para su publicación en un congreso [4].

La herramienta UMA-BCI Speller estará próximamente disponible en código abierto para su descarga en la web del proyecto LiCOM (www.licom.uma.es).

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente subvencionado por el Ministerio de Economía y Competitividad a través del proyecto LiCOM (DPI2005-67064-R) y por los fondos europeos FEDER.

Referencias

- [1] N. Bentabet and N. E. Berrached, "Synchronous P300 based BCI to control home appliances," *2016 8th International Conference on Modelling, Identification and Control (ICMIC)*, Algiers, 2016, pp. 835-838. doi: 10.1109/ICMIC.2016.7804230
- [2] Brunner C. et al. (2012) "BCI Software Platforms". In: Allison B., Dunne S., Leeb R., Del R. Millán J., Nijholt A. (eds) *Towards Practical Brain-Computer Interfaces*. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Springer, Berlin, Heidelberg.

- [3] L. A. Farwell and E. Donchin (1988), "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 6, pp. 510–523, 1988

- [4] Fernández-Rodríguez, A., Velasco-Álvarez, F., Ron-Angevin, R., (2018), "Evaluation of a P300 Brain-Computer Interface Using Different Sets of Flashing Stimuli", aceptado para su publicación en *The Third International Conference on Neuroscience and Cognitive Brain Information BRAININFO 2018*, June 2018, Venecia, Italia

- [5] I. Iturrate, J. M. Antelis, A. Kubler and J. Minguez (2009), "A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation," in *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 3, pp. 614-627, June 2009. doi: 10.1109/TRO.2009.2020347

- [6] L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain computer interfaces, a review," *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1211–1279, 2012.

- [7] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer and J. R. Wolpaw (2004), "BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 1034-1043, June 2004. doi: 10.1109/TBME.2004.827072

COMPLECIÓN DE TENSORES PARA LA ESTIMACIÓN DE SEÑALES DE EEG EN LA ETAPA DE CALIBRACIÓN DE UN SISTEMA BCI

Jordi Solé-Casals, Pere Martí-Puig

Universitat de Vic-Universitat Central de Catalunya, {jordi.sole, pere.marti}@uvic.cat

César F. Caiafa CONICET (Argentina), ccaiafa@gmail.com

Q. Zhao, A. Cichocki, RIKEN (Japón), {qbzhao, cia}@brain.riken.jp

Resumen

En este trabajo exploramos un algoritmo de completación de tensores (Tensor Completion, TC) aplicado a datos de EEG organizados en forma de tensor para mejorar el rendimiento de clasificación en un sistema de interfaz cerebro-computador (Brain-Computer Interface, BCI) de imaginería cerebral cuando parte de los datos son corruptos. Las mediciones ruidosas se consideran como desconocidas (muestras faltantes) que se infieren a partir de un modelo de TC. Evaluamos el rendimiento de un algoritmo clásico de TC y lo comparamos con una estrategia de interpolación simple basada en el promedio de datos de tramas disponibles. Los resultados experimentales muestran que, para el caso de muestras perdidas de forma aleatoria, el algoritmo de TC es capaz de recuperar las muestras perdidas aumentando el rendimiento de la clasificación en comparación con un enfoque de interpolación simple; mientras que para el caso de canales perdidos, el algoritmo de TC ayuda a reconstruirlos mejorando significativamente la precisión en la clasificación de las imágenes motoras. Esto nos permite afirmar que los algoritmos de TC pueden ser útiles en aplicaciones BCI reales. La estrategia propuesta podría permitir el uso de sistemas de BCI cuando los datos del EEG se vean afectados por ruido o artefactos, evitando la necesidad de nuevas adquisiciones y reduciendo el tiempo empleado la etapa de calibración

Palabras Clave: Interfaz cerebro-computador, electroencefalografía, completación de tensores, señales ruidosas, calibración

1 INTRODUCCIÓN

Las Interfaces Cerebro-Computador (ICC) o *Brain-Computer Interfaces* (BCI) son sistemas capaces de controlar dispositivos externos usando medidas

directas de las señales cerebrales [11, 7]. Un BCI tiene tres partes principales:

- Sistema de adquisición de señales cerebrales
- Sistema de procesamiento de estas señales
- Dispositivo/control de retroalimentación

Las señales del EEG son diferencias de potencial eléctrico de diferentes áreas del cuero cabelludo causadas por la activación de diferentes neuronas, a menudo en respuesta a un estímulo externo. La actividad sincronizada resultante a través de grandes grupos de neuronas conduce a cambios eléctricos en diferentes regiones del cerebro que pueden ser registrados y enviados al sistema de procesamiento.

Los sistemas de BCI, especialmente los BCIs basados en imaginería motora (Motor Imagery, MI), requieren normalmente una calibración para cada usuario, dado que (i) los clasificadores necesitan tiempo para aprender las características únicas de la actividad del EEG de cada nuevo usuario, y (ii) que estas características pueden cambiar dentro (o a lo largo) de las sesiones debido a la fatiga, la medicación, la motivación, la colocación del sistema en la cabeza u otros factores. La calibración al inicio de una sesión, por lo tanto, requiere de un tiempo adicional. Dado que los BCI basados en IM suelen requerir más tiempo de calibración que otros BCIs, y que los pacientes con accidente cerebrovascular pueden tener el tiempo disponible y la motivación limitados, se necesitan nuevos enfoques para reducir el tiempo de calibración de estos sistemas.

1.1 FUENTES DE RUIDO EN UN SISTEMA BCI

Cuando se graban señales de EEG, los datos dañados pueden provenir de un valor de impedancia alto entre los electrodos y el cuero cabelludo o, lo que es peor, de que se desprenda un electrodo durante la sesión de grabación. Además, algunos movimientos corporales del sujeto pueden causar artefactos de gran amplitud en la señal de EEG [6, 3]. Este es el caso de los parpadeos oculares o los movimientos de la mandíbula, que contaminan las señales de EEG de

todos los electrodos [10, 9]. Otros problemas menos comunes pueden ser generados por conexiones eléctricas inadecuadas entre los electrodos y el amplificador, mal funcionamiento del amplificador o del convertidor A/D, ruido ambiental, etc.

Cuando registramos señales de EEG, normalmente uno puede decidir eliminar los canales corruptos, o toda la prueba (también llamada ensayo o *trial*). Sin embargo, los datos del EEG son valiosos y, en algunos casos, no es posible descartarlos. Por ejemplo, si se trata de un sistema BCI basado en ritmos sensomotores, descartar una prueba cuando se está usando el sistema implica no disponer ni de retroalimentación ni salida de comandos, lo que podría confundir al usuario y generar frustración. Dado que los BCIs de MI normalmente requieren más tiempo de calibración que otros BCIs, proponemos investigar el uso de un algoritmo de compleción de tensores como posible estrategia para evitar el registro de nuevas tareas cuando están contaminador por artefactos y/o ruido.

1.2 DESCOMPOSICIÓN DE TENSORES

Los tensores generalizan vectores (arrays 1D, $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^I$) y matrices (arrays 2D, $\mathbf{Y} \in \mathbb{R}^{I_1 \times I_2}$) a matrices de dimensiones superiores (ND arrays, $\mathbf{Y} \in \mathbb{R}^{I_1 \times I_2 \times \dots \times I_N}$), donde $N \geq 3$. Estas matrices pueden ser utilizadas para realizar análisis factoriales multidimensionales y de descomposición y son de interés para muchas disciplinas científicas, incluyendo el procesamiento de señales y el aprendizaje automático [2]. El éxito de los modelos de descomposición tensorial se basa en su capacidad para capturar un número reducido de estructuras latentes que explican conjuntos de datos multidimensionales.

Las entradas (i, j, k) de un tensor $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^{I \times J \times K}$ se denominan $\mathbf{y}(i, j, k)$ o y_{ijk} . Dada una matriz $\mathbf{A} \in \mathbb{R}^{I \times R}$, los vectores $\mathbf{a}_i \in \mathbb{R}^R$ y $\mathbf{a}^j \in \mathbb{R}^I$ se obtienen extrayendo la fila i y la columna j de la matriz \mathbf{A} . El modelo de descomposición de tensores utilizado en este trabajo es el clásico PARAFAC, en el cuál un tensor de datos $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^{I \times J \times K}$ se aproxima por una suma de tensores de rango 1, donde el rango R es dado por el número de términos, como se muestra en la ecuación (1):

$$\mathbf{y}(i, j, k) \approx \sum_{r=1}^R a_{ir} b_{jr} c_{kr} \quad (1)$$

En concreto, hemos utilizado el algoritmo CP-WOPT [1] que utiliza la optimización de primer orden para resolver simultáneamente la función de objetivo de mínimos cuadrados ponderados sobre todas las matrices de factores. Como se detalla en [1], el método utiliza una versión ponderada de la función de error para ignorar los datos faltantes y modelar sólo las entradas conocidas. En ese caso, la optimización no lineal puede ser usada para resolver directamente el problema de los mínimos cuadrados

ponderados para el modelo CP. La versión ponderada de la función de error a minimizar es:

$$f_{\mathbf{w}}(\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{C}) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^K \{w_{ijk} (y_{ijk} - \sum_{r=1}^R a_{ir} b_{jr} c_{kr})\}^2 \quad (2)$$

donde \mathbf{y} es un tensor de tres dimensiones de tamaño $I \times J \times K$ y rango R . \mathbf{A} , \mathbf{B} y \mathbf{C} de tamaños $I \times R$, $J \times R$ y $K \times R$, respectivamente, son las matrices factores en el modelo CP de tal manera que

$$y_{ijk} \approx \sum_{r=1}^R a_{ir} b_{jr} c_{kr}, \quad \forall i = 1, \dots, I, j = 1, \dots, J, k = 1, \dots, K \quad (3)$$

y donde el tensor \mathbf{w} , de las mismas dimensiones que \mathbf{y} , viene definido como:

$$w_{ijk} = \begin{cases} 1 & \text{si } y_{ijk} \text{ es conocido} \\ 0 & \text{si } y_{ijk} \text{ es desconocido} \end{cases} \quad \forall i = 1, \dots, I, j = 1, \dots, J, k = 1, \dots, K. \quad (4)$$

A fin de comparar la capacidad del algoritmo CP-WOPT, todos los experimentos de datos perdidos se reconstruirán también mediante la interpolación promedio a través de las diferentes pruebas. Este algoritmo, al que llamaremos IMAp (Interpolación Media a través de las Pruebas), lo consideraremos la referencia en nuestros experimentos. Se trata de (posiblemente) la forma más sencilla de recuperar las entradas aleatorias perdidas y los canales aleatorios perdidos. En este algoritmo las entradas aleatorias faltantes se calcularon promediando las entradas entre las pruebas para el mismo canal y la misma posición de tiempo, mientras que los canales aleatorios faltantes se calcularon promediando los canales correspondientes entre los ensayos restantes.

2 EXPERIMENTOS

2.1 DATOS Y PARADIGMA UTILIZADOS

El conjunto de datos del EEG utilizado en este trabajo fue proporcionado por el Laboratorio de Procesamiento Avanzado de Señales Cerebrales, BSI-RIKEN, Japón, en colaboración con la Universidad Jiao Tong de Shanghai, China. Los datos están disponibles públicamente en nuestro blog: <http://mon.uvic.cat/data-signal-processing/en/descarregues/>.

En este conjunto de datos, se utilizó un equipo g.tec (g.USBamp) para registrar las señales del EEG. Las señales del EEG se filtraron mediante un filtro pasabanda entre 2Hz y 30Hz con una frecuencia de muestreo de 256Hz y se aplicó luego otro filtro de Notch a 50Hz. El número de electrodos se fijó en 6 en todos los experimentos para desarrollar un sistema de BCI con un número de electrodos lo más pequeño posible. Los electrodos seleccionados son C3, Cz, C4, CP3, CPz y CP4, según disposición del sistema

internacional 10-20. El conjunto de datos fue registrado para 5 sujetos sanos. El paradigma BCI consistía en dos tareas de imágenes motoras: la imaginación del movimiento de la mano izquierda (DER) y la mano derecha (IZQ). La Tabla 1 resume los datos utilizados en los experimentos. Los experimentos realizados en días diferentes para el mismo sujeto se denominan sesiones. Cada fichero contiene una sesión, que consta de varias pruebas separadas por breves pausas. El sujeto C tiene varias sesiones realizadas en días diferentes, mientras que para el resto solamente tenemos datos de una sesión. Los datos del EEG almacenados en cada conjunto de datos se organizan en segmentos; cada segmento representa una única prueba con una etiqueta de clase específica. Los datos de EEG se organizan en una matriz 3D (tensor) con un tamaño de $[N_{canal} \times N_{tiempo} \times N_{prueba}]$, que denotan el número de electrodos, el número de muestras de tiempo en cada tarea de imaginación y el número de pruebas de imágenes motoras realizadas en esta sesión, respectivamente. Para la realización del experimento, los sujetos estaban sentados en un cómodo sillón frente a la pantalla de un ordenador. Al comienzo de una prueba la pantalla está en blanco. A los dos segundos ($t = 2s$), aparece una señal en forma de flecha apuntando hacia la izquierda o hacia la derecha (correspondiente a dos clases de DER/IZQ) y permanece en la pantalla durante un tiempo específico (3 – 4s). Esto indica a los sujetos que realicen la tarea de imaginar el movimiento señalado. A los sujetos se les pidió que realizaran la tarea de imágenes motorizadas hasta que desapareciera la flecha de la pantalla e intentaran evitar el parpadeo de los ojos o los movimientos de los ojos durante la imaginación. Después de la desaparición de la flecha, sigue un descanso de dos segundos. Este procedimiento se repite 80-170 veces para cada sesión con una secuencia aleatoria para el sentido de la flecha.

Tabla 1: Datos de los experimentos.

Dataset	Sujeto	Longitud	Número pruebas
SubA_s1	A	3s	130
SubC_s1	C	3s	170
SubC_s2	C	3s	158
SubC_s3	C	3s	120
SubC_s4	C	3s	90
SubF_s1	F	4s	80
SubG_s1	G	4s	120
SubH_s1	H	3s	150

Para cada sujeto, la primera ejecución es un procedimiento de inicialización, que sólo presenta las flechas sin ningún tipo de retroalimentación. A partir

de los datos de esta primera ejecución se entrena un clasificador para permitir que el sistema puede dar una retroalimentación en línea mostrando varias barras rojas que representan la salida de clasificación para los comandos de la mano izquierda y derecha. Mientras tanto, se registran los datos del EEG con etiquetas de clase.

2.2 SIMULACIÓN DE DATOS CORRUPTOS

El objetivo de este trabajo es evaluar el algoritmo CP-WOPT aplicado a datos de EEG como una estrategia para tratar con muestras perdidas o corruptas en un experimento de BCI. Por lo tanto, utilizaremos una máscara para generar artificialmente los datos que faltan en nuestros datos de EEG. Esta máscara tendrá dos estructuras diferentes. En primer lugar, compararemos el rendimiento del algoritmo utilizando una máscara de entradas aleatorias sin estructura predefinida. Este escenario es poco realista pero nos sirve para ver la capacidad que pueda tener el algoritmo para recuperar datos perdidos. Para evaluar un escenario más realista en una aplicación de BCI, también generaremos una máscara forzando que tenga canales faltantes en ensayos aleatorios. Esta última situación puede ocurrir, por ejemplo, cuando un electrodo tiene un valor de impedancia inadecuado o, por cualquier razón, se despegó completamente durante el experimento.

2.2 CLASIFICADOR

Dado que el objetivo es completar datos perdidos en un sistema de BCI, implementamos un clasificador SVM [4] para inferir la acción imaginada por el sujeto a partir de vectores de 4 características (2 primeros y 2 últimos filtros) extraídos mediante el clásico filtrado CSP. Los filtros CSP están diseñados para encontrar filtros espaciales de manera que la varianza de la señal filtrada sea máxima para una clase y mínima para la otra [8]. Debido a que la varianza de una señal filtrada en banda de paso en una banda específica es en realidad la potencia de esta señal en esta banda, el CSP encuentra filtros espaciales que conducen a características de potencia de banda óptimamente discriminantes, ya que sus valores serían el máximo de diferentes entre clases [8, 5]. Para asegurar resultados estadísticamente correctos se utilizó la validación cruzada en formato *10-fold*. Para ello, se dividieron aleatoriamente los ensayos disponibles en $K = 10$ grupos para cada sesión y cada sujeto. Luego entrenamos el clasificador SVM usando 9 grupos y lo probamos en el grupo restante. Este procedimiento se repitió $N = 100$ veces para diferentes particiones aleatorias de datos y se calculó la media y la desviación estándar de los ensayos de clasificación correcta. Estos clasificadores se utilizaron sobre los datos

originales, los datos reconstruidos mediante el algoritmo CP-WOPT y los datos reconstruidos mediante el algoritmo de referencia IMaP.

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para testear la posible utilidad del algoritmo de completación de tensores realizamos experimentos con conjuntos de datos tensores de EEG reales a los cuáles les eliminamos artificialmente datos de dos formas diferentes: (i) entradas perdidas aleatorias, y (ii) canales perdidos aleatorios, como se ha mencionado anteriormente. En los dos casos, realizamos los experimentos utilizando diferentes cantidades de muestras faltantes: 1%, 5%, 10%, 15% y 20% de las muestras faltantes en todo el tensor. Para evaluar la bondad del algoritmo CP-WOPT utilizamos dos medidas. Por un lado, calculamos el error cuadrático medio normalizado de la reconstrucción como $nrmse = \sqrt{\frac{\langle (\hat{x} - x)^2 \rangle}{\langle x^2 \rangle}}$, donde $\langle \cdot \rangle$ representa el operador esperanza, x es el vector de valores correctos (originales) y \hat{x} es el vector de valores reconstruidos por el algoritmo. Por otro lado, evaluamos el resultado de clasificación (CR) de los datos en el escenario de imaginaria de movimientos (DER/IZQ) presentado en la Sección 2.1. Las mismas medidas se calcularon también para el algoritmo de interpolación IMaP, para tener una referencia basal con la que comparar resultados.

3.1 ENTRADAS ALEATORIAS PERDIDAS

Cuando los datos se pierden de forma totalmente aleatoria, el algoritmo CP-WOPT es muy eficaz y consigue recuperar muy bien los valores perdidos. En la figura 1 se muestra la evolución del $nrmse$ en función del porcentaje de muestras perdidas en todo el tensor. Observamos que el algoritmo IMaP (en negro) no consigue recuperar los datos tan bien como el algoritmo CP-WOPT (en amarillo).

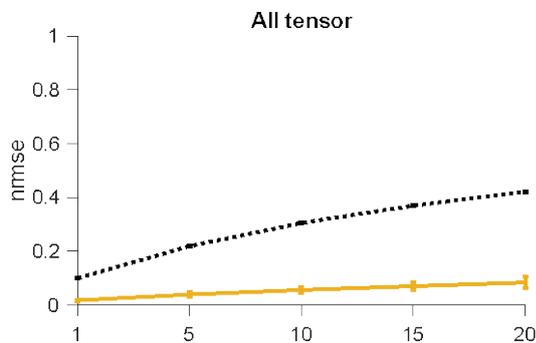


Figura 1: Evolución del $nrmse$ en función del porcentaje de datos perdidos aleatoriamente (del 1% al 20%). En negro, reconstruyendo a partir de la interpolación simple. En amarillo, mediante el algoritmo de completación de tensores CP-WOPT.

Los resultados de la clasificación para estos datos se presentan en la figura 2. La línea verde es el resultado de clasificación usando los datos originales (sin datos perdidos), mientras que la amarilla es la obtenida por el algoritmo de completación de tensores CP-WOPT y la negra es la que se obtuvo mediante el algoritmo de interpolación simple (IMaP). Vemos que aumentando el porcentaje de datos perdidos se degrada ligeramente el éxito de clasificación pero nos mantenemos muy cerca de los valores óptimos para el algoritmo CP-WOPT, no así en el algoritmo IMaP que llega a perder más de un 10% de CR.

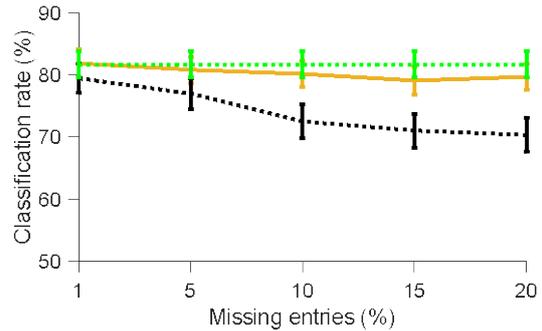


Figura 2: Evolución del $nrmse$ en función del porcentaje de datos perdidos aleatoriamente (del 1% al 20%). En negro, reconstruyendo a partir de la interpolación simple. En amarillo, mediante el algoritmo de completación de tensores CP-WOPT.

3.2 CANALES ALEATORIOS PERDIDOS

Las cosas cambian bastante cuando los datos perdidos se corresponden a datos de un mismo canal, bien sea perdiendo todo el canal o parte de él. La figura 3 presenta el resultado de $nrmse$ cuando perdemos canales que representan entre el 1% y el 20% de los datos. Podemos ver como el algoritmo IMaP se comporta de forma parecida al caso anterior y el algoritmo CP-WOPT, aún siendo mejor que el IMaP, empeora su comportamiento.

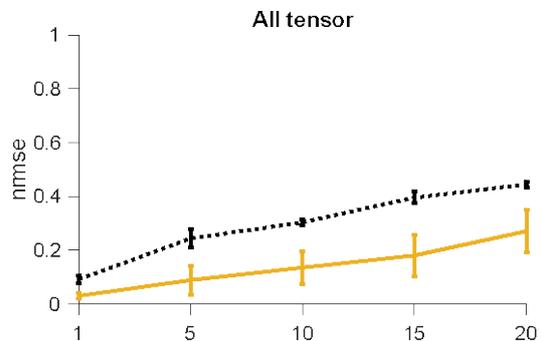


Figura 3: Evolución del $nrmse$ en función del porcentaje de canales perdidos (del 1% al 20%). En negro, reconstruyendo a partir de la interpolación simple. En amarillo, mediante el algoritmo de completación de tensores CP-WOPT.

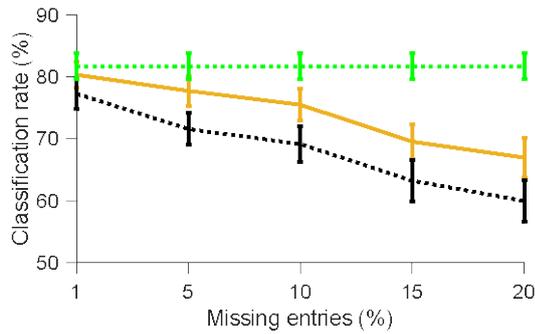


Figura 4: Evolución del CR en función del porcentaje de canales perdidos aleatoriamente (del 1% al 20%). En negro, reconstruyendo a partir de la interpolación simple; en amarillo, mediante el algoritmo de completación de tensores CP-WOPT; en verde con los datos originales (sin datos perdidos)

Esto afecta a los resultados de clasificación como podemos observar en la figura 4. Ahora los resultados se degradan de forma más aguda, especialmente para el algoritmo IMaP de interpolación simple, que a partir de un 10% de datos perdidos en forma de canales ve disminuida su [CR en más de un 10%, llegando a perder alrededor de un 20% para un 20% de datos perdidos. Es importante destacar que el algoritmo de completación de tensores CP-WOPT se comporta mucho mejor que el anterior. En este caso el CR también disminuye al incrementar el porcentaje de datos perdidos pero lo hace de manera suave y gradual. Por ejemplo, para el 5% de datos perdidos se degrada un 3% aproximadamente, mientras que para un 10% de datos perdidos se degrada alrededor de un 5%.

Para ver el efecto que produce perder datos de canales, en la figura 5 se presenta la evolución del CR para el algoritmo CP-WOPT para el caso particular del 10% de datos perdidos pero en función de la proporción de muestras perdidas dentro de los canales. Es decir, para los casos de perder el 25% de datos de un canal, el 50%, el 75% o todo el canal (100%). Para mantener el 10% de los datos faltantes en el tensor, el caso del 25% tiene más canales afectados (4 veces más) que el caso del 100% (y proporcionalmente para el resto de los casos). Como era previsible, dado que este caso sería un ejemplo a medio camino entre perder muestras totalmente aleatorias y perder canales enteros, a medida que aumenta el porcentaje de muestras faltantes de un mismo canal, disminuye el rendimiento. Por lo tanto, la estructura impuesta de perder canales se revela como exigente a la hora de poder recuperar datos, pero es una de las formas realistas que nos podemos encontrar en la práctica en contraposición a la pérdida totalmente aleatoria de datos sin estructura.

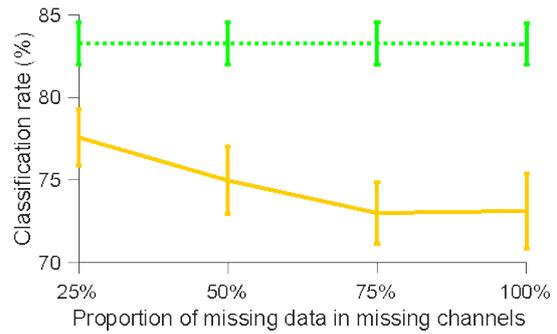


Figura 5: Evolución del CR cuando el número de muestras faltantes en el canal varía entre el 25% y el 50%, el 75% y el 100% (canal entero). En amarillo, mediante el algoritmo de completación de tensores CP-WOPT; en verde con los datos originales (sin datos perdidos).

4 CONCLUSIONES

En este trabajo hemos explorado el uso de un algoritmo de completación de tensores para recuperar datos perdidos de EEG y hemos comparado los resultados con un algoritmo simple de interpolación. Los experimentos realizados en un escenario de BCI demuestran que es posible recuperar datos perdidos de forma aleatoria de forma muy ajustada, pero este no es un escenario realista en una aplicación. Si imponemos que los datos perdidos lo sean en forma de canales (es decir, muestras contiguas perdidas) el algoritmo de interpolación no obtiene buenos resultados mientras que el algoritmo de completación de tensores CP-WOPT lo hace mucho mejor. Por lo tanto, hemos demostrado experimentalmente que estos algoritmos pueden ser de utilidad en esta aplicación, de forma que en lugar de descartar los datos ruidosos, podemos “completarlos” y evitar grabaciones adicionales de datos de EEG, con el consiguiente ahorro temporal que pueda representar en la fase de calibración de los sistemas de BCI.

Agradecimientos

JSC agradece la ayuda del Ministerio de Ciencias e Innovación a través del proyecto TEC2016-77791-C4-2-R. JSC y PMP gradecen también la ayuda recibida de la Universitat de Vic – Universitat Central de Catalunya a través del proyecto R0947. CFC fue soportado por NSF IIS-1636893, NSF BCS-1734853, NIH NIMH ULTTR001108 y parcialmente por la iniciativa “Learning: Brains, Machines, Children” del Área de Investigación Emergente de la Universidad de Indiana. QZ contó con el apoyo de JSPS KAKENHI (Grant No. 17K00326). AC fue parcialmente apoyado por la subvención MES RF 14.756.31.0001.

Referencias

- [1] Z E. Acar, D. M. Dunlavy, G. K. Tamara y M. Mørup, «Scalable Tensor Factorizations for Incomplete Data,» *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, vol. 106, pp. 41-56, March 2011.
- [2] C. Caiafa y A. Cichocki, «Multidimensional Compressed Sensing and their Applications,» *WIREs Data Mining Knowl Discovery*, vol. 3, n° 6, pp. 355-380, October 2013.
- [3] M. Fatourechí, A. Bashashati, R. K. Ward y G. E. Birch, «EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey,» *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, n° 3, pp. 480 - 494, 2007.
- [4] W. J. Krzanowski, *Principles of Multivariate Analysis: A User's Perspective.*, New-York: Oxford University Press, 1988.
- [5] F. Lotte, «A Tutorial on EEG Signal-processing Techniques for Mental-state Recognition in Brain-Computer Interfaces,» de *Guide to Brain-Computer Music Interfacing*, London, Springer, 2014, pp. 133 - 161.
- [6] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche y B. Arnaldi, «A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces,» *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, n° 2, July 2007.
- [7] J. Millán, R. Rupp, G. Müller-Putz, R. Murray-Smith, C. Giugliemma, M. Tangermann, C. Vidaurre, F. Cinotti, A. Kübler, R. Leeb, C. Neuper, K. Müller y D. Mattia, «Combining Brain-Computer Interfaces and Assistive Technologies: State-of-the-Art and Challenges,» *Front Neurosci.*, vol. 7, p. 161, September 2010.
- [8] H. Ramoser, J. Müller-Gerking y G. Pfurtscheller, «Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement,» *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, n° 4, pp. 441 - 446, 2000.
- [9] F.-B. Vialatte, J. Solé-Casals y A. Cichocki, «EEG windowed statistical wavelet scoring for evaluation and discrimination of muscular artifacts,» *Physiological Measurement*, vol. 29, n° 12, pp. 1435-1452, 2008.
- [10] E. M. Whitham, K. J. Pope, S. P. Fitzgibbon, T. Lewis, R. Clark, S. Loveless, M. Broberg, A. Wallace, D. DeLosAngeles, P. Lillie, A. Hardy, R. Fronsco, A. Pulbrook y J. O. Willowughby, «Scalp electrical recording during paralysis: Quantitative evidence that EEG frequencies above 20 Hz are contaminated by EMG,» *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, n° 8, pp. 1877 - 1888, 2007.
- [11] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. McFarland, P. H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson y T. M. Vaughan, «Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting,» *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, vol. 8, n° 2, pp. 164-73, June 2000

SIMULACIÓN DEL EFECTO DE LA TRANSFERENCIA NERVIOSA DESDE MÚSCULO TRAPECIO A BÍCEPS SOBRE LA ESTABILIDAD DEL HOMBRO MEDIANTE OPENSIM

Daniel Alvarez-Sanchez-Bayueta*, Francisco-Javier Espino-Rodríguez, Ana de-los-Reyes, Vicente Lozano-Berrio, Ángel Gil-Agudo y Antonio J. del-Ama

Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos (SESCAM) y Unidad de Neurorrehabilitación, Biomecánica y Función sensitivo-Motora (HNP-SESCAM), Unidad Asociada al CSIC. *danielsanba@gmail.com

Resumen

El modelado de sistemas musculoesqueléticos está constituyéndose como un nuevo campo de investigación, donde el comportamiento neuromuscular de los modelos está siendo abordado con gran interés. OpenSim aparece como una plataforma de acceso libre en la que es posible reproducir todo tipo de movimientos simulando la respuesta neuromuscular generada por un modelo musculoesquelético. Este trabajo aborda el uso de OpenSim para adaptar un modelo genérico al estado patológico de una lesión medular cervical y simular una cirugía de transferencia nerviosa de una rama del nervio accesorio XI que inerva el trapecio, hacia el bíceps. El objetivo del trabajo es analizar el comportamiento del sistema muscular frente a esta cirugía y evaluar si es suficiente para que el modelo sea capaz de realizar un movimiento de flexión de codo.

Palabras Clave: OpenSim, simulación, cirugía, transferencia, electromiografía, lesión medular.

1 INTRODUCCIÓN

La lesión medular (LM) es una de las situaciones más trágicas que puede sufrir una persona, debido a sus consecuencias físicas y psicológicas. Existen diferentes niveles de daño en una LM, que deben ser reconocidos para diseñar terapias de rehabilitación específicas. Una de los niveles críticos en la LM es el que corresponde al nivel cervical, ya que conlleva una pérdida de independencia considerable de la persona. Por ello, uno de los mayores potenciales de rehabilitación en LM reside en la rehabilitación y restablecimiento de la función del miembro superior (MS) [10].

Los procedimientos quirúrgicos surgen como vía para facilitar la recuperación tras una LM. En la literatura se han descrito tanto transposiciones tendinosas como transferencias nerviosas desde hace años. Sin embargo, existe una falta de descripción de cirugías para lesiones medulares de nivel alto (por encima de C5). Este nivel de lesión cervical es crucial, ya que determina que la persona sea capaz de

respirar de forma independiente o con respirador, o que sea capaz de mover un brazo o no.

Este trabajo surge para evaluar el impacto de una cirugía de transposición nerviosa para un nivel de lesión cervical completa C4, ya que en la literatura son prácticamente escasos los estudios llevados a cabo sobre estas prácticas. Esta falta de información radica en la naturaleza tan compleja del sistema neuromuscular, ya que es extremadamente difícil prever si estas cirugías van a tener un impacto positivo en la evolución del paciente debido a la necesidad de largas temporadas de recuperación y terapia tras la cirugía. En este contexto aparece la herramienta *OpenSim* [4] para responder estas preguntas y tratar de simular este tipo de procedimientos quirúrgicos. En esencia, este trabajo trata de responder dos preguntas: *¿cuál es el mecanismo muscular que mantiene la estabilidad del hombro? ¿cuál será el impacto en dicha estabilidad de la reinervación desde una rama nerviosa del trapecio al bíceps?*

Para resolver estas preguntas, este trabajo abordará diversas líneas de investigación: (1) análisis de la respuesta muscular del trapecio en una lesión medular cervical completa nivel C4, (2) evaluación del funcionamiento de OpenSim y las herramientas que contiene, (3) selección de un modelo validado del MS que sea compatible con procesos de simulación cinemática, y (4) adaptación de las condiciones patológicas de un LM a un modelo genérico en OpenSim para llevar a cabo simulaciones que representen la cirugía de transposición nerviosa.

Las hipótesis desde las que el estudio parte son las siguientes:

(i) La activación muscular relacionada con la estabilidad del hombro debe ser reducida, debido a la predominancia de mecanismos pasivos: fuerzas pasivas de los propios músculos y articulaciones.

(ii) El estado muscular durante una flexión de codo comprende un grupo de patrones complejos que permiten activaciones musculares múltiples y simultáneas de los músculos flexores primarios del codo (bíceps y brachialis), y músculos accesorios (extensor carpi radialis longus y brachiradialis), que proporcionan momentos de flexión adicionales que contribuyen al

movimiento general. Por tanto, la única reinervación de una rama del bíceps puede que no sea suficiente para que el modelo pueda flexionar el codo.

2 MATERIALES Y MÉTODOS

Este trabajo abarca varias etapas de investigación: estudio del funcionamiento de OpenSim, desarrollo de los procedimientos experimentales para la recogida de datos cinemáticos y electromiográficos, realización de simulaciones en OpenSim, y finalmente el análisis de los datos electromiográficos recogidos durante los ensayos y los datos generados a partir de las simulaciones.

2.1 Sujetos

Para la recogida de datos cinemáticos y electromiográficos se procedió a realizar un estudio en un sujeto sano (hombre, 22 años, 1.62 m). Además, se realizaron mediciones sincronizadas de electromiografía de superficie para analizar la actividad muscular correspondiente al movimiento llevado a cabo. A continuación, se procedió a realizar otro grupo de mediciones cinemáticas y de EMG en un paciente del HNP con lesión medular cervical nivel C5 grado A (hombre, 40 años, 1.70 m), clasificado de acuerdo a la *American Spinal Cord Injury Association* (ASIA) [7]. Este paciente mostraba equivalencia en estado muscular del hombro con un paciente típico nivel C4 ASIA A, según determinó una evaluación muscular llevada a cabo por los terapeutas del hospital. Se obtuvo un consentimiento informado de ambos participantes en el estudio.

2.2 Herramientas utilizadas

Durante este trabajo, los datos cinemáticos correspondientes a los movimientos a simular por la herramienta OpenSim han sido recogidos por un sistema de fotogrametría activa Codamotion (Charnwood Dynamics, Ltd., UK) localizado en la Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. El mecanismo de funcionamiento de este sistema es el siguiente: cada marcador activo emite luz infrarroja que dos unidades de escáner detectan, localizando la posición de referencia en los tres ejes. El sistema Codamotion trabaja con una frecuencia de muestreo de 800 Hz y una resolución espacial de 0.1 mm. Durante todos los experimentos, existe una actividad sincronizada entre el sistema Codamotion y un sistema electromiográfico Noraxon (Scottsdale, Arizona, USA) de 16 canales. En este trabajo se han usado un máximo de 9 canales a una frecuencia de muestreo de 1500 Hz. Este sistema de EMG viene completado con una serie de electrodos de superficie

de tipo bipolar, adhesivos y desechables de Ag/AgCl. Finalmente, se ha utilizado la plataforma de acceso libre OpenSim, además de Matlab 2018 (Mathworks, Natick, MA, USA) para procesar los datos recogidos.

2.3 OpenSim

OpenSim se introduce como software de acceso libre para abarcar varias áreas de estudio a través de las diversas funcionalidades que ofrece. Se trata de una plataforma que permite el desarrollo y visualización de modelos musculoesqueléticos a partir de los que se pueden realizar estudios sobre la coordinación neuromuscular que rige un movimiento determinado. A lo largo de los años, se han ido desarrollando nuevos algoritmos de dinámica de activación-contracción muscular que tratan de resolver las ecuaciones que rigen la excitación nerviosa de un músculo y el consecuente desarrollo de fuerza generada a partir de dicha excitación. A su vez, se han desarrollado multitud de modelos complejos del sistema musculoesquelético, tanto del miembro superior como inferior incorporando algoritmos que reproducen el comportamiento de mecanismos pasivos como las articulaciones. Durante las simulaciones reproducidas en este trabajo se utilizará el último modelo muscular desarrollado por Millard [8], que permite seleccionar activaciones musculares nulas sin que suponga una incongruencia matemática, problema que todos los modelos anteriores presentaban.

OpenSim, por tanto, ofrece una serie de herramientas a partir de las que se pueden simular todo tipo de movimientos (Fig. 1).

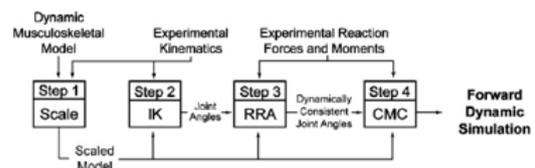


Fig. 1: Estrategia de simulación directa

La herramienta inicial durante todo el proceso de simulación abarca una etapa de escalado para realizar el emparejamiento del modelo con las dimensiones antropométricas del sujeto. El algoritmo de escalado se realiza a partir de mediciones en posición estática de una serie de marcadores activos del sistema Codamotion. La herramienta computará las distancias entre los marcadores e igualará la posición de una serie de marcadores virtuales diseñados para el modelo utilizado. La herramienta de cinemática inversa (o IK, *Inverse Kinematics*) recorre cada lapso de tiempo del movimiento recogido por Codamotion y calcula las coordenadas, tanto de ángulos de articulación como posición del modelo en OpenSim, que mejor reproducen la cinemática experimental capturada por fotogrametría. Matemáticamente, esta

herramienta soluciona un problema básico de mínimos cuadrados minimizando los errores entre los marcadores virtuales y las coordenadas de los marcadores del Codamotion. Las dos herramientas descritas hasta ahora son una fuente de múltiples errores que, si se suman sistemáticamente, pueden producir simulaciones muy distorsionadas. Por ello, se propone una tercera herramienta llamada RRA (*Residual Reduction Algorithm*), que aplica una serie de algoritmos complejos para suavizar los datos generados por las herramientas y minimizar los errores residuales acumulados. Finalmente, OpenSim ofrece dos herramientas para calcular las activaciones musculares que rigen el movimiento computado por la cinemática inversa: SO (*Static Optimization*) y CMC (*Computed Muscle Control*).

Con toda la información generada por las diferentes herramientas, se procede a la realización una estrategia de dinámica directa, es decir, a partir de una serie de controles (excitaciones musculares) se produce la solución (integración) de las ecuaciones diferenciales que definen la dinámica de un modelo musculoesquelético. Estas ecuaciones complejas abordan diferentes parámetros: momentos musculares, velocidad de fibras musculares debida a la dinámica de contracción, o la propia dinámica de activación.

2.4 Modelo musculoesquelético utilizado

Para la realización de las diferentes simulaciones en OpenSim, se ha escogido el Modelo del Hombro y Codo de Delf (Fig. 2) [2], ya que incorpora un total de 29 músculos del MS, y representa el comportamiento del hombro de manera fiel debido a la implementación de todas las articulaciones involucradas (esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral). Además, incorpora el músculo trapecio en forma de un conjunto de ramas musculares.

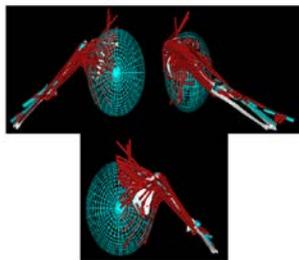


Fig. 2: Modelo de Delf de MS

2.5 Procedimiento experimental

Se han llevado a cabo un total de tres experimentos: dos de ellos con un sujeto sano y un experimento con un paciente con LM. Estos experimentos se basan en la recogida de datos cinemáticos y electromiográficos de dos tipos de movimiento: elevación de hombro y flexión de brazo (Fig.4).

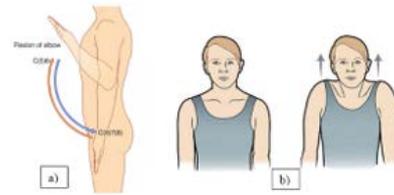


Fig. 3: a) Flexión de codo. b) elevación de hombro

2.5.1 Sujeto sano realiza movimiento de flexión de codo

El objetivo de este experimento consiste en recoger la información cinemática de un movimiento puro de flexión de codo, además de recoger la actividad muscular derivada del movimiento. Por ello, se propone una configuración de electrodos de superficie desarrollada por Cram et al. [1]. Esta configuración posiciona los electrodos en los músculos más relevantes en el movimiento general del MS (Fig. 5): trapecio superior, deltoides posterior, medio y anterior, pectoralis major, bíceps brachii, tríceps brachii, extensor de muñeca y flexor de muñeca, además de un electrodo de referencia en el proceso espinal en C7. Se utilizan 7 marcadores activos correspondientes al sistema de fotogrametría Codamotion, localizados en el tronco y en el brazo izquierdo. Los marcadores se colocan en las prominencias óseas (acromion derecho e izquierdo, epicóndilo del codo, estiloides del radio y cúbito en la muñeca y en la cabeza del tercer metacarpo, Fig. 5). Esta estrategia de marcadores fue desarrollada y validada por de los Reyes-Guzmán et al. [9]. Finalmente, en una actividad conjunta de Codamotion y Noraxon, se recogen los datos de un set de 3 movimientos repetidos.

2.5.2 Sujeto sano realiza movimiento de elevación de hombros

El objetivo de este experimento consiste en la recogida de información cinemática de un movimiento de elevación de hombros, recogiendo señales EMG usando la configuración de electrodos explicada en 2.5.1 de Cram et al. Asimismo, se usa la misma configuración de marcadores explicada en el apartado anterior. Finalmente, en una actividad sincronizada de Codamotion y Noraxon, se recogen los datos de un set de 3 movimientos repetidos.

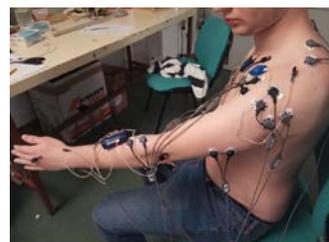


Fig. 4: Sujeto sano instrumentado con electrodos de EMG en configuración I y marcadores activos.

2.5.3 Paciente con LM C5 ASIA A realiza movimiento de elevación de hombros

Este experimento está enfocado a obtener las señales de EMG derivadas de un movimiento de elevación de hombro, y en una posición estática natural para determinar el comportamiento muscular que determina la estabilidad del hombro. Por ello, se propone una nueva configuración de electrodos, previamente descrita en Falla et al. [5] con algunas variaciones (Fig. 6). Un conjunto de 5 pares de electrodos se coloca siguiendo el recorrido descendente del trapecio (canales 1, 2, 3, 4 y 5, respectivamente, desde la parte superior del trapecio y descendiendo) y 3 pares de electrodos se colocan cubriendo la totalidad del deltoides (canales 6, 7 y 8, desde la parte trasera del deltoides hacia la parte frontal). Finalmente, se usa un electrodo de referencia en el proceso espinal en C7. Los marcadores de fotogrametría activa se colocan siguiendo las indicaciones previamente descritas.

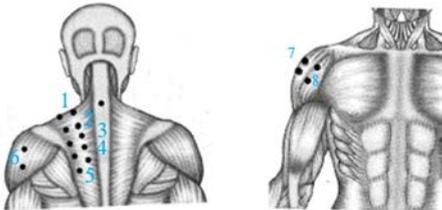


Fig. 5: Configuración de electrodos II.

2.6 Análisis de datos electromiográficos

La señal de EMG ha sido procesada con Matlab en amplitud usando la siguiente estrategia. Se realiza un pre-procesado de la señal seleccionando 2 segundos en la parte intermedia de cada muestra de señal recogida para reducir la variabilidad debido a las fluctuaciones de los valores de inicio y final de la señal. Se ha realizado un filtrado paso alto a 20 Hz para suprimir ruidos producidos por movimiento y frecuencias bajas generadas por los propios cables de los electrodos. A continuación, se ha realizado una rectificación de la señal, seguida de un nuevo filtrado paso bajo a 450 Hz con el objetivo de eliminar las frecuencias altas de ruido electromagnético. Finalmente se ha aplicado un filtro de Notch para eliminar frecuencias a 50 Hz. Un algoritmo de *root mean square* (RMS) ha sido aplicado para generar el envolvente de la señal, usando la fórmula (1). Es común en el procesado de EMG el uso de estrategias de RMS, ya que refleja el nivel de actividad fisiológica en las unidades musculomotoras durante un movimiento de contracción [6].

$$RMS\{x[n]\} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_n x^2[n]} \quad (1)$$

Donde N es la longitud de la ventana de muestras sujeta al algoritmo (25 ms) y $x[n]$ representa los valores dentro de dicha ventana.

Finalmente, se ha aplicado un algoritmo de normalización con respecto a los picos máximos de actividad muscular recogidos durante un movimiento de contracción voluntaria máxima.

2.7 Simulaciones en OpenSim

Para representar una LM cervical nivel C4 completa en OpenSim y una cirugía de re-inervación, se procede a modificar los parámetros intrínsecos del modelo musculoesquelético siguiendo dos estrategias. En primer lugar, un estado de LM es representado en OpenSim modificando las funciones de activación para que estén acotadas totalmente, es decir, que su activación sea 0 en todo el proceso de simulación. Para representar la cirugía de transposición, primero elegiremos las ramas nerviosas donantes. Debido a los datos aportados por el estudio de EMG, se ha elegido la rama más superior del trapecio (*trapecio_clavicular_1*), que quedará totalmente inactiva (0% activación). A continuación, para representar la inervación procederemos siguiendo la metodología desarrollada por Crouch et al. [3] en la que la fuerza isométrica máxima del músculo inervado (en este estudio, *bic_1*, que corresponde a la rama de la cabeza larga del bíceps) será un 20% de la fuerza máxima desarrollada y la activación máxima del músculo queda acotada al 20%.

Siguiendo el esquema de trabajo para realizar una simulación del estado neuromuscular, se escala el modelo genérico, se realiza una cinemática inversa seguida de una reducción de errores residuales y se utiliza la herramienta de optimización estática para hallar las excitaciones musculares necesarias para llevar a cabo este movimiento. Las dos primeras simulaciones (1, 2) sirven para validar el modelo adaptado de LM mediante la reproducción de un movimiento de elevación de hombros y otra simulación en posición estática. De esta manera, las activaciones obtenidas a través de OpenSim podrán ser comparadas con los datos electromiográficos experimentales recogidos. Tres simulaciones más (3, 4, 5) se han realizado para analizar el comportamiento neuromuscular del hombro en un modelo sano en posición estática y durante un movimiento de flexión de codo, para seleccionar la rama del trapecio donante necesaria para la cirugía. Finalmente, tres simulaciones (6, 7, 8) se han llevado a cabo para representar la cirugía de transferencia nerviosa de interés.

3 RESULTADOS

El análisis de los datos electromiográficos procesados del paciente con LM a partir de las señales recogidas por los electrodos en configuración II, sugieren que la actividad muscular recogida durante la elevación de hombro depende en gran medida de la posición del electrodo a lo largo del trapecio. Los datos muestran que los electrodos más superiores alcanzan picos más altos de actividad muscular durante el periodo de contracción muscular (Fig. 7). Además, los datos normalizados sugieren una actividad reducida del deltoides (Tabla 1), junto a una clara predominancia de nuevo de los canales que corresponden a la localización superior del trapecio, resultados que son acordes a los proporcionados por OpenSim (Fig. 8).

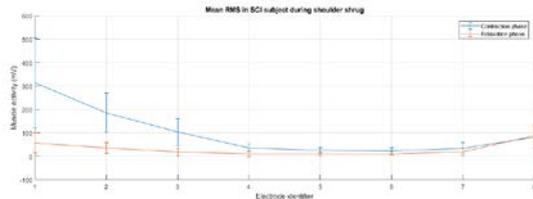


Fig. 7: Señales de RMS procesadas y normalizadas durante elevación de hombro en paciente LM

Tabla 1: Señales de RMS en fases de elevación de hombro

Electrode	Mean RMS (mV) during contraction phase	Mean RMS (mV) during relaxation phase
1	313.95 ± 190.88	56.51 ± 41.22
2	185.48 ± 83.40	35.53 ± 23.28
3	103.13 ± 56.93	18.82 ± 15.64
4	35.27 ± 16.61	10.81 ± 13.20
5	26.20 ± 12.02	8.01 ± 6.68
6	24.16 ± 14.13	11.36 ± 5.44
7	33.83 ± 24.43	19.24 ± 15.83
8	81.24 ± 47.75	87.19 ± 52.61

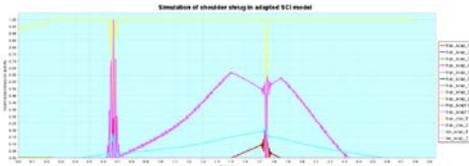


Fig. 8: Actividad muscular del modelo LM

El análisis en reposo del estado muscular del hombro, sin embargo, revela y confirma una de las hipótesis que se consideraron inicialmente: la distribución de la activación nerviosa en el trapecio es muy reducida, no supera un 20% del máximo total, siendo inferior al 5% la actividad en el deltoides (Fig. 9).

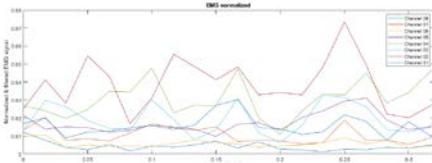


Fig. 9: Señales de EMG procesadas y normalizadas del MS en posición estática y relajada

A continuación, una simulación de movimiento de flexión comprendida entre 15° y 150° de la articulación del codo en sujeto sano indica una alta actividad muscular en las ramas superiores del trapecio (Fig. 10) junto a una actividad reducida y conjunta de todas las ramas musculares del bíceps (Fig. 11).

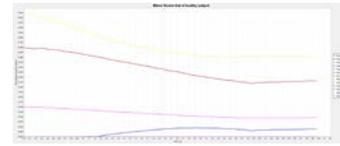


Fig. 10: Actividad muscular del trapecio durante flexión de codo.

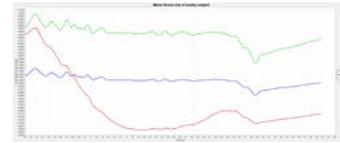


Fig. 11: Actividad muscular del bíceps durante flexión de codo.

Validamos los resultados analizando el mismo EMG recogido durante las pruebas experimentales con el sujeto sano. Observamos una clara correlación en la que existe una actividad muy alta del trapecio, mientras que el bíceps manifiesta una actividad más reducida (Fig. 12).

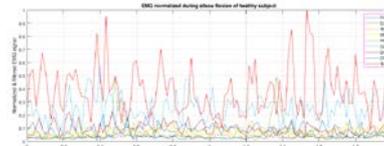


Fig. 12: Actividad muscular durante flexión de codo

En último lugar, se realiza una simulación directa adaptando el modelo neuromuscular para reproducir la LM y, a su vez, una reinervación nerviosa en dos casos diferentes: re-inervando únicamente bic_1 y re-inervando las tres ramas del bíceps. Tras realizar las simulaciones, la herramienta computa los siguientes resultados mostrados en la figura 13 y 14.

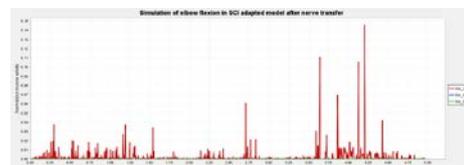


Fig. 13: Actividad muscular después de la reinervación de bic_1 en modelo LM

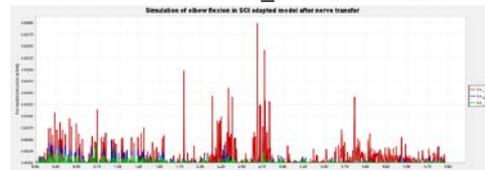


Fig. 14: Actividad muscular después de la reinervación de las tres ramas musculares del bíceps en modelo LM

4 CONCLUSIONES

Los datos electromiográficos revelan que el estado muscular del trapecio contribuye en menor medida a la estabilidad del hombro en posiciones estáticas, consiguiéndose ésta a partir de un mecanismo en el que las fuerzas pasivas generadas por las articulaciones principales del hombro tienen un papel fundamental. Las simulaciones realizadas en OpenSim corroboran los datos electromiográficos recogidos durante las sesiones experimentales. Cabe destacar una clara diferencia en el orden de magnitud de la actividad muscular del trapecio frente al bíceps en el movimiento de flexión de codo. Finalmente, podemos concluir el trabajo afirmando que la posible re-inervación desde nervio accesorio XI hacia rama nerviosa del nervio musculocutáneo que inerva la cabeza superior del bíceps ofrece una mayor actividad máxima muscular y, por tanto, un desarrollo biomecánico superior, que una posible reinervación de las tres ramas musculares del bíceps.

Varias limitaciones se han encontrado durante el proyecto. Desde el punto de vista de los autores, realizar una normalización en el procesado de EMG en pacientes con LM no es del todo correcto, ya que la fuerza máxima que desarrolla el paciente no tiene por qué ser acorde a la fuerza máxima total que podría desarrollar el músculo en condiciones sanas. Por otra parte, otra limitación ha surgido debido a la no disponibilidad de pacientes C4 ASIA A completos en el HNP, por lo que se procedió a incorporar en los criterios de inclusión de sujetos a los experimentos, a un paciente con una LM inferior que mostraba un estado muscular similar al de un lesionado C4, según estimaron los profesionales del hospital. Finalmente, la limitación más característica nace de la propia metodología seguida. Durante todo el estudio, se han llevado a simulaciones con modelos matemáticos, es decir, los resultados obtenidos son aproximaciones del comportamiento real del sistema neuromuscular que pueden ser más o menos exactos dependiendo del contexto en el que se han llevado a cabo. Futuros trabajos deben abordar la comparación entre los resultados extraídos de las simulaciones de OpenSim y los resultados recogidos después de la práctica de la cirugía en el paciente real.

Agradecimientos

Este proyecto no se podría haber llevado a cabo sin la actividad conjunta de todos los miembros de la Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo.

Referencias

[1] Cram JR. Electrodes Placements. In: Criswell E, editor. *Cram's introduction to surface*

electromyography. 2nd ed. Boston, USA: Jones & Bartlett Publishers; 2011; 257-383.

- [2] Blana, D., Hincapie, J. G., Chadwick, E. K., & Kirsch, R. F. "A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems". *Journal of biomechanics*, 41(8), 1714-21.
- [3] D. L. Crouch et al, "Computer simulation of nerve transfer strategies for restoring shoulder function after adult C5 and C6 root avulsion injuries," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 36, (10), pp. 1644-1651, 2011. DOI: 10.1016/j.jhsa.2011.07.019 [doi].
- [4] S. L. Delp et al, "OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement," *Tbme*, vol. 54, (11), pp. 1940-1950, 2007.
- [5] Falla D, Farina D, Graven-Nielsen T, "Spatial dependency of trapezius muscle activity during repetitive shoulder flexion," *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2006, vol. 17, (3), pp. 299-306.
- [6] Fukuda TY, Oliveira J, Pompeu JE, Garcia-Lucareli PR, Garbelotti S, Okano R, et al. "Root Mean Square Value of the electromyographic signal in the isometric torque of the quadriceps, hamstrings and brachial biceps muscles in female subjects". *The Journal of Applied Research*. 2010; 10: 1.
- [7] Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, Donovan W, Graves DE, Jha A, et al. "International standards for neurological classification of spinal cord injury" (revised 2011). *J Spinal Cord Med*. 2011; 34: 535-546.
- [8] Millard, M., Uchida, T., Seth, A., Delp, S.L. "Flexing computational muscle: modelling and simulation of musculotendon dynamics". *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 2013; 135(2):021005.
- [9] de los Reyes-Guzmán A, López-Dolado E, Lozano-Berrio V, Pérez-Nombela S, Torricelli D, et al. "Upper Limb Electromyographic Analysis Synchronized with Kinematics in Cervical Spinal Cord Injured Patients during the Activity of Daily Living of Drinking". *JSM Physical Med Rehabil*, 2017; 1(1): 1004.
- [10] Waters RL, Sie IH, Gellman H, Tognella M. "Functional hand surgery following tetraplegia". *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77(1):86-94.

ANÁLISIS DE MÉTODOS DE PROCESAMIENTO DEL ECG PARA LA CARACTERIZACIÓN DE ESTADOS PSICO-FISIOLÓGICOS DURANTE LA INTERACCION CON EL ROBOT DE NEUROREHABILITACION PHYSIOBOT

Pablo Francisco Viñas¹, Javier Pérez Turiel¹, Borja Fernández Villar², Rubén Alonso Alonso¹, Juan Carlos Fraile Marinero², Alejandro Cuadra Oza¹, Daniel Abasolo³

¹Fundación CARTIF, Parque Tecnológico de Boecillo, Boecillo, Valladolid, España.
{[pabvin](mailto:pabvin@cartif.es), [javper](mailto:javper@cartif.es), [rubalo](mailto:rubalo@cartif.es), [alecua](mailto:alecua@cartif.es)}@cartif.es

²ITAP (Instituto de las Tecnologías Avanzadas de la Producción), Universidad de Valladolid, España
bfernandezv@funge.uva.es, jcfraille@eis.uva.es

³University of Surrey, Guildford, United Kingdom
d.abasolo@surrey.ac.uk

Resumen

Este trabajo analiza y compara la potencialidad de diferentes métodos de procesamiento de la señal de Electrocardiográfica (ECG) y de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) para obtener parámetros, que permitan caracterizar diferentes estados de un grupo de sujetos que interactúan con el robot PHYSIOBOT. Para esto se aplicaron diferentes técnicas de procesamiento de señales. Las primeras que se utilizaron son las que se pueden considerar como tradicionales, en el procesamiento de la VFC. Por otro lado se utilizó la técnica de complejidad Lempel-Ziv (LZC). Esta se aplicó tanto a la señal de ECG como sobre la serie de tiempo conocida como RR, que es la que se utiliza para analizar la VFC. Con los resultados obtenidos se realiza un análisis de la potencialidad de utilizar diferentes métodos para obtener diferentes características de la señal, para determinar diferencias en los estados psico-fisiológicos de un grupo de voluntarios sanos que interactúan con el Robot PHYSIOBOT.

Palabras Clave: Robótica, Rehabilitación, Procesamiento de Señales, Complejidad Lempel-Ziv.

1 INTRODUCCIÓN

Este trabajo se circunscribe a un estudio para caracterizar los estados psico-fisiológicos de los sujetos que interactúan con el Robot PHYSIOBOT. El sistema nervioso autónomo (SNA) refleja las emociones en términos de parámetros fisiológicos, tales como la frecuencia cardíaca, la conductividad de la piel, la respiración y la temperatura corporal [1]. Por lo tanto, las respuestas fisiológicas del SNA son indicadores que pueden ser utilizados para estimar los estados psico-fisiológicos instantáneos,

p.e. si una persona está bajo estrés o relajación durante una terapia.

El análisis de la señal de VFC, ha sido ampliamente estudiado y existe una amplia literatura científica en el que se documenta como se deben aplicar las técnicas para obtener los diferentes parámetros que se pueden relacionar con estados de estrés psicológico y la ansiedad [2]. En este trabajo además de utilizar las recomendaciones de la Task Force [2], se utiliza una técnica que introdujo Abasolo y Jelinek [3] en el diagnóstico de la Neuropatía Autonómica Cardiovascular, en este caso para buscar parámetros que se puedan relacionar con los estados psico-fisiológicos instantáneos de una persona que interactúa con un robot. La técnica de LZC en este caso se aplicó directamente sobre la señal de ECG y también se aplicó sobre la serie de RR que se utiliza para obtener los parámetros “tradicionales”.

En estos trabajos se indican una gran cantidad de factores que pueden influir en la tendencia de los diferentes parámetros y esto es un campo de trabajo muy activo en la actualidad por que puede tener múltiples aplicaciones. Utilizando el análisis de los parámetros biométricos que caracterizan la actividad del SNA. Otros autores han desarrollado trabajos sobre la caracterización de los estados psico-fisiológicos de sujetos que interactúan con robots de rehabilitación [4, 5 y 6].

En este trabajo presentamos los resultados de técnicas tradicionales de procesamiento de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca las pruebas de la interacciones de un grupo de sujetos sanos con el robot PHYSIOBOT, añadiendo al análisis parámetros cinemáticos y dinámicos, con el fin de tratar de inferir los diferentes estados psico-emocionales-físicos de los sujetos que interactúa con el robot.

2 MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 ROBOT PHYSIOBOT

El robot Physiobot, utilizado en el estudio, es un robot háptico planar equipado con un sensor de fuerza/torque, modelo JR3, montado sobre un efector final, que asiste a los voluntarios durante la realización de las terapias. El Robot Physiobot ofrece diferentes tipos de terapias orientadas a la Neuro-rehabilitación de pacientes con trastornos en los patrones motores de los movimientos. Algunas terapias permiten desarrollar movimientos repetitivos, que son de utilidad para pacientes con un grado avanzado de lesión y brinda otros tipos de terapias activas que implementan el paradigma de asistir a los movimientos según la necesidad del paciente (Paradigma assist as need), para tratar de estimular la plasticidad neuronal y que los pacientes traten de recuperar los patrones motores de los movimientos.

El Robot Physiobot tiene la posibilidad de integrarse con la solución Gradior de rehabilitación cognitiva y con el Sistema de Gestión de Información, conformando la solución E2REBOT, de esta manera se puede utilizar para ofrecer una gama extendida de terapias para diferentes necesidades terapéuticas presentes en diferentes patologías. [7]

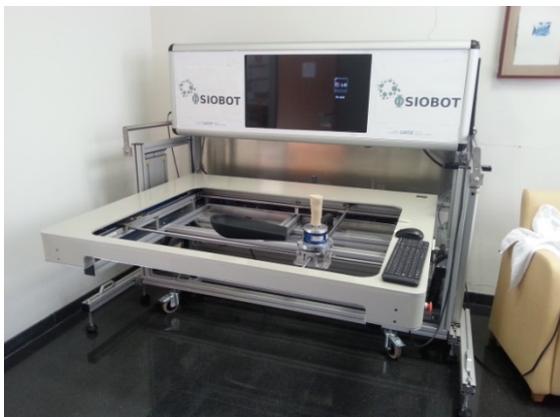


Figura 1: Robot Physiobot

2.2 TERAPIA ACTIVA ASISTIDA

La terapia Activa Asistida tiene como objetivo que el paciente mueva la mano hasta alcanzar el ratón que se mueve en la pantalla.

Para “tocar” al ratón, el paciente deberá intentar que la mano y el ratón ocupen el mismo espacio. El ratón se mueve de manera autónoma y errática, huyendo rápidamente cuando es alcanzado. El sujeto aumenta su puntuación cuando logra hacer coincidir ambos objetos en el mismo espacio y se mide en [ms].

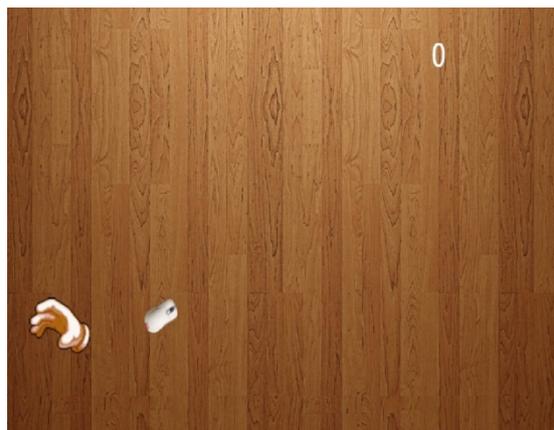


Figura 2: Terapia Activa Asistida

Se puede modificar la dificultad de esta terapia en tres niveles: ‘Fácil’, ‘Medio’ y ‘Difícil’, este es un parámetro que define la rapidez con la que se escapa el ratón, es decir a mayor dificultad es mayor la rapidez con la que el ratón se mueve por la pantalla. Se configuró según la experiencia que disponemos para que sean ejercicios que se puedan diferenciar de manera clara para sujetos sanos que interactúen con el robot.

2.3 POBLACIÓN

Los voluntarios fueron 47 sujetos sanos, de los cuales 23 eran mujeres y 24 eran hombres. La edad media de los voluntarios fue de 37,27 años con una desviación estándar de 7,52 años, el peso medio fue de 70,85 Kg mientras que la desviación estándar fue de 16,16 Kg, la altura fue de 171,06 cm con una desviación estándar de 9,04 cm.

2.4 PROTOCOLO DEL ESTUDIO

Durante todo el experimento se registraron 3 señales biomédicas ECG, EKT y GSR. Y en los periodos de relajación se le solicitó al paciente que respondiera el test SAM. En este trabajo nos centramos en el procesamiento de la señal de ECG.

Las señales fisiológicas se registraron mediante el uso de un sistema Biopac MP100, con una Frecuencia de Muestreo de 2Khz. Todas las señales se almacenaron en archivos codificados, mientras los parámetros cinemáticos y dinámicos de las terapias fueron almacenados en una base de datos relacional (SQL SERVER 2012).

La primera etapa fue una etapa de registro basal (Etapa 1 = E1) que tuvo una duración de 6 (min) en esta el sujeto solo tuvo que completar el test SAM. Seguidamente se le aplicó una terapia “Activa Asistida” de dificultad fácil (Etapa 2 = E2) de una duración de (6 min). Una vez acabada esta terapia (Etapa 3 = E3) se le pidió al paciente que responda

un segundo test SAM y que se relajara durante (3 min). Posteriormente se sometió al sujeto a una segunda sesión terapéutica (Etapa 4 = E4) de la terapia “Activa Asistida” de dificultad difícil, con una duración de (6 min). Para finalizar solicitando al paciente que responda el tercer test SAM y que se relaje (Etapa 5 = E5) durante unos 6 (min).

2.4 MÉTODOS DE ANÁLISIS TRADICIONAL

Las técnicas tradicionales utilizadas se aplicaron sobre la señal que se obtiene del procesamiento de del ECG, en el que en primer término se detectan las ondas R de la señal y se obtiene un serie temporal que es el tiempo entre 2 ondas R consecutivas. [2]. En los casos en que la S se destacaba sobre la onda R, se utilizaba esta otra onda para determinar los ciclos cardíacos.

Los parámetros utilizados en el dominio temporal son los que se describen en la Tabla 1.

Tabla 1: Parámetros del dominio temporal.

Parámetro	Descripción
Media RR	Media de los RR [s]
RMSSD	La raíz cuadrada de la media de la suma de los cuadrados de las diferencias entre los intervalos RR adyacentes [s].
pnn50	Recuento RR mayores a 50 [ms] dividido por el número total de todos los intervalos NN. [%]

Los parámetros en el dominio de la frecuencia, se obtuvieron mediante la aplicación de la Transformada rápida de Fourier (FFT) sobre la señal de los RR, según las recomendaciones de [2] y se detallan en la Tabla 2.

Tabla 2: Parámetros del dominio de la frecuencia.

Parámetro	Descripción
VLF	Potencia en el rango de frec. muy baja < 0,04 Hz [s ²]
LF	Potencia en el rango de baja frec. 0,04-0,15 Hz [s ²]
HF	Potencia en el rango de alta frecuencia 0,15-0,4 Hz [s ²]
LF/HF (LFdivHF)	Relación entre los parámetros LF[s ²]/HF[s ²]
LFnorm	Normalización dividiendo el LF por (Energía Total- VLF) multiplicando por 100. [nu]
HFnorm	Normalización dividiendo el HF por (Energía Total- VLF) multiplicando por 100. [nu]

2.5 MÉTODOS DE ANÁLISIS LZC

LZC es una medida de complejidad para secuencias de longitud finita. Se basa en un granulado grueso de las mediciones (es decir, se necesita transformar la señal en una secuencia de símbolos finita antes de calcular la medida de complejidad). Esta medida de complejidad está relacionada con la cantidad de patrones distintos dentro de la señal y la velocidad de su ocurrencia a lo largo de un determinado secuencia. Abasolo y Jelinek [3], utilizaron está técnica por primera vez para el diagnóstico de la neuropatía autonómica cardiovascular. En este trabajo se extiende esta idea a la aplicación en la caracterización del balance del SNA sobre la señales de ECG y RR.

La LZC se aplicó sobre los 2 minutos centrales de la señal de ECG (LZC_ECG), que se sub-muestreó a 500 Hz y también sobre la totalidad de la serie de los RR (LZC_RR). Antes de aplicar la técnica de LZC a las dos señales se las normalizó, restando a cada muestra la media de la señal y dividiendo cada muestra por la desviación estándar.

En los dos casos se utilizó una conversión a dos símbolos, en el que la señal se la transforma en binaria, en este trabajo se utilizó como umbral la media de la señal.

4 RESULTADOS

4.1 Parámetros obtenidos en la Etapa 1

A modo de referencia se presentan los valores medios y la desviación estándar de los parámetros obtenidos sobre todos los sujetos en la Etapa 1, que corresponde a la etapa de registro basal.

Tabla 3: Parámetros Etapa 1.

Parámetro	Media	Desviación Estándar
Media RR	0,936 [s]	0,126 [s]
RMSSD	0,055 [s]	0,031 [s]
pnn50	13,799 [%]	8,774 [%]
VLF	29,754 [s ²]	12,312[s ²]
LF	40,887 [s ²]	14,487 [s ²]
HF	45,710[s ²]	26,976 [s ²]
LF/HF (LFdivHF)	1,010	0,321
LFnorm	47,729 [nu]	7,948 [nu]
HFnorm	49,751 [nu]	8,257 [nu]
LZC_ECG	0,155	0,031
LZC_RR	0,727	0,125

4.2 Parámetros obtenidos en la Etapa 2

A modo de referencia se presentan los valores medios y la desviación estándar de los parámetros obtenidos sobre todos los sujetos en la Etapa 2, que corresponde a la etapa de registro de la primera sesión terapéutica en modo “fácil”.

Tabla 4: Parámetros Etapa 2.

Parámetro	Media	Desviación Estándar
Media RR	0,832 [s]	0,105 [s]
RMSSD	0,040 [s]	0,036 [s]
pnn50	8,927 [%]	10,220 [%]
VLF	16,284 [s2]	6,556 [s2]
LF	29,815 [s2]	11,296 [s2]
HF	31,159 [s2]	16,609 [s2]
LF/HF (LFdivHF)	1,123	0,479
LFnorm	49,453 [nu]	10,159 [nu]
HFnorm	48,260 [nu]	10,432 [nu]
LZC_ECG	0,192	0,037
LZC_RR	0,700	0,137

4.3 Análisis Estadístico

Para la comparación de los parámetros entre las diferentes etapas se utilizó el análisis de varianza no paramétrico de una vía (ANOVA) de matlab kruskalwallis.

Tabla 5: Índice p para la comparación Media RR entre todas las Etapas

p	E1	E2	E3	E4
E2	0,0002			
E3	0,3961	0,0043		
E4	4,73E-10	0,0001	2,42E-08	
E5	0,24	0,012	0,7631	1,20E-08

Tabla 6: Índice p para la comparación LF entre todas las Etapas

p	E2	E3	E4	E5
E1	0,0004			
E2	1,72E-11	6,58E-08		
E3	2,40E-06	0,314	4,64E-07	
E4	0,139	7,99E-06	4,71E-12	6,93E-08

Tabla 7: Índice p para la comparación LFnorm entre todas las Etapas

p	E2	E3	E4	E5
E1	0,444			
E2	0,687	0,763		
E3	0,192	0,439	0,248	
E4	0,027	0,328	0,076	0,849

Tabla 8: Índice p para la comparación LZC_ECG entre todas las Etapas

p	E2	E3	E4	E5
E1	1,31E-05			
E2	0,777	2,34E-05		
E3	0,0004	0,307	0,001	
E4	0,085	1,75E-08	0,020	4,31E-07

Tabla 9: Índice p para la comparación LZC_RR entre todas las Etapas

p	E2	E3	E4	E5
E1	0,626			
E2	0,118	0,248		
E3	5,37E-05	0,001	0,021	
E4	0,004	0,020	0,301	0,060

4.3 Análisis ROC

Se obtuvo la curva ROC (Receiver Operating Characteristic) que es una representación gráfica de la sensibilidad frente a la especificidad para un sistema clasificador binario según se varía el umbral de discriminación.

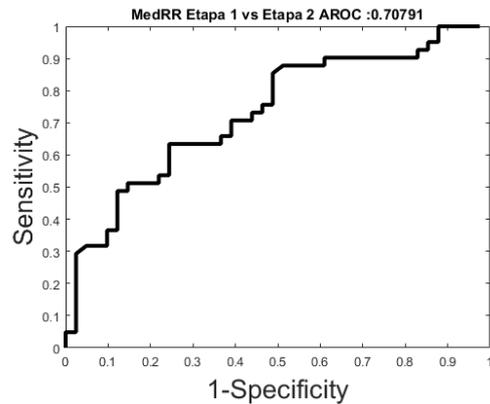


Figura 3: Curva ROC comparación del parámetro Media RR entre la Etapa 1 y la Etapa 2

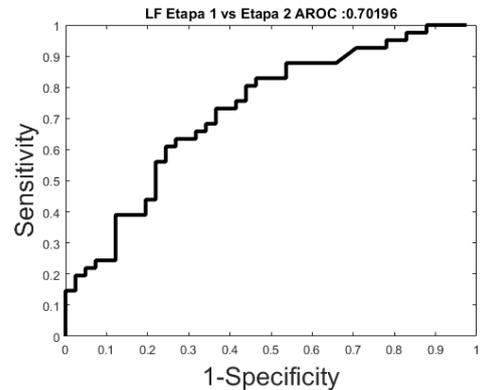


Figura 4: Curva ROC comparación del parámetro LF entre la Etapa 1 y la Etapa 2

Para tomar una referencia se presentan las curvas ROC de los parámetros Media RR, LF, LFnorm, LZC_ECG y LZC_RR

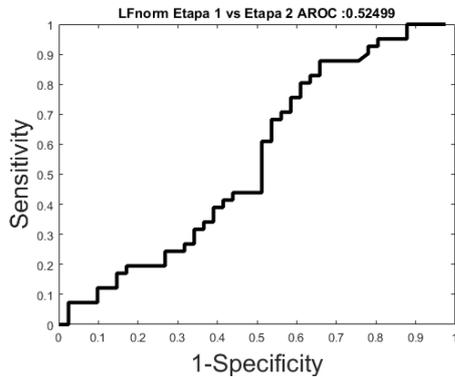


Figura 5: Curva ROC comparación del parámetro LFnorm entre la Etapa 1 y la Etapa 2

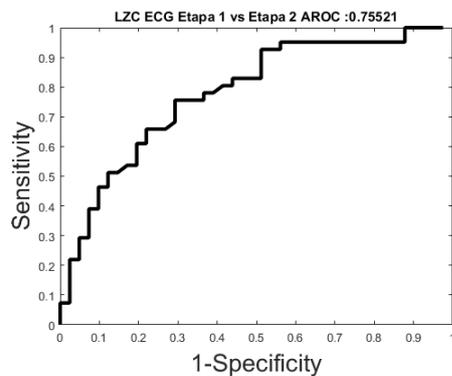


Figura 6: Curva ROC comparación del parámetro LZC_ECG entre la Etapa 1 y la Etapa 2

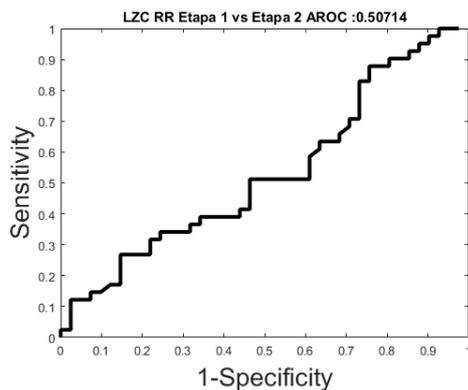


Figura 7: Curva ROC comparación del parámetro LZC_RR entre la Etapa 1 y la Etapa 2

5 DISCUSIÓN

Los parámetros obtenidos del procesamiento de las señales como resultado de la interacción entre los sujetos y el Robot PHYSIOBOT, muestran diferencias significativas y índices AROC que

inducen a pensar que es posible caracterizar los estados psico-fisiológicos de dichas interacciones.

El parámetro LZC_ECG que se obtiene de aplicar el LZC sobre la señal de ECG (LZC_ECG) presentó un AROC de 0,75521 que es el mayor de entre los que se obtuvieron en la comparación de la Etapa 1 y la Etapa 2. Este resultado es muy interesante porque además de presentar una nueva técnica que podría ser de utilidad para poder reflejar alguna característica del estado del sujeto que interacciona con el robot, es la técnica que se aplica directamente sobre la señal de ECG lo que permite pensar en la posibilidad de desarrollar técnicas que se podrán aplicar online y podrían posibilitar el desarrollo de un control bio-cooperativo.

6 CONCLUSIONES

El experimento se planteó para caracterizar las interacciones entre los voluntarios y el robot, a partir de los resultados obtenidos se puede establecer que los parámetros que se seleccionaron tienen potencial para caracterizar diferencias entre los estados que presenta un paciente como resultado de la interacción con el Robot PHYSIOBOT,

A partir de estos resultados contamos con un conjunto de nuevas técnicas que se podrían aplicar para caracterizar la interacción entre los sujetos y los robots.

Referencias

- [1] S. D. Kreibig. Autonomic nervous system activity in emotion: A review. *Biological Psychology* 84 (2010) pp 394-421.
- [2] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society for Pacing and Electrophysiology. *Circulation* 1996;93: 1043-65.
- [3] Abasolo, D. Jelinek H (2012) Lempel-Ziv Complexity Dynamics in Early Detection of Cardiac Autonomic Neuropathy in Diabetes IASTED International Conference on Biomedical Engineering (9th : 2012) (15 - 17 February 2012 : Innsbruck, Austria) Publisher of the Proceedings, pp16-20.
- [4] Guerrero, C. R., Fraile, J.C., Turiel, J. P., & Farina, P. R. (2010, August). Bio cooperative robotic platform for motor function recovery of the upper limb after stroke. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4472-4475).

[5] Novak, D., Mihelj, M., Zihelr, J., Olenšek, A., & Munih, M. (2011). Psychophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 19(4), 400-410.

[6] Francisco Javier Badesa, Ricardo Morales, Nicolas M. Garcia-Aracil, Jose M. Sabater, Loredana Zollo, Eugenia Papaleo, and Eugenio Guglielmelli. Dynamic Adaptive System for Robot-Assisted Motion Rehabilitation. *IEEE Systems Journal* (Volume: 10, Issue: 3, Sept. 2016) Page(s): 984 - 991

[7] Pablo F. Viñas, Rubén Alonso Alonso, Alejandro Cuadrado Oza, Javier Pérez Turiel, Juan Carlos Fraile, Lipsa Laurentiu, Félix Nieto Palomo, Manuel Franco, Maria Teresa Cid Bartolome, Susana San Martín, José Miguel Toribio Guzmán, Laureano Ayuso Gómez, Paloma Sánchez. Plataforma Robótica para rehabilitación múltiple E2REBOT. *Jornadas Nacionales de Robótica. Spanish Robotics Conference 8-9 Junio 2017.*

COMPARACIÓN DE ACTIVIDAD OCULAR Y ELECTROENCEFALOGRÁFICA PARA EL DESARROLLO DE UN CLASIFICADOR ASEQUIBLE CON EL FIN DE CONTROLAR UN BRAZO PROTÉSICO

Begonya Ozmen Martínez (begozmen@gmail.com)

Devaraj Savitri Dhakshinamurthy (ddhakshi@masonlive.gmu.edu)

Resumen

El control protésico está basado en algoritmos de reconocimiento de patrones y sistemas de adquisición de biopotenciales, pero estos últimos suelen ser, por lo general, de precio muy elevado. De hecho, hoy en día muchas personas no pueden permitirse esta maquinaria sofisticada y costosa. En este proyecto, usamos un sistema de adquisición muy asequible llamado 'Muse'. Este sistema es un aparato de electroencefalograma (EEG) no invasivo y compacto, que además permite un fácil y rápido acceso a las ondas cerebrales. 'Muse' es bastante más asequible que otros aparatos de EEG disponibles en el mercado debido a que actualmente se emplea en los hogares de los propios pacientes para la meditación. En nuestro proyecto, realizamos dos series de experimentos, más uno de transición, con el fin de encontrar patrones en las señales eléctricas del cerebro y las provocadas por los movimientos oculares. Después, entrenamos y probamos clasificadores basados en algoritmos de Aprendizaje Automático Supervisado. Los resultados evidenciaron que los clasificadores más exactos para movimientos de retina son las máquinas de soporte vectorial (SVM), con una precisión del 99,2 %. Mientras que los clasificadores que se emplearon para el EEG no alcanzaron el 70% de precisión. Además, los resultados también revelaron que 'Muse' posee un gran potencial para registrar movimientos oculares que puede ser muy beneficioso en futuros trabajos relacionados con interfaces cerebro-máquina para el control de prótesis de miembro superior.

Palabras clave: Interfaz cerebro-máquina (BCI) Electroencefalograma (EEG), Actividad ocular, clasificador, prótesis

1 INTRODUCCIÓN

Las amputaciones en miembros superiores afectan gravemente a la funcionalidad de las personas que lo padecen. En muchos casos, estas personas tienen

enormes dificultades para desenvolverse en su vida cotidiana, no sólo por los obstáculos físicos que tienen que afrontar sino también por los obstáculos económicos. En la actualidad, la mayoría de las prótesis son muy sofisticadas debido a que incluyen características muy punteras que mejoran la sensibilidad, la movilidad y el control del paciente. Sin embargo, para poder reducir el coste de estas prótesis, es necesario reducir el coste de la tecnología integrada, pero, a su vez, manteniendo la calidad de las señales.

En el ámbito de las prótesis controladas por el cerebro, la tecnología que albergan estas prótesis se denomina interfaces cerebro-máquina (BCI), que son sistemas capaces de interpretar las señales relacionadas con eventos nerviosos y convertirlos en interacciones con el mundo físico o virtual.[2]

Algunos BCI usan sistemas de Electroencefalograma (EEG) para medir las señales eléctricas del cerebro, y éstos pueden variar su precio dependiendo del número de electrodos, pero sobre todo del equipo de amplificación, lo cual afecta directamente a la resolución de las señales. Hoy en día, la mayoría de las prótesis controladas por el cerebro tienen un precio desorbitado debido al empleo de sistemas EEG extremadamente sofisticados, los cuales permiten recoger con gran resolución la información eléctrica procedente de todas las partes del cerebro. Además, no suelen ser cómodamente transportables ni fáciles de emplear por los pacientes, requiriendo de personal técnico para su puesta en marcha, empleo y mantenimiento. Para el control motor, la región más importante del cerebro es la corteza primaria motora, que se encuentra en la parte posterior del lóbulo frontal. Las funciones de la corteza primaria motora son la planificación de acciones y ejecución de los movimientos.

En este proyecto, y debido a la limitación espacial de los electrodos del sistema de EEG de bajo coste seleccionado, se han buscado otras funciones que se procesen en el lóbulo frontal. Se exploraron las posibilidades de obtener patrones en las señales eléctricas de la actividad registrada en zonas diferentes a las motoras: el lóbulo pre frontal y los

temporales. Estos patrones son los que permiten la extracción de atributos específicos para cada movimiento, que serán más tarde utilizados en el entrenamiento de clasificadores de Aprendizaje Automático, capaces de predecir el movimiento que se quiere realizar a partir de los patrones detectados. [5]

2 MATERIALES

Uno de los objetivos de este proyecto es crear una interfaz cerebro- máquina que sea asequible y también cómodamente transportable. El sistema de adquisición de señales debe ser capaz de competir en rendimiento con otros sistemas de EEG estándar, por lo tanto, para este proyecto se ha elegido un sistema compacto y no-invasivo de encefalografía (EEG) llamado Muse (2016). Esta tecnología permite grabar y visualizar a tiempo real las señales cerebrales procedentes del cerebro en el móvil. Entre sus características destacan su gran accesibilidad (es inalámbrico y se comunica por Bluetooth con el PC), su bajo peso (60 g), su facilidad de preparación (entre 1 y 2 minutos) y su fácil transporte. Estas características se pueden observar en la figura 1. El uso originario de Muse es en el ámbito de la meditación, convirtiendo las señales cerebrales en el sonido del viento, para así proporcionar al usuario un *feedback* sobre la calidad de la meditación que está llevando a cabo. En el ámbito de los EEG de bajo coste, algunos estudios [3] intentan validar estos aparatos investigando si sus especificaciones cumplen los estándares mínimos establecidos para que se pueda obtener una interpretación significativa de la información cerebral extraída. Un estudio demuestra la competitividad de Muse al ser comparado con otros sistemas de EEG mucho más sofisticados, y verifica el cumplimiento de las especificaciones mínimas [4]: la frecuencia de muestreo que se puede elegir en Muse es de 256 Hz [1] (estándar >250), cuenta con 4 electrodos: TP9, AF7, AF8, TP10 y un electrodo de referencia FPz, cuya localización se puede observar en la figura 1.

El software utilizado para este proyecto puede ser descargado directamente de la web [6]. En nuestro caso la versión era la 3.4.1 *Muse IO*, la cual incluye *Muse player*, que es un programa que permite cambiar el formato de las grabaciones; y *Muse lab*, que permite visualizar los datos y filtrarlos. El proyecto requirió descargar una aplicación extra en el teléfono móvil llamada *Muse Monitor*, para poder conectar el aparato de EEG con los programas anteriores, pues el software original no funcionaba todavía para la versión de Muse de 2016. Además, se utilizó *Matlab* para procesar los datos offline y para llevar a cabo el entrenamiento de los clasificadores mediante Aprendizaje Automático Supervisado.

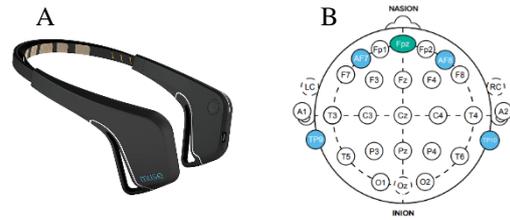


Figura 1: (A) Muse, sistema de EEG de bajo coste y (B) electrodos activos según el sistema internacional 10-20.

3 EXPERIMENTOS

Se llevaron a cabo dos sets de experimentos (más uno de transición) con protocolos diferentes: el primero basado en EEG y el segundo en movimientos oculares. Sin embargo, el proceso para obtener las señales fue el mismo y se detalla a continuación. Primero, la colocación de la banda de EEG en la frente es bastante sencilla, pues simplemente se ha de colocar en la frente y ajustar la longitud de la banda para que los electrodos temporales queden situados en la parte posterior de las orejas. Además, el ajuste mediante el *feedback* que proporciona la aplicación *Muse Monitor* (Figura 2) verifica el contacto de los electrodos con la piel. Una vez se ha asegurado un buen contacto, se procede a grabar desde la aplicación con el protocolo concreto para cada set. Esta grabación es enviada vía *Bluetooth* al ordenador, y su extensión debe ser modificada de *.muse* a *.csv*, por medio de *Muse player*. Este programa requiere ser abierto desde la ventana de comando (*command prompt*). Las grabaciones se abren y se procesan *offline* en *Matlab*, donde se identifican los canales y la duración.

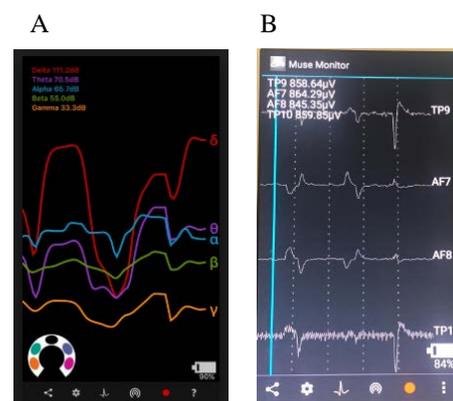


Figura 2: Capturas mostrando (A) las bandas de frecuencia de las ondas cerebrales y en la esquina inferior izquierda el *feedback* del contacto de los electrodos; y (B) de pantalla de Muse Monitor las señales brutas en los 4 canales.

3.1 SET I: EEG

En este set, el objetivo era visualizar las ondas cerebrales. Tras varios experimentos de prueba, se observaron visualmente en Muse Monitor cambios en las ondas alfa al concentrar la mente al visualizar un objeto. Por lo tanto, en este experimento intentamos hallar patrones en las ondas alfa, cuyas frecuencias oscilan entre 7.5 y 12.5 Hz. Se llevaron a cabo 20 grabaciones, cada una con intervalos de 20 segundos (s) de relajación y 20 s de concentración, con una duración total de 120 s por grabación. El periodo de concentración consistía en observar atentamente un brazo robótico perteneciente al laboratorio. En Matlab, las 20 señales en bruto fueron concentradas en una matriz que fue procesada para hallar el vector de atributos: los máximos y mínimos de cada periodo (ventana de 20 s) para los siguientes canales: AF7, AF8 y TP10. El canal TP9 no fue utilizado porque no aportaba ningún patrón adicional que no apareciera en TP10. Una vez creada una matriz con los atributos y sus correspondientes etiquetas ('focus' y 'relax'), se dividió la matriz de atributos para tener un 60% de los objetos en el conjunto de entrenamiento y prueba, y un 40% de los objetos en el conjunto de la validación.

3.2 SET II: DE EEG A ACTIVIDAD OCULAR

Una vez obtenidos y analizados los resultados del primer set de experimentos, se decidió comprobar si las señales obtenidas eran aleatorias debido a que durante los experimentos la misma persona que controlaba el tiempo era el sujeto del experimento. Para ello, se diseñó un experimento en el que una persona controlaba el tiempo e indicaba al sujeto, que estaba en reposo, cuándo debía mirar una imagen en la pantalla y concentrarse en ella. Esta vez se observaron picos cada vez que se cambiaba de relajación a concentración, pero se tanteó la hipótesis de que estos picos surgieran a raíz de los movimientos oculares o de la cabeza para mirar la imagen. Para probar esta hipótesis, se crearon 3 subconjuntos de experimentos con 5 experimentos de relajación-concentración sin rotación de ojos ni de cabeza, 5 experimentos con rotación de cabeza y ojos (sin concentración) y 5 experimentos moviendo solo los ojos (sin concentración). Se analizó la correlación entre los 3 subconjuntos (presentaron muy baja correlación), y la correlación entre cada uno de los objetos dentro de un mismo subconjunto. Los dos primeros subconjuntos presentaron muy baja correlación, pero el último, el subconjunto en el que solo se rotaban los ojos, presentó una alta correlación. Esto nos llevó a una nueva hipótesis: la rotación de la retina era la que estaba provocando los

picos que observamos en la señal encefalográfica y siempre era el mismo patrón de señal, detectable mediante nuestro EEG.

3.3 SET III: ACTIVIDAD OCULAR

Los hallazgos del set anterior nos condujeron a realizar un tercer set de experimentos basados en movimientos oculares. Para el conjunto de entrenamiento y de prueba se realizaron 5 experimentos con rotación de ojos a la derecha, 5 con rotación a la izquierda y 5 con pestañeo. Cada experimento tenía una duración de 120 s y cada movimiento se realizaba en intervalos de 10 s. Después, en Matlab, se creó de nuevo el vector de características con los máximos, mínimos y el tiempo de pico a pico con una ventana de 3s (el movimiento de rotación en sí no duraba más de 1s). Para el conjunto de validación se realizaron 5 experimentos de 50 s cada uno, con un movimiento aleatorio de los 3 estudiados (derecha, izquierda y pestañeo) cada 2s. La extracción de las características se realizó con una ventana de 2s y con los mismos atributos: máximo, mínimo y tiempo pico a pico. Para todos los sets de experimentos se implementaron, con la herramienta de Clasificador en Matlab, los siguientes clasificadores: árboles de decisión (simple, medio y complejo), máquinas de soporte vectorial (lineal, cuadrática, cúbica, polinómica, sigmoideal y gaussiana) y K vecinos más cercanos (KNN) (medio, coseno y cúbico). Se compararon todos a la vez y se encontraron los siguientes resultados.

4 RESULTADOS

En cuanto al análisis visual de los datos, en la figura 3 se observan las señales en bruto de los tres canales escogidos (AF7, AF8 y TP10) para uno de los experimentos del Set I (EEG). Visualmente, no se observa ningún patrón causado por el cambio de relajación a concentración o viceversa (cada 20 s). Sin embargo, si tomamos las señales en bruto de un experimento del Set II (EOG) podemos observar patrones de actividad en el momento de los movimientos de las rotaciones oculares. En la figura 4, se presenta una magnificación de los patrones: el movimiento ocular a la izquierda presenta un pico positivo seguido de un pico negativo en el canal AF7. El movimiento ocular hacia la derecha presenta un pico positivo seguido de un pico negativo en el canal AF8. El movimiento de pestañeo presenta un pequeño pico seguido de un pico más grande en el canal TP10.

Tras la comparación de las precisiones de los clasificadores, se tomaron solo los clasificadores que proporcionaron la mayor precisión en la predicción de los datos. En la tabla 1 se observan las precisiones de KNN medio y SVM lineal de los sets de entrenamiento y de validación para los dos sets principales de experimentos. En Set I, se puede observar que la precisión de entrenamiento no llega al 70% en ninguno de los clasificadores, y disminuye más aún cuando es aplicada al set de validación. En el Set II, la precisión de entrenamiento es del 100% en ambos casos y es del 98,3% para el KNN medio y de 99,2% para el SVM lineal.

Tabla 1: Comparación de precisiones de los sets I y II

	Set I: EEG		Set II: EOG	
	KNN Medio	SVM lineal	KNN Medio	SVM lineal
Precisión de entrenamiento	68.3%	66.7%	100%	100%
Precisión de validación	61.1%	55.5%	98.3%	99.2%

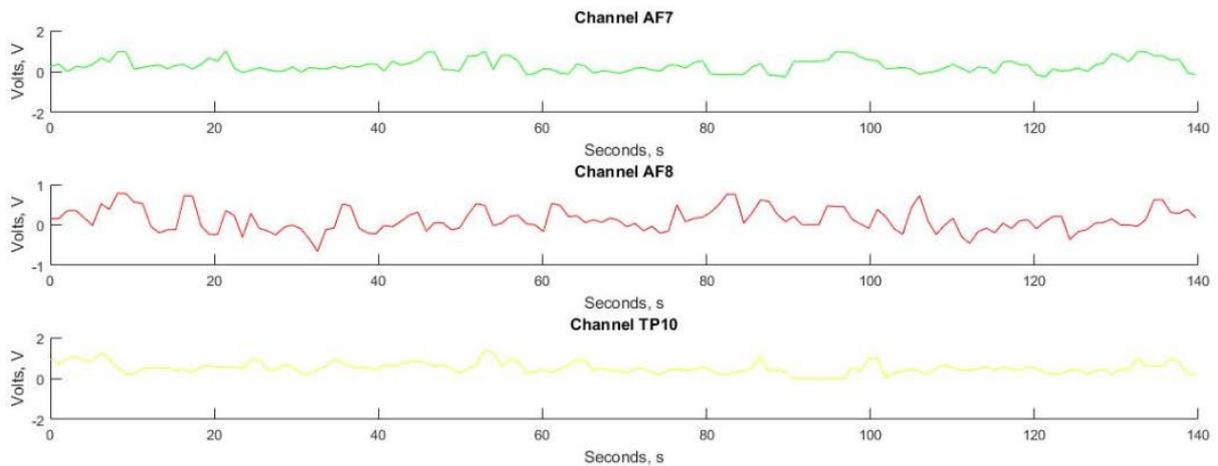


Figura 3: Representación de la amplitud de las señales brutas con respecto del tiempo para los canales AF7, AF8 y TP10 de un experimento del Set I: EEG.

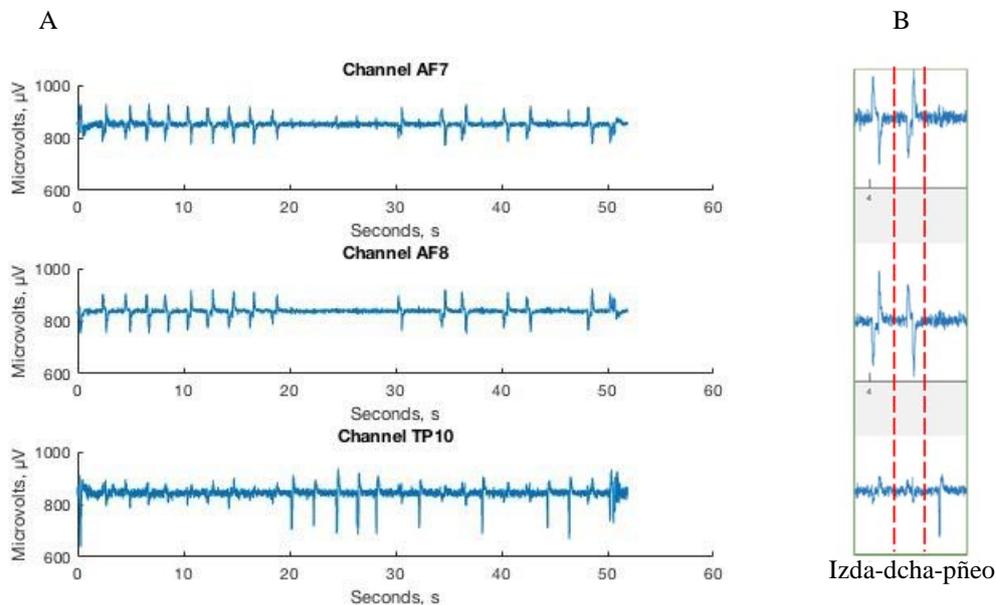


Figura 4: (A) Representación de la amplitud de las señales brutas con respecto del tiempo para los canales AF7, AF8 y TP10 de un experimento del Set II: EOG. (B) Magnificación de los patrones (izquierda-derecha-pñeo).

5 DISCUSIÓN

Los resultados demuestran que para este EEG específico, el clasificador de SVM lineal entrenado con datos de actividad ocular tiene una precisión de validación mucho mayor en comparación con cualquier clasificador entrenado con datos de EEG. Nuestra hipótesis para estos resultados es que los electrodos de Muse están situados en la corteza pre frontal y en los lóbulos temporales, Por lo tanto, al estar los electrodos a una distancia considerable del área que se encarga de la concentración, así como de la ejecución de los movimientos, es posible que haya demasiado ruido procedente de otras partes del cerebro, evitando que sea posible la identificación de patrones concretos. En este proyecto queda demostrado que con este aparato de EEG no es posible extraer patrones de esa área, el lóbulo frontal, pero sí es eficaz en un 99,2% en identificar los movimientos oculares: derecha, izquierda y pestañeo. Esto es posible porque los electrodos de Muse están posicionados relativamente cerca de los ojos, permitiendo que las señales de actividad ocular obtenidas sean más claras y representativas que las de EEG. Una limitación que puede tener este sistema es que la rotación de ojos no sea del todo confortable para algunos usuarios, debido a que el uso continuo para controlar miembros superiores puede acabar fatigando al usuario. En futuros estudios, proponemos la ampliación de los movimientos oculares: arriba, abajo, doble pestañeo... y la implementación de este clasificador para la programación de interfaces cerebro-máquina en prótesis de brazo. La asequibilidad de este aparato de EEG permitiría que muchos más pacientes puedan suplir la falta de movilidad de un miembro superior a un precio mucho más económico.

Agradecimientos

Quiero agradecer en primer lugar al ‘*Office of Student Scholarship Creative Activities and Research*’ (OSCAR) de la universidad George Mason, Virginia (E.E.U.U.) por haber hecho posible este proyecto, gracias a su financiación y su motivación a los jóvenes investigadores. En segundo lugar, a Nathalia Peixoto, directora del laboratorio de Neuroingeniería de George Mason y a mi compañero del proyecto, Devaraj Dhakshinamurthy por su excelente supervisión del proyecto.

Referencias:

1. Especificaciones de Hardware en la web de Muse Developers. Recuperado de: <http://developer.choosemuse.com/hardware-firmware/hardware-specifications>
2. Hornero, R., Corralejo, R., and Álvarez, D. (2012) Brain-Computer Interface (BCI) aplicado al entrenamiento cognitivo y control domótico para prevenir los efectos del envejecimiento. Fundación General CSIC LYCHNOS [en línea]
3. Krigolson, O., Williams, C., Norton, A., Hassall, C., & Colino, F. (2017). Choosing MUSE: Validation of a Low-Cost, Portable EEG System for ERP Research. *Frontiers In Neuroscience*, 11. doi: 10.3389/fnins.2017.00109
4. Picton, T., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S., & Johnson, R. et al. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37(2), 127-152. doi: 10.1111/1469-8986.3720127
5. Recuero, P. (2017) Los 2 tipos de aprendizaje en Machine Learning: supervisado y no supervisado Recuperado de: <http://data-speaks.luca-d3.com/2017/11/que-algoritmo-elegir-en-ml-aprendizaje.html>
6. [Software de Muse disponible en la web de Muse Developers] Recuperado de: <http://developer.choosemuse.com/sdk/developer-sdk-windows5>.

ESTUDIO DEL CAMBIO EN LOS MICROESTADOS EEG COMO RESPUESTA A LA INGESTA DOPAMINÉRGICA EN PACIENTES CON ENFERMEDAD DE PARKINSON

J. Ignacio Serrano^a, Verónica Cortés^b, Nuno Mendes^c, J. Pablo Romero^b, Enrique Rodríguez^a, Eduardo Rocon^a, M. Dolores del Castillo^a

^aNeural and Cognitive Engineering Group (gNeC) del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), 28500 Arganda del Rey, Madrid, Spain

^bGrupo de Neurorehabilitación de la Universidad Francisco de Vitoria, 28223 Pozuelo de Alarcón, Madrid, Spain

^cFaculty of Sciences, University of Lisbon, Lisboa, Portugal.

Resumen

La estimulación dopaminérgica es la responsable de los cambios en los síntomas motores y no motores en la Enfermedad de Parkinson (EP). La actividad electroencefalográfica (EEG) registrada puede ser estudiada a través de un análisis basado en microestados (ME). El objetivo del trabajo que se presenta es el de identificar los cambios EEG en los MS debidos a la ingesta de medicación dopaminérgica para, en posteriores estudios, proponer una neuromodulación basada en dichos cambios.

Palabras Clave: Enfermedad de Parkinson (EP), Microestados, Neuromodulación.

1 INTRODUCCIÓN

La Enfermedad de Parkinson (EP) es el segundo trastorno neurodegenerativo más común que afecta al 2–3% de la población mayor de 65 años [1]. Está asociado a factores de riesgo como la edad, la historia familiar, la exposición a pesticidas o componentes químicos [2] pero su causa principal sigue siendo desconocida.

En esta enfermedad se produce una disminución de las neuronas dopaminérgicas de la sustancia negra que conlleva síntomas motores característicos como la lentitud, la rigidez y el temblor [3]. La medicación dopaminérgica produce normalmente una mejoría de los síntomas motores primarios pero otros síntomas, como las dificultades en la marcha o la inestabilidad postural, apenas se modifican e incluso otros, como la disquinesia o la impulsividad, empeoran [4]. A pesar de ello, la levodopa es el mejor tratamiento para esta enfermedad. El estado en el que los pacientes muestran una notable mejoría se denomina estado ON y el estado sin efectos positivos se denomina estado OFF.

La captura de la señal electroencefalográfica (EEG) es una técnica no invasiva para registrar el campo eléctrico producido por la actividad neuronal cortical con una buena resolución temporal [5]. La actividad EEG puede caracterizarse mediante estados transitorios que representan la activación topográfica cerebral recogida en un conjunto de canales, que se conocen como microestados (ME), y por los cambios de sus propiedades como la duración o la frecuencia de aparición de los mismos [6]. A diferencia de otras técnicas de procesamiento de la señal EEG, el análisis de MEs evalúa simultáneamente la señal de todos los canales para crear una representación global de un estado funcional. De hecho, muchos estudios han mostrado que la serie temporal de MEs varía dependiendo de la conducta [7], el tipo de personalidad [8], o los trastornos neuropsiquiátricos [6], por lo que los MSs pueden considerarse potenciales biomarcadores de diferentes afecciones neurológicas o neuropsicológicas.

Existen evidencias de que las drogas neurotrópicas pueden modular los MSs [9] pero no se han encontrado trabajos que analicen en pacientes de EP los cambios en los mismos como respuesta a la administración de levodopa o agonistas dopaminérgicos.

El objetivo del trabajo que aquí se presenta es el de evaluar los cambios producidos por la ingesta dopaminérgica en pacientes con EP analizando los MSs a partir de la señal EEG capturada en los estados ON y OFF de los mismos.

2 MÉTODOS

2.1. Participantes

El estudio llevado a cabo ha implicado 14 pacientes con EP (4 mujeres con edad media de 66.25 ± 12.9 , y rango 52-80 y 10 hombres con edad media de $66.9 \pm$

7.41 y rango 50-76), con estadio superior a II en la escala de Hoehn y Yahr. Estos pacientes toman levodopa o agonistas dopaminérgicos (324.28 ± 232.77 dosis equivalente a levodopa) en régimen estable de medicación manifestando un claro estado ON.

2.2. Intervención

Se ha registrado su actividad EEG empleando 64 canales (según el sistema internacional 10-20). La señal se ha capturado durante dos minutos de reposo antes de la primera toma de la medicación de la mañana y una hora después de su ingesta.

2.3. Materiales

La actividad EEG se capture mediante 64 electrodos activos (actiCAP electrodes, Brain Vision LLC, NC, USA). Los electrodos de tierra y referencia se ubicaron en AFz y FCz, respectivamente (Figura 1). La señal se amplificó (actiChamp, Brain Products GmbH, Germany) y se muestreó a 512 Hz. Los datos se han almacenado en un ordenador con Windows 7 (Microsoft Corporation, Washington, USA).

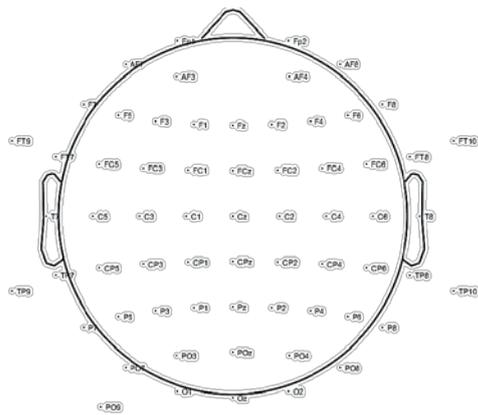


Figura 1. Disposición de los electrodos EEG en este estudio.

La adquisición de EEG se llevó a cabo mediante el software NeuroRT Studio (Mensia Technologies SA, Paris, France). Se han empleado funciones del paquete EEGLab para procesar la señal, concretamente, EEGLab toolbox [10]. Para la extracción y caracterización de la señal mediante MS se ha utilizado LORETA-KEY v20170220 (the Key Institute for Brain-Mind Research, Zurich, Switzerland).

2.4. Procesamiento EEG y variables de interés

Se eliminaron los artefactos de la señal continua EEG de cada canal mediante el algoritmo Artifact Subspace Reconstruction [11]. A continuación se aplicó un filtro pasa banda entre 2Hz y 31Hz.

Finalmente, se aplicó un filtrado especial CAR (Common Average Reference).

Una vez procesada la señal, se aplicó un algoritmo de detección y caracterización de microestados [12] y se seleccionaron los microestados con la mayor varianza. Para cada microestado, se calculó el porcentaje de tiempo total en ese microestado, el porcentaje de veces que se activa, el número de veces que se activa y el tiempo medio. Además, se calculó la frecuencia y la probabilidad de cambio de cada uno de los microestados a todos los restantes, con lo que el número de características total resultantes para cada microestado fueron seis.

2.5. Análisis estadístico

Los análisis estadísticos se han realizado con SPSS para Windows, versión 23.0 (IBM Inc. Chicago II, USA). Se compararon los valores medios de las características de cada microestado, para cada paciente, antes y después de la toma de la medicación mediante un t-test para medidas repetidas con simulación de muestreo (n=2000). Solo se han tenido en cuenta las diferencias con un nivel de significación $p < .05$ e intervalos de confianza con el mismo signo.

3 RESULTADOS

La Figura 2 muestra las topografías de microestados encontradas en las etapas pre y post medicación.

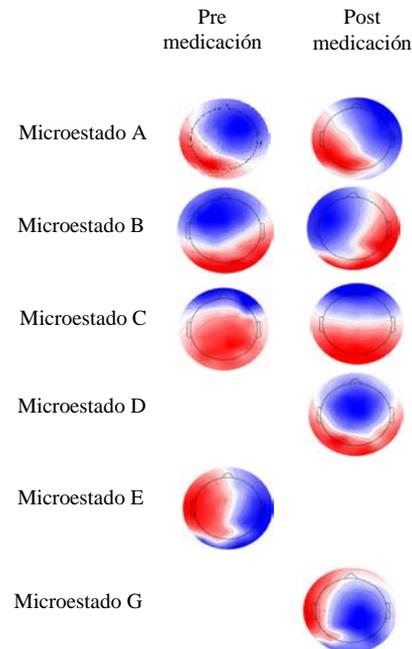


Figura 2. Topografía de los microestados encontrados en los pacientes antes (1ª columna) y después (2ª columna) de la toma de la medicación.

En la etapa pre (estado OFF) se identifican los microestados canónicos A, B y C con un porcentaje de varianza del 19.55%, 20.34% y 18.55%, respectivamente. El microestado canónico D no aparece en esta etapa y los microestados canónicos B y C presentan patrones alterados respecto de la literatura científica en este campo [13]. Además, en ausencia de medicación, se identifica el microestado E, que es congruente con la definición encontrada en [14], con un varianza de 19.58%.

Después de tomar la medicación, en el estado ON, se identifican los cuatro estados canónicos A, B, C y D con patrones normales [13] y una varianza de 20.12%, 18.39%, 20.00% y 16.67%, respectivamente. Sin embargo, se detecta también el microestado G, congruente con [14], con una varianza del 15.39%.

Puesto que en las dos etapas solo se comparten tres microestados (A, B y C), la Tabla 1 muestra las diferencias estadísticamente significativas de las características de esos tres microestados.

Tabla 1. Diferencias en las características de los microestados EEG entre las etapas pre y post medicación en pacientes EP

	<i>Diferencia media (POST-PRE)</i>	<i>SE</i>	<i>p</i>	<i>Bootstrapping simulation</i>	
				<i>95% CI Lower</i>	<i>Upper</i>
Duración media A	-0.00006864	.00002078	.009	-0.00010	-.000031
Ocurrencia B	549.28571	47.85855	<.0001	419.67657	642.10915
Frecuencia B a A	-680.17248	214.30544	.033	-1026.77105	-271.71723

Los resultados de la Tabla 1 indican que, tras la toma de la medicación, la duración del microestado A disminuye, el microestado B aparece más veces y la frecuencia de transición del microestado B al A se decrementa.

4 CONCLUSIONES

El análisis de microestados EEG puede realizarse de manera mínimamente invasiva y con alta resolución temporal. Este trabajo ha demostrado que hay una alteración de las características de los microestados en pacientes de EP como respuesta a la medicación dopaminérgica. Estos cambios se correlacionan con los efectos clínicos de la medicación y son coherentes con cambios relacionados con las redes neuronales por defecto en el estado de reposo [13].

El estudio realizado revela que los cambios identificados pueden ser objeto de regulación o

modulación a través de terapias no farmacológicas como la neuromodulación.

Agradecimientos

El trabajo presentado forma parte de las investigaciones llevadas a cabo dentro de los proyectos NEUROMOD (DPI2015-68664-C4-1-R) y MD (PIE-201650E055) y ha sido financiado por ellos.

Referencias

- [1] Poewe Werner, Klaus Seppi, Caroline M. Tanner, et al. (2017) "Parkinson Disease". *Nature Reviews Disease Primers* 3: 17013.
- [2] Janice M. Beitz (2014) "Parkinson's Disease: A Review". *Frontiers in Bioscience* S6: 65–74.
- [3] Kalia Lorraine V., and Anthony E. Lang (2015) "Parkinson's Disease. *Lancet*" (London, England) 386(9996): 896–912.
- [4] Hely Mariese A., John G.L. Morris, Wayne G.J. Reid, and Robert Trafficante (2005) "Sydney Multicenter Study of Parkinson's Disease: Non-L-Dopa-responsive Problems Dominate at 15 Years" *Movement Disorders* 20(2): 190–199.
- [5] Lopes da Silva F. (1991) "Neural Mechanisms Underlying Brain Waves: From Neural Membranes to Networks" *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 79(2): 81–93.
- [6] Khanna Arjun, Alvaro Pascual-Leone, Christoph M. Michel, and Faranak Farzan (2015) "Microstates in Resting-State EEG: Current Status and Future Directions" *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 49: 105–113.
- [7] Lehmann, Dietrich, Roberto D. Pascual-Marqui, Werner K. Strik, and Thomas Koenig (2010) "Core Networks for Visual-Concrete and Abstract Thought Content: A Brain Electric Microstate Analysis" *NeuroImage* 49(1): 1073–1079.
- [8] Schlegel Felix, Dietrich Lehmann, Pascal L. Faber, Patricia Milz, and Lorena R. R. Gianotti (2012) "EEG Microstates during Resting Represent Personality Differences" *Brain Topography* 25(1): 20–26.
- [9] Yoshimura, Masafumi, Thomas Koenig, Satoshi Irisawa, et al. (2007) "A Pharmacology-EEG Study on Antipsychotic Drugs in Healthy Volunteers" *Psychopharmacology* 191(4): 995–1004.
- [10] Delorme Arnaud, and Scott Makeig (2004) "EEGLAB: An Open Source Toolbox for Analysis of Single-Trial EEG Dynamics Including Independent Component Analysis" *Journal of Neuroscience Methods* 134(1): 9–21.
- [11] Mullen T, Kothe C, Chi YM, Ojeda A, and Kerth T (2013) "Real-Time Modeling and 3D Visualization of Source Dynamics and

- Connectivity Using Wearable EEG” In: 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). In: 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC): 2184–2187.
- [12] Pascual-Marqui Roberto D., Dietrich Lehmann, Pascal Faber, et al. (2014) “The Resting Microstate Networks (RMN): Cortical Distributions, Dynamics, and Frequency Specific Information Flow” arXiv:1411.1949 [Q-Bio]. <http://arxiv.org/abs/1411.1949>, accessed May 20, 2018.
- [13] Michel Christoph M., and Koenig Thomas (2017) “EEG Microstates as a Tool for Studying the Temporal Dynamics of Whole-Brain Neuronal Networks: A Review”. NeuroImage. doi: 10.1016/j.neuroimage.2017.11.062
- [14] Custo Anna, Dimitri Van De Ville, William M. Wells, et al. (2017) “Electroencephalographic Resting-State Networks: Source Localization of Microstates” Brain Connectivity 7(10), 671:682.

DISEÑO DE UNA INTERFAZ PARA LA VISUALIZACIÓN Y SELECCIÓN DE EVENTOS EN SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS: EXPERIENCIA Y VALIDACIÓN EN LA DETECCIÓN DE HUSOS DE SUEÑO

Alejandro Bachiller

Dept. Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre d'Investigació en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona,
alejandro.bachiller@upc.edu

Carolina Migliorelli

Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN),
Dept. Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre d'Investigació en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona,
carolina.migliorelli@upc.edu

Leidy Y. Serna

Dept. Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre d'Investigació en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona,
leidy.yanet.serna@upc.edu

Joan F. Alonso

Profesor Serra Hünter, Dept. Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre d'Investigació en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Barcelona,
joan.francesc.alonso@upc.edu

Mónica Rojas

Dept. de Bioingeniería, Universidad El Bosque, Bogotá 110121, Colombia,
mrojasm@unbosque.edu.co

Sergio Romero

Dept. Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre d'Investigació en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Barcelona,
sergio.romero-lafuente@upc.edu

Miguel A. Mañanas

Dept. Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial (ESAI), Centre d'Investigació en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Barcelona,
miguel.angel.mananas@upc.edu

Resumen

Durante las últimas dos décadas, se han desarrollado y publicado una gran variedad de nuevas técnicas de procesamiento de señales biomédicas, pero su aplicación práctica en el ámbito clínico está siendo notoriamente más lenta. En el ámbito del análisis de señales electroencefalográficas (EEG), todavía se requiere el desarrollo de nuevas herramientas orientadas hacia un procesamiento automático que facilite su integración con datos multimodales complementarios. En la actualidad, existen diversas herramientas desarrolladas para este fin, no obstante, la mayoría de ellas son de código cerrado o demasiado básicas en términos de visualización y etiquetado de las señales. En este artículo se

presenta una interfaz gráfica simple e intuitiva, desarrollada en MATLAB y creada en primera instancia para el análisis de señales EEG y detección de eventos. Esta herramienta se ha evaluado con éxito en la detección de husos del sueño, facilitando el trabajo de los expertos y ofreciendo información complementaria como la representación topográfica y su correspondencia en el hipnograma.

Palabras Clave: interfaz, EEG, eventos, husos

1 INTRODUCCIÓN

Una gran variedad de nuevos métodos de procesamiento de señales ha surgido durante las últimas décadas [1].

Aunque dichos métodos posibilitan la extracción de información relevante, estos requieren de herramientas que permitan y faciliten su uso rutinario. En el ámbito de las señales de origen cerebral (i.e. las electroencefalográficas – EEG), el desarrollo de herramientas que automaticen el uso de dichas técnicas y la visualización interactiva de tales señales es requerido.

En la actualidad, existen diversas herramientas para este fin, tanto para su uso en el campo tanto clínico como de investigación. En el campo clínico, tales herramientas son en general de código cerrado lo que imposibilita su personalización y su adaptación a problemas concretos o la inclusión de nuevas técnicas de procesado de señal. En el campo de la investigación, por lo contrario, se han desarrollado durante los últimos años herramientas de código abierto para la colección y procesado de datos, no obstante, la mayoría de ellas son demasiado básicas en términos de visualización o etiquetado de las señales. Particularmente, existen múltiples paquetes de software académicos implementados en MATLAB para el procesamiento de este tipo de señales, e.g. Brainstorm [2], EEGLAB [1], FieldTrip [3], entre otros que permiten automatizar muchas técnicas de procesado, pero presentan una visualización e interacción limitada o curvas de aprendizaje bastante elevadas para su uso.

En este estudio se presenta una interfaz gráfica simple e intuitiva, creada principalmente para la visualización de señales EEG y eventos de interés a partir de datos sin procesar. Esta interfaz ha sido desarrollada en MATLAB y permite el análisis de las señales de forma dinámica y la obtención de información topográfica y frecuencial a fin de observar, delimitar y marcar eventos de interés en base a los criterios y métodos más recientes disponibles en la literatura. Si bien se busca que dicha herramienta pueda ser usada para la detección de diversos eventos como crisis epilépticas, espigas interictales, u oscilaciones de alta frecuencia (HFO), inicialmente es evaluada en la detección de husos del sueño (spindles).

2 METODOLOGÍA

Detección de husos del sueño

Los husos del sueño (*sleep spindles*) son unas oscilaciones cerebrales que se observan en algunas fases del sueño (fundamentalmente las fases no REM) y durante la anestesia [4]. Varios estudios han establecido que la generación de los husos del sueño depende de la interacción entre la región del tálamo y la corteza cerebral [4]. Sin embargo, a pesar de los numerosos estudios que los han analizado, los husos del sueño siguen planteando cuestiones sin resolver

sobre los mecanismos y las funciones cerebrales subyacentes.

Los husos del sueño fueron definidos por primera vez en 1968 por Rechtschaffen y Kales. Actualmente se usa como definición estándar la especificada en el manual de la Academia Americana de la medicina del sueño (*American Academy of Sleep Medicine*): "*Sleep spindle is a train of distinct waves with frequency 11-16 Hz (most commonly 12-14 Hz) with a duration ≥ 0.5 seconds, usually maximal in amplitude using central derivations*" [5].

Para detectar los husos del sueño, los expertos observan en las fases N2 y N3 del sueño una ráfaga que dura entre 0,5 y 2 segundos en las señales sin filtrar. En la señal filtrada de 11 a 16 Hz, ésta ráfaga aparece como un evento que se separa claramente del *baseline* y que se ve con mayor nitidez en los canales centrales. Los husos del sueño se originan en dos generadores cerebrales, uno frontal, más lento y de mayor amplitud y otro occipital, más rápido y de menor amplitud. Estas morfologías son fácilmente identificables en la señal topográfica, donde los lentos quedan proyectados con mayor amplitud en los canales frontales y los spindles lentos de generador occipital en los canales centrales del EEG.

Tradicionalmente, los registros de EEG durante el sueño son analizados visualmente por personal clínico experto. Este proceso requiere mucha dedicación y los resultados dependen de la interpretación personal del experto, por lo tanto, se obtiene una gran variabilidad. Para intentar reducirla, se hace necesaria la detección automática de los husos del sueño, y en los últimos años se han desarrollado varios algoritmos para la detección de los husos del sueño (para más información se pueden consultar algunos artículos de revisión bibliográfica como [4], [6]).

No obstante, muchos de los algoritmos automáticos suelen proporcionar falsos positivos. Por lo tanto, sigue siendo necesaria la revisión posterior por parte de los expertos. La interfaz de visualización de datos ha tenido en cuenta este aspecto y permite la visualización de los segmentos de señal previamente seleccionados por un detector automático.

Algoritmos para la detección de husos del sueño

Para la validación en la utilización práctica de la interfaz se implementó inicialmente un algoritmo de detección de husos de sueño ampliamente utilizado en la literatura por su sencillez [7].

Se trata de un algoritmo que tiene en cuenta un único canal de EEG, que se filtra paso-banda entre 12 y 15 Hz (el autor únicamente especifica las frecuencias de corte a -3dB , pero no el tipo de filtro utilizado). La señal filtrada se rectifica y se obtiene su valor medio. El umbral de detección de eventos de interés (EDI) se

fija en 8 veces la media, y los instantes de inicio de cada EDI se toman a en los puntos en los que se supera 2 veces esta misma media. El diagrama de flujo correspondiente se muestra en la Figura 1.

La principal utilidad de la interfaz desarrollada es facilitar la inspección y supervisión de la detección de eventos, y por ello se desea que el algoritmo de detección sea lo más acertado posible para reducir el trabajo manual. En general, los detectores automáticos obtienen un mayor número husos que los operadores humanos [8]. La inspección manual de los husos detectados por el algoritmo de Ferrarelli y colaboradores es demasiado selectiva, posiblemente ajustada para obtener cifras similares a la inspección visual manual, y en la señal EEG multicanal se aprecian a simple vista husos que no han sido seleccionados. Dado que para un operador humano es más sencillo y rápido descartar falsos positivos que marcar aquellos EDI que hayan pasados desapercibidos para el detector automático, se decidió aumentar la sensibilidad del detector modificando el umbral de detección. Sin embargo, los resultados obtenidos no fueron satisfactorios y finalmente se implementó un método basado en la obtención de la envolvente de la señal a través de la transformada de Hilbert [9].

Para aumentar ligeramente la sensibilidad del algoritmo, se utilizó un coeficiente de 2.5 en lugar de 3 para la desviación estándar de la envolvente (umbral de detección), y el inicio y final de evento se obtuvo con la mitad del umbral de detección. El diagrama de flujo correspondiente se muestra en la Figura 2. Como paso adicional a esta detección monocanal, se implementó una etapa adicional de combinación de eventos, de manera que se considera el mismo huso de sueño si aparecen EDI en dos

canales con un solapamiento mínimo del 20% de su duración.

Características de la herramienta propuesta

En este estudio se presenta el desarrollo de una interfaz de código abierto, simple e intuitiva, para la visualización de señales electroencefalográficas (EEG) y eventos de interés a partir de datos sin procesar. Es necesario destacar que, aunque en el presente trabajo se ha centrado en la descripción de la metodología seguida para la detección de los husos del sueño, dicha herramienta puede ser usada para la detección de diversos eventos en la señal de EEG como crisis epilépticas, espigas interictales, u oscilaciones de alta frecuencia (HFO). A continuación, se describen las principales características técnicas de la interfaz propuesta:

- Inicialmente se han importado datos en formato EDF, sin embargo, la interfaz ha sido diseñada para poder leer diferentes tipos de formato de datos ya que recibe las señales como una matriz de datos de MATLAB.
- La interfaz se adapta a un número variable de canales, y se puede seleccionar si mostrar o no mostrar el hipnograma. Cuando el hipnograma está visible, se superpone sobre el mismo una barra que indica el instante del registro que se observa en las ventanas inferiores.
- La interfaz permite al usuario seleccionar previamente el filtro que se aplicará en cada ventana de visualización, así como los canales a representar y los colores.

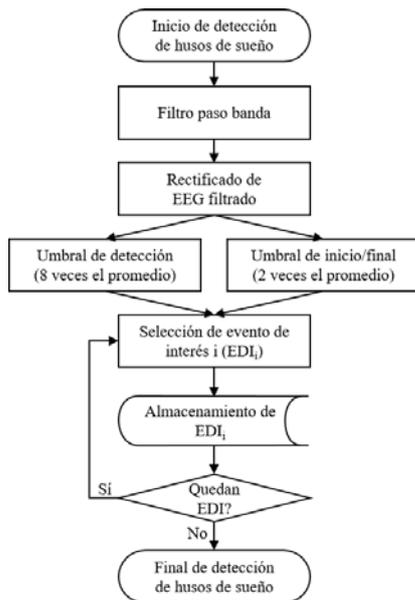


Figura 1: Diagrama de flujo del algoritmo de Ferrarelli y colaboradores [7].

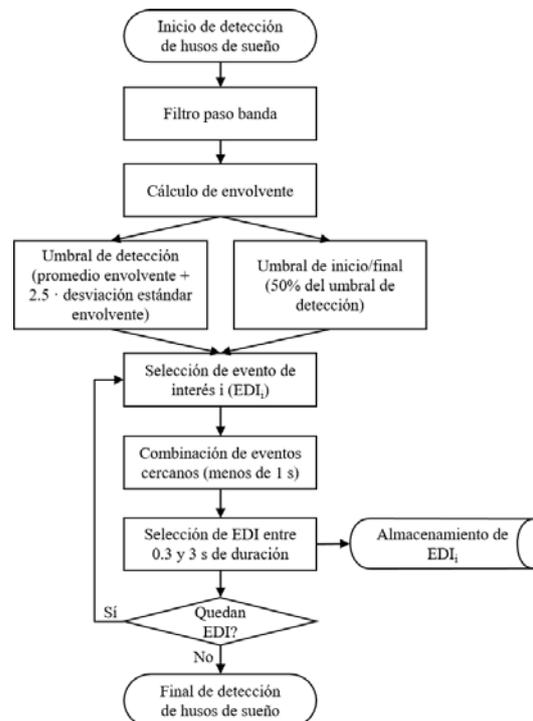


Figura 2: Diagrama de flujo del algoritmo finalmente implementado en la interfaz.

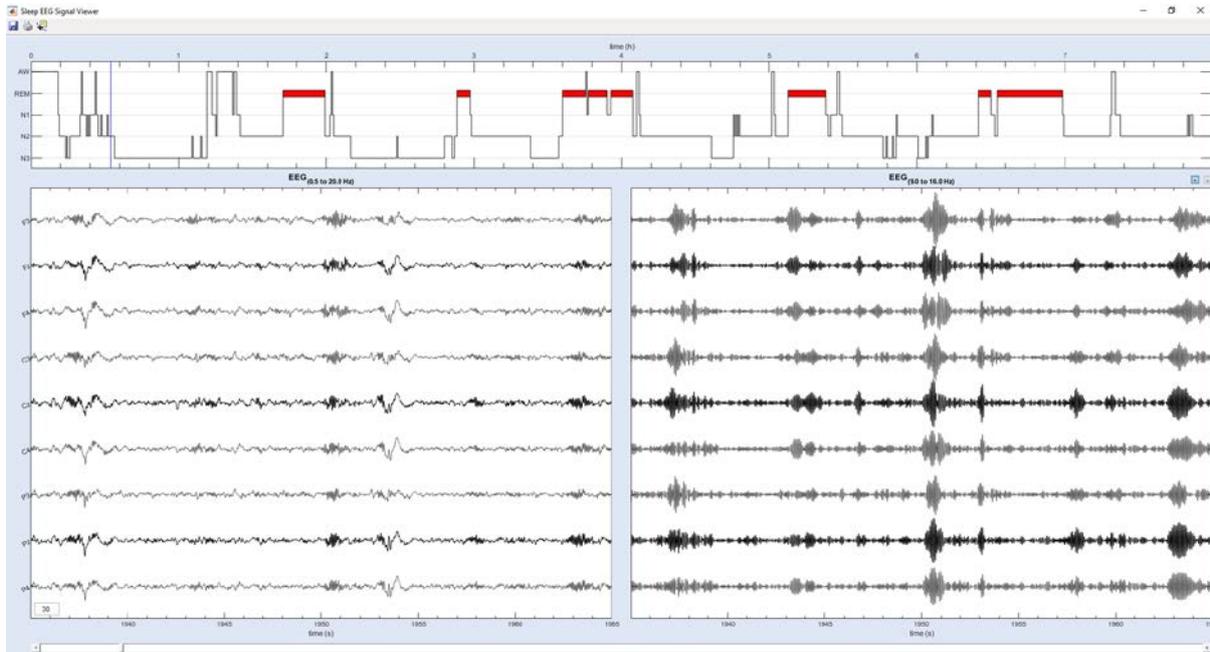


Figura 3: Aspecto general de la interfaz, que se muestra en la parte superior un hipnograma correspondiente a un registro de 8 h durante la noche. En la parte inferior se muestran 30 segundos de señal EEG: filtrada entre 0.5 y 20 Hz a la izquierda, y entre 9 y 16 Hz a la derecha. El usuario puede diseñar sus propios filtros y pasarlos como argumento a la interfaz, así como seleccionar los canales que desea mostrar (en este caso F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz, y P4, las localizaciones donde es más probable observar husos de sueño).

- Pueden añadirse y eliminarse eventos con el ratón de manera sencilla, mientras se navega por la señal con el teclado (desplazamiento temporal y zoom). Esto permite usar las 2 manos a la vez. El formato de guardado de los eventos es compatible con otras herramientas de código abierto como Brainstorm.
- Se ha implementado una función que únicamente dibuja los puntos del tramo de señal visible, diezmando si es necesario cuando el número de puntos es tan elevado que daría lugar a detalles que no se perciben en la pantalla. De esta manera se obtiene una mayor velocidad de refresco al desplazarse entre canales o al avanzar y retroceder en el tiempo.
- Se representa el mapa topográfico de cualquier evento o tramo de señal seleccionado.
- Para su validación en la detección de husos de sueño se ha implementado un detector que sirve de referencia para la verificación manual. Adicionalmente, si se dispone de marcas de eventos procedentes de análisis previos pueden cargarse en tiempo real al visualizar las señales.

3 RESULTADOS

El resultado de la implementación de las funcionalidades mencionadas anteriormente se muestra en las figuras. La Figura 3 muestra el aspecto por defecto de la interfaz cuando se dispone de hipnograma y varios canales de EEG. En la Figura 4 se muestra, además, un conjunto de eventos

previamente seleccionados y los mapas topográficos de dos de estos husos de sueño. En la Figura 5 se muestra el aspecto de la interfaz cuando no se desea utilizar el hipnograma, con un número de canales superior al máximo de canales visible especificado por el usuario, de manera que aparece automáticamente una barra de desplazamiento vertical. En este caso, el usuario no ha especificado una combinación de colores para los canales y se utiliza el mapa de colores por defecto de MATLAB.

Finalmente, en la Figura 6 se muestra las señales en un tramo de menor duración, 10 segundos según indica la cifra en la parte inferior izquierda, para poder observar mejor las oscilaciones de los husos de sueño.

4 CONCLUSIONES

La actividad cerebral espontánea que puede medirse en las señales electrofisiológicas es una información valiosa que puede ayudar a evaluar diferentes estados fisiológicos o patológicos. Sin embargo, la correcta identificación de eventos en las señales cerebrales multicanal es una tarea compleja que requiere del análisis visual de información desde diferentes modalidades.

En este estudio se presenta el desarrollo de una interfaz simple e intuitiva para visualizar señales multicanal cerebrales continuas. Esta herramienta ha sido diseñada para la detección de husos del sueño y

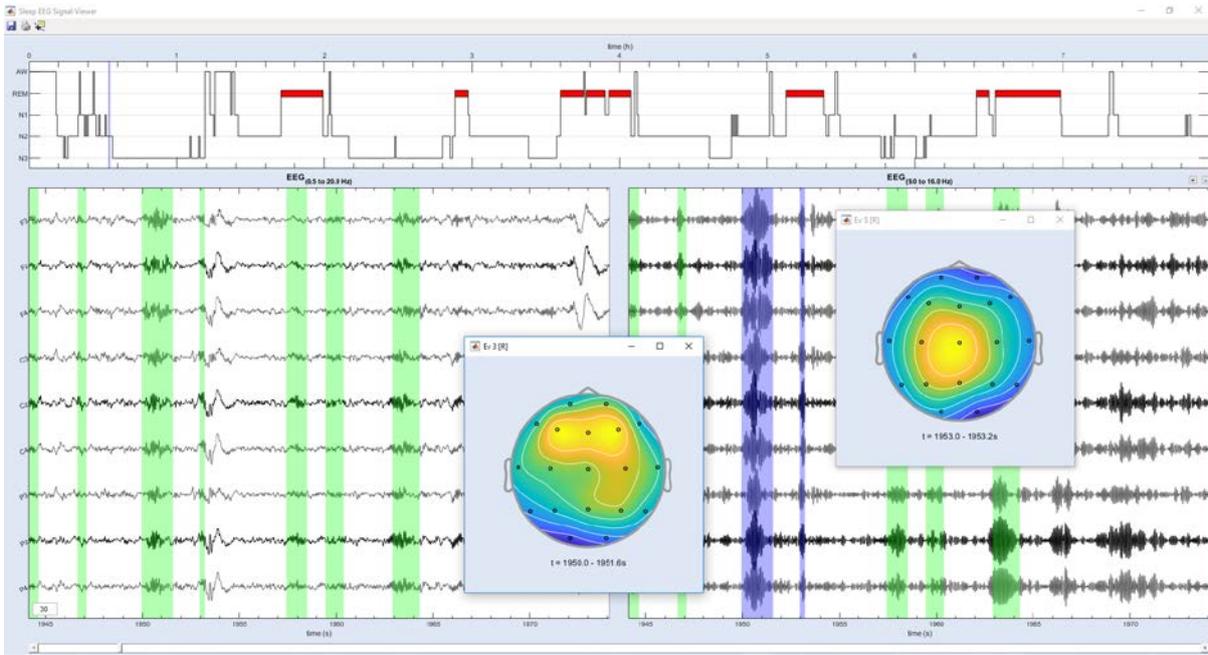


Figura 4: Eventos marcados (en verde) y seleccionados para mostrar su distribución topográfica (en azul). En este caso, uno de los husos muestra una localización frontal y el otro más centro-parietal, teniendo en cuenta la señal filtrada entre 9 y 16 Hz. Para dibujar el mapa topográfico se toman en cuenta todos los canales disponibles, no solamente los visibles en las gráficas temporales.

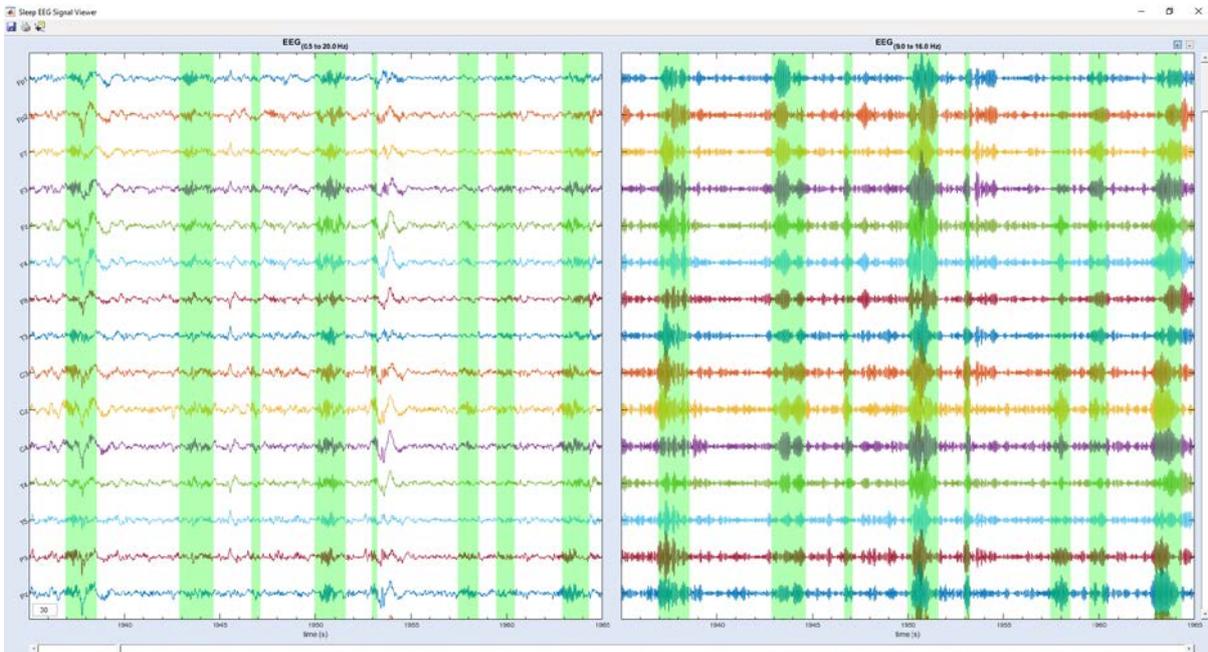


Figura 5: Visualización de 15 de los 19 canales del sistema internacional 10/20. En esta ocasión la interfaz no ha recibido los datos del hipnograma ni de los colores a utilizar para los canales, con lo cual únicamente aparecen las 2 ventanas con los colores por defecto de MATLAB. El número de canales a representar hace aparecer automáticamente una barra de desplazamiento vertical a la derecha.

permite el marcado sencillo de eventos de interés mediante la exploración simultánea de señales filtradas en dos bandas de interés, el hipnograma y la topografía. Además, la selección automática de eventos de interés facilita la exploración a los expertos. La preselección de eventos y la visualización simultánea facilitan el trabajo de

marcaje de eventos, una tarea que consume una gran cantidad de tiempo.

A pesar de que existen diversas herramientas computacionales para el análisis de datos neurológicos, ninguna de ellas incluye el entorno gráfico adecuado y simplificado para realizar esta tarea. En general, las herramientas que existen actualmente proveen al usuario de muchas

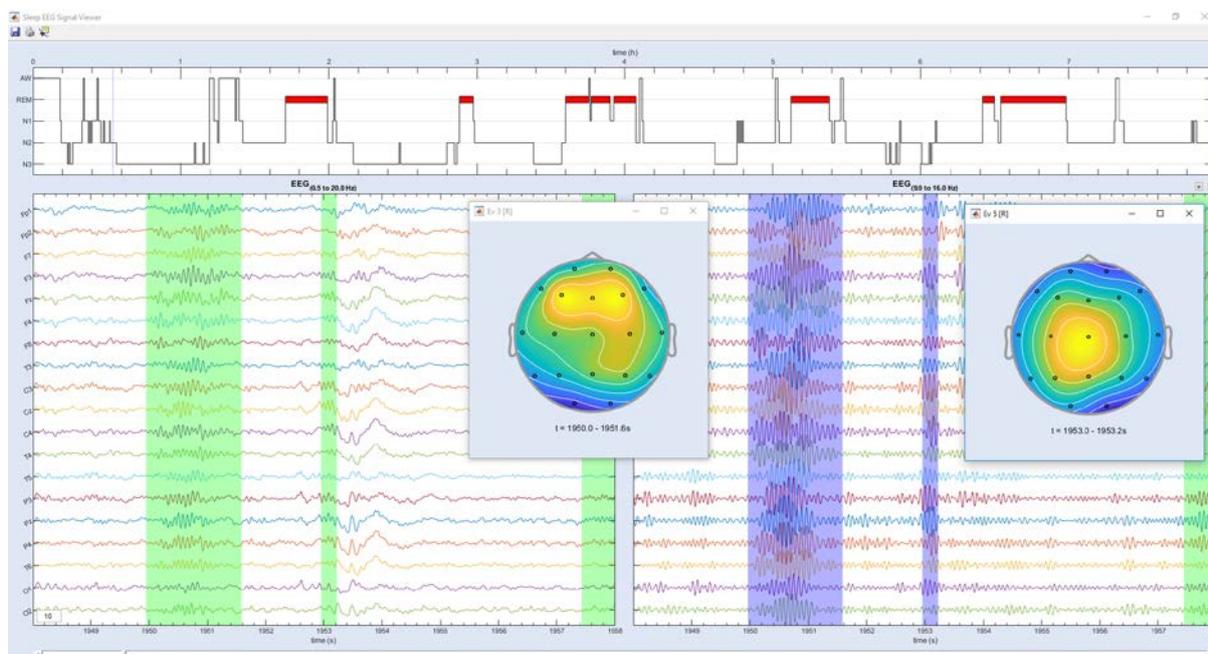


Figura 6: Visualización de los mismos husos de la Figura 4, esta vez usando los colores por defecto de MATLAB en un tramo de 10 segundos (especificado en la casilla inferior izquierda de la ventana) para poder observar claramente la naturaleza oscilatoria de estos eventos.

funcionalidades haciendo que la complejidad de uso sea muy elevada. Por ello este tipo de herramientas que permiten resolver una problemática concreta pueden ayudar a incrementar el conocimiento de una problemática en concreto.

La herramienta de visualización presentada está pensada como una interfaz modular para la detección de los husos del sueño. Sin embargo, se prevé que la herramienta pueda incorporar diferentes configuraciones para detectar otros eventos presentes en las señales de electroencefalografía como pueden ser complejos k, espigas interictales, oscilaciones de alta frecuencia o incluso artefactos. Cada evento presenta una morfología diferente en la señal y requiere de configuraciones específicas para ser detectado. Algunos de los módulos que se planean incluir son mapas de tiempo-frecuencia, localización de fuentes, mapas de conectividad y visualización de componentes independientes.

Agradecimientos

Este trabajo se ha desarrollado en el marco del proyecto DPI2017-83989-R del Ministerio de Economía, Industria y Competitividad de España.

Referencias

[1] Delorme, A., Mullen, T., Kothe, C., Acar, Z.A., Bigdely-Shamlo, N., Vankov, A., Makeig, S., (2011) "EEGLAB, SIFT, NFT, BCILAB, and ERICA: new tools for advanced EEG processing", *Comput. Intell. Neurosci.*, ID 130714.

[2] Tadel, F., Baillet, S., Mosher, J.C., Pantazis, D., Leahy, R.M., (2011) "Brainstorm: a user-friendly application for MEG/EEG analysis", *Comput. Intell. Neurosci.*, ID 879716.

[3] Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., Schoffelen, J.M., (2011) "FieldTrip: Open Source Software for Advanced Analysis of MEG, EEG, and Invasive Electrophysiological Data", *Comput. Intell. Neurosci.*, ID 156869

[4] Coppieters't Wallant, D., Maquet, P., & Phillips, C., (2016) "Sleep spindles as an electrographic element: description and automatic detection methods", *Neural plasticity*, ID 6783812.

[5] Berry, R. B., Brooks, R., Gamaldo, C. E., Harding, S. M., Marcus, C. L., Vaughn, B.V., (2012) "The AASM manual for the scoring of sleep and associated events", Rules, Terminology and Technical Specifications, American Academy of Sleep Medicine, Darien, Illinois.

[6] Warby, S. C., Wendt, S. L., Welinder, P., Munk, E. G. S., Carrillo, O., Sorensen, H. B. D., Jennum, P., Peppard, P. E., Perona, P., Mignot, E., (2014). Sleep-spindle detection: crowdsourcing and evaluating performance of experts, non-experts and automated methods. *Nat.Methods* 11, 385–392.

[7] Ferrarelli, F., Huber, R., Peterson, M. J., Massimini, M., Murphy, M., Riedner, B. A., Tononi, G., (2007) "Reduced sleep spindle activity in schizophrenia patients", *American Journal of Psychiatry*, pp. 483-492.

[8] Bódizcs, R., Körmendi, J., Rigó, P., Lázár, A. S., (2009) "The individual adjustment method of sleep spindle analysis: Methodological improvements and roots in the fingerprint paradigm", *Journal of Neuroscience Methods*, pp. 205-213.

[9] Cox, R., Shapiro, A.C., Manoach, D.S., Stickgold, R., (2017) "Individual differences in frequency and topography of slow and fast sleep spindles", *Frontiers in Human Neuroscience*, ID 00433.

CONTROL DE UN TECLADO VIRTUAL POR UN PACIENTE DE ELA MEDIANTE EL USO DE DOS TECNOLOGÍAS: EYETRACKER Y SISTEMA BCI

Ricardo Ron-Angevin

Dpto. Tecnología Electrónica, ETSI Telecomunicación, Universidad de Málaga, rron@uma.es

Liliana García, Véronique Lespinet-Najib, Jean Marc André
IMS UMR 5218, CIH, ENSC-BordeauxINP, Burdeos (Francia)

Resumen

Pacientes que sufren de Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) pueden llegar a sufrir lo que se conoce como síndrome de enclaustramiento (Locked-in-syndrome, LIS), caracterizado, en su modalidad clásica, por la imposibilidad de realizar cualquier movimiento salvo parpadear y mover los ojos. Para estos pacientes, la tecnología asistida disponible es muy limitada, siendo aquellas basadas en el eyetracker (seguimiento de ojos) y en el BCI las más apropiadas. Varios estudios han tratado de comparar ambas tecnologías. En el caso de controlar un sistema de comunicación, estos concluyen que un eyetracker es más ventajoso. Precisamente, el objetivo del estudio que se propone en esta contribución es demostrar que el uso de la tecnología puede depender de las preferencias de cada usuario. Para ello se lleva a cabo un estudio comparativo entre el uso de un eyetracker (Tobii modelo C15) y una Interfaz Cerebro-Computadora basado en la detección del potencial P300 para controlar un teclado virtual. Dicho estudio se realiza sobre un paciente con ELA. El estudio de las prestaciones de ambos sistemas en términos de error y tiempo, además de la carga de trabajo y de otras medidas subjetivas, nos permitirán determinar la usabilidad de ambos sistemas y obtener resultados sobre dicha comparativa.

Palabras Clave: Sistema BCI, Eyetracker, ALS, Speller.

1 INTRODUCCIÓN

Existen numerosos trastornos neurológicos que tienen como consecuencia importantes deficiencias en las funciones motoras de aquellas personas que sufren estas enfermedades. Personas afectadas de Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA), distrofia muscular, parálisis cerebral, lesiones agudas en la

médula espinal y otras numerosas enfermedades neurológicas pueden presentar grandes discapacidades. En algunos casos, las deficiencias motoras pueden llegar a ser realmente severas, hasta el extremo de producir la pérdida total del control de los músculos responsables de los movimientos voluntarios del cuerpo, incluido los movimientos de los ojos y de la propia respiración. En algunos casos, estos pacientes pueden llegar a lo que se conoce como el estado de *locked-in síndrome* (LIS) es decir, encerrado en ellos mismos.

Si existe cierta tecnología que permite controlar un sistema de comunicación para pacientes que aún tienen cierto control muscular, para pacientes en estado de LIS, dicha tecnología es muy limitada. Probablemente, las tecnologías basadas en eyetracking, electrooculografía (EOG) o interfaces cerebro-computadora (sistemas BCI) sean las únicas alternativas viables para estos pacientes [5]. Puesto que tanto el eyetracking como la electrooculografía se basan en el movimiento del ojo, hay que resaltar que ambas técnicas requieren cierto control ocular por parte del paciente.

Conviene indicar que, de estas tecnologías, la basada en eyetracking es, en la actualidad, una de las más avanzadas y usadas de cara a proveer un sistema de comunicación para pacientes en estado de LIS y, muy especialmente, para pacientes de ELA. Un estudio reciente trata de explorar la efectividad en la comunicación así como las variables que pudiesen afectar a la utilización de un sistema de eyetracker para pacientes de ELA [11]. La conclusión más relevantes de dicho estudio es que la principal limitación del eyetracker está en que sólo es viable para personas que tienen un buen control oculomotor. Para pacientes con disfunción oculomotora, el uso de un eyetracker puede resultar muy molesto o, incluso imposible.

Otro estudio trata de comparar tres tecnologías distintas para proporcionar una comunicación binaria: eyetracking, electrooculografía (EOG) y un BCI auditivo. Las pruebas se hicieron sobre un paciente de ELA con control oculomotor residual,

teniendo bastante dificultad en usar las 3 tecnologías, siendo la EOG la más favorable.

Además del BCI auditivo, otros sistemas BCI orientados a los sistemas de comunicación son aquellos que hacen uso del potencial visual P300, y que se basan en el *P300 speller* propuesto por Farwell y Donchin [2] y que ha sido estudiado y referenciado en numerosas ocasiones [1, 6, 7, 10]. Recientemente, un estudio trata de comparar dicho *P300 speller* y un eyetracker, para controlar una aplicación de acceso a Internet [9]. Según los resultados obtenidos sobre un total de 12 pacientes, se concluye que el eyetracker presenta más ventajas como tecnología para controlar un sistema de comunicación. Los participantes concluyeron además que el uso del eyetracker les resultó menos cansino, siendo el BCI una tecnología que requería más esfuerzo y más tiempo para llevar a cabo la misma tarea.

El objetivo del trabajo que aquí se presenta es el de mostrar que la elección de una tecnología puede depender de las preferencias del sujeto. En este sentido, la usabilidad de estas dos tecnologías [4, 8], el eyetracker y un *P300 speller* visual, será evaluada.

2 MÉTODOLÓGÍA

2.1 PARTICIPANTES

Un sujeto, de nacionalidad francesa, de 57 años de edad, y diagnosticado con Esclerosis Lateral Amiotrófica en 2010, participó en el estudio. El paciente no tenía experiencia previa en el manejo de ninguno de los dos dispositivos: el eyetracker y el BCI. Podía mover sus ojos y presentaba gran dificultad para comunicarse a través de la voz. El experimento fue aprobado por el Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga y cumplió los criterios de la Declaración de Helsinki. El participante dio su consentimiento por escrito a través de un protocolo revisado por el equipo Cognitivo de la ENSC-IMS de la Universidad de Burdeos (Francia). El experimento fue llevado a cabo en el hospital CHU (Centre Hospitalier Universitaire) de Burdeos.

2.2 PROCEDIMIENTO

El estudio se realizó en un solo día, en el que el participante testeó la aplicación controlada por el BCI (sesión 1) y por el eyetracker (sesión 2). Durante el experimento el paciente se encontraba sentado en su silla de ruedas a una distancia aproximada de 60 cm en frente de la pantalla. Antes del comienzo de la

sesión, al paciente se le dio instrucciones relacionadas con el procedimiento y la tecnología a usar (BCI o eyetracker) de manera verbal.

Puesto que el objetivo del estudio era comparar la usabilidad del eyetracker y del BCI al llevar a cabo una tarea de comunicación, el tamaño de la matriz de letras (*speller*) fue el mismo en ambos casos. Concretamente, se usó el *speller* basado en el clásico propuesto por Farwell y Donchin [2], que consistía en una matriz de 6 x 6 elementos (36 símbolos alfanuméricos entre letras y números) ordenados en forma de filas y columnas (ver figura 1). El tamaño de la matriz fue de 14.69 cm siendo el tamaño de los símbolos de 1.17 cm y la distancia entre estos de 1.53 cm.

A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X
Y	Z	1	2	3	4
5	6	7	8	9	0
CHA					

Figura 1. Esquema representando el clásico Speller de Farwell y Donchin

Cada sesión consistía en una fase de calibración y una de evaluación. El propósito de la fase de calibración era el de adaptar la tecnología a usar al usuario. Una vez finalizada la fase de calibración, el sujeto participaba en la fase de evaluación que consistía en escribir la frase en francés “il fait beau” (es decir, “hace bueno”, refiriéndose al tiempo). Al participante se le permitía corregir cada error una sola vez. Después de la tarea de escritura, se le pedía completar un test visual (*Visual Analogue Scale*, VAS) de: cansancio, dificultad, estrés, dificultad en percibir los símbolos, y un test NASA-TLX [3] para evaluar la carga cognitiva.

Al final de la segunda sesión, al sujeto se le pidió expresar sus preferencias entre las dos tecnologías usadas. Para ello, un cuestionario comparativo permitía evaluar 6 parámetros: favorito, complejo, confortable, estresante, controlable y cansino.

2.3 MATERIAL Y TAREAS

Interfaz Cerebro-Computadora. Las señales EEG fueran registradas a través de 8 canales unipolares en las posiciones: P3, P4, PO8, Fz, Cz, Pz, PO7 y Oz, de acuerdo con el sistema internacional 10/20. El electrodo de referencia se situó en la posición FPz y la tierra en el lóbulo de la oreja izquierda. La señal fue amplificada por un amplificador de 16 canales (g.BSamp de Guger Technologies) y digitalizadas a 256 Hz por una tarjeta de adquisición NI USB-6210 (National Instruments). La adquisición y el procesado de las señales EEG fueron llevados a cabo a través de la plataforma BCI2000.

Durante la fase de calibración, cada fila y columna “flasheaba” aleatoriamente un total de 10 veces. Es decir, cada símbolo era finalmente “flasheado” 20 veces. La duración de cada flash era de 125 ms, siendo el intervalo entre dos flashes de otros 125 ms (*Inter-Stimulus Interval, ISI*). Se estableció una pausa de 6 s para cada ciclo de flashes. La calibración consistió en deletrear las palabras “lune”, “feux” y “kilo” además del número “2015”.

Una vez finalizada la fase de calibración, se llevaba a cabo el procesado de las señales para obtener los pesos del clasificador que permita detectar los potenciales P300 on-line. Una vez finalizado el procesado, daba comienzo la fase de evaluación (ver figura 2), habiéndose escogido el número de flashes necesario como el mínimo que necesitó el sujeto para alcanzar el 100% de éxito durante la fase de calibración.



Figura 2: El participante durante la fase de evaluación del sistema BCI

Eyetracker. El experimento fue llevado a cabo usando el sistema TobiiC15 (Tobii Technology) [12]. La matriz de símbolos fue configurada para ser idéntica a la usada con el sistema BCI. En este caso,

la fase de calibración consistía en el seguimiento ocular de 9 objetivos localizados en distintas posiciones de la pantalla. Por lo general, el tiempo requerido para esta calibración debería ser bastante reducido. La fase de evaluación daría comienzo únicamente cuando el operador diese por aceptable los resultados en la fase de calibración. Durante la fase de evaluación (ver figura 3), el participante podía seleccionar un símbolo tras dirigir la mirada hacia éste durante un tiempo de 1.6s.



Figura 3: El participante durante la fase de evaluación mediante el sistema de comunicación TobiiC15

2.3 MEDIDAS OBJETIVAS Y SUBJETIVAS

Para comparar las prestaciones del sistema BCI y del eyetracker, se consideraron diferentes medidas objetivas: el tiempo requerido en la fase de calibración, el tiempo requerido en la fase de evaluación, la frase finalmente escrita y el número de errores.

En cuanto a las medidas subjetivas, se analizó los resultados del test NASA-TLX para cada experimento con el fin de evaluar la carga de trabajo. También se analizaron los diferentes valores correspondientes al test visual VAS, así como los cuestionarios comparativos entre los dos sistemas. Todo ello, permitiría obtener una valoración global sobre la usabilidad de cada tecnología.

3 RESULTADOS

3.1 MEDIDAS OBJETIVAS

Las distintas medidas objetivas obtenidas para cada tecnología son mostradas en la tabla 1.

Tabla 1: Medidas objetivas obtenidas mediante los sistemas BCI y Tobii.

	BCI	Tobii
Tiempo para la fase de calibración	8 min	5 min
Tiempo para la fase de evaluación	7 min 34 s	7 min 47 s
Frase escrita	IL FAIT BEA7L	IL LFAI7_BEAP65
Número de errores	3	7

Hay que indicar que el paciente tuvo gran dificultad para fijar la mirada en las distintas localizaciones que exigía el proceso de calibración del Tobii, por lo que la calibración resultó fallida en numerosas ocasiones. Finalmente, ésta fue llevada a cabo considerando exclusivamente el ojo derecho del paciente.

En cuanto al sistema BCI, el participante necesitó de 7 (de un total de 10) flashes (entendiendo por un flash la intensificación de una fila y una columna) para obtener un 100% de éxito en la clasificación durante el proceso de calibración. Finalmente se configuró a 8 el número de flashes necesarios para seleccionar un símbolo durante el proceso de evaluación.

3.2 MEDIDAS SUBJETIVAS

Para cada tecnología, la carga de trabajo total (NASA-TLX, puntuación global entre 0 y 100) y las contribuciones de cada dimensión a dicha carga de trabajo (exigencia mental, física y temporal, prestaciones, esfuerzo y frustración; entre 0 y 33.3) son mostradas en las figura 4 y 5 respectivamente.

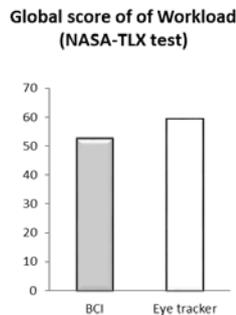


Figura 4: Carga de trabajo total para cada tecnología

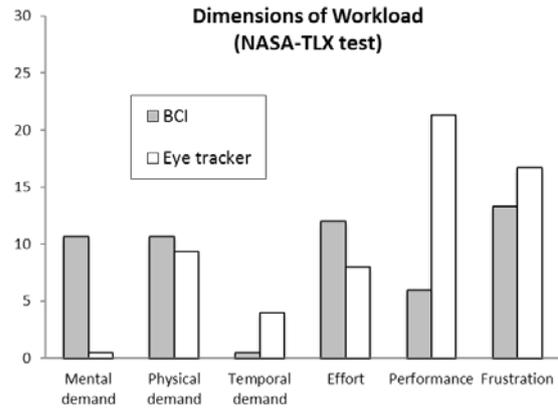


Figura 5: Contribución de cada dimensión a la carga de trabajo para cada tecnología

Los valores obtenidos para las diferentes escalas visuales (*Visual Analogue Scale, VAS*) y para cada tecnología se muestran en la figura 6.

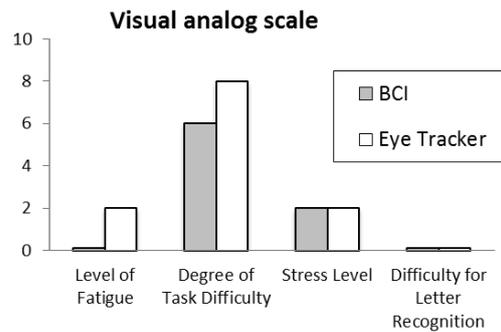


Figura 6: VAS obtenidos para cada tecnología

Finalmente, los resultados obtenidos en el cuestionario comparativo son mostrados en la tabla 2.

Tabla 2: Resultados comparativos entre los sistemas BCI y Tobii.

	BCI	Tobii
Valoración positiva	El más controlable El más confortable El favorito	
Valoración negativa	El más estresante	El menos complejo El más cansino

4 DISCUSIONES Y CONCLUSIONES

Durante la fase de calibración, el paciente, no solo tuvo mucha dificultad en seguir con los ojos los distintos objetivos durante la fase de calibración del eyetracker, sino que además tuvo muchas dificultades en mantener los ojos abiertos. Finalmente, la calibración se llevó a cabo con el ojo derecho y ni así, el sujeto logró una buena calibración. Este largo tiempo requerido en la fase de calibración del Tobii ha podido influir negativamente en la fatiga y en la usabilidad de este sistema. Se observa que el tiempo requerido en la fase de evaluación es similar para los dos sistemas sin embargo, el número de errores es bastante mayor para el Tobii. En definitiva, los resultados objetivos muestran que con el sistema BCI se obtienen mejores prestaciones.

En cuanto a las medidas subjetivas, la carga de trabajo requerida para el sistema BCI es ligeramente inferior a la exigida por el eyetracker. La exigencia mental y el esfuerzo requerido fueron dimensiones más altas en el sistema BCI en comparación con el eyetracker. Una causa de esto puede ser el elevado tiempo necesario para seleccionar un símbolo con el sistema BCI (24 s). Sin embargo, el sistema BCI ha requerido menos exigencia temporal, contribuyendo al desarrollo de la tarea y a una menor frustración, teniendo además un efecto positivo en las prestaciones.

En relación a las distintas cuestiones comparativas entre las dos tecnologías (VAS), el sistema BCI no supuso fatiga alguna. Aunque el grado de dificultad en la tarea fue inferior para el sistema BCI, hay que mencionar que los valores obtenidos fueron importantes para las dos tecnologías evaluadas (6 para el BCI y 8 para el Tobii). Ninguno de los sistemas fue considerado como estresante ni supuso dificultad para reconocer los distintos símbolos.

Los datos obtenidos muestran, para este paciente, una cierta ventaja en el uso del sistema BCI en comparación con el Tobii, opinión que fue trasladada por él mismo.

Aunque resultados recientes concluyen que, para tareas de comunicación, un sistema basado en eyetracker presenta más ventajas que un sistema BCI basado en el P300, los resultados presentados en este trabajo nos permiten concluir que la tecnología BCI no debe ser descartada como solución alternativa para aquellos pacientes que presentan cierta dificultad, no solo para controlar el movimiento de sus ojos, pero también en el manejo de un eyetracker. Aunque los resultados han sido obtenidos sobre un único paciente, estos muestran que la tecnología siempre debe ser testeada y adaptada a cada usuario,

no debiendo establecerse una tecnología específica como la más apropiada sin antes ser probada por la persona.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad y por los fondos Europeos FEDER a través del proyecto LICOM (DPI2015-67064-R(MINECO/FEDER)), y la Universidad de Málaga Campus de Excelencia Internacional Andalucía Tech.

Referencias

- [1] Bianchi, L., Sami, S., Hillebrand, A., Fawcett, I., Quitadamo, L., Seri, S.: Which physiological components are more suitable for visual ERP based brain-computer interface? A preliminary MEG/EEG study. *Brain Topography*, 23(2), pp.180–185, (2010).
- [2] Farwell L.A. and Donchin E., “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related potentials,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 6, pp. 510–523, 1988.
- [3] Hart, S.G., Staveland, L.E.: Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research. *Advances in psychology*, 52, pp; 139-183 (1988).
- [4] ISO 9241-11. Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) – Part 11: Guidance on usability (1998).
- [5] Käthner, I., Kübler, A., & Halder, S. Comparison of eye tracking, electrooculography and an auditory brain-computer interface for binary communication: a case study with a participant in the locked-in state. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12(1), 76 pp. 1-11 (2015).
- [6] Kleih, S., Nijboer, F., Halder, S., Kübler, A. Motivation modulates the P300 amplitude during brain-computer interface use. *Clinical Neurophysiology*, 121(7), pp.1023 – 1031, (2010).
- [7] Krusienski, D. J., Sellers, E. W., McFarland, D. J., Vaughan, T. M., & Wolpaw, J. R.

- Toward enhanced P300 speller performance. *Journal of neuroscience methods*, 167(1), pp. 15-21 (2008).
- [8] Nielsen, J.: What is Usability? In 'Usability Engineering', Cambridge, MA: Academic Press, pp. 23-48 (1993).
- [9] Pasqualotto, E., Matuz, T., Federici, S., Ruf, C. A., Bartl, M., Belardinelli, M. O., ... & Halder, S. Usability and workload of access technology for people with severe motor impairment a comparison of brain-computer interfacing and eye tracking. *Neurorehabilitation and neural repair*, 29 (10) pp. 950-957(2015).
- [10] Sellers, E.W., Krusienski, D. J., McFarland, D. J., Vaughan, T. M., Wolpaw, J. R.: A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): The effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. *Biological Psychology*, 73(3), pp. 242 – 252 (2006).
- [11] Spataro, R., Ciriaco, M., Manno, C., & La Bella, V. The eye-tracking computer device for communication in amyotrophic lateral sclerosis. *Acta Neurologica Scandinavica*, 130(1), pp. 40-45 (2014).
- [12] Tobii ATI – Tobii C15 Augmentative and Alternative Communication Device, <http://www.tobii.com/assistive-technology/northamerica/products/hardware/tobii-C15/>; May 2012.