



Dispositivo para medir movimiento tridimensional del brazo

Device to assess tridimensional movement of the arm

María Jesús Cárdenas Montes¹, alumna de 4° año.
María Rodríguez Fernández¹, profesora asistente.
Antonio Eblen¹, profesor.

¹Instituto de Ingeniería Biológica y Médica, Escuela de Ingeniería, Escuela de Medicina, Facultad de Ciencias Biológicas, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago.

*Autor para correspondencia: marodriguezf@uc.cl

María Jesús Cárdenas Montes¹, 4th year student.
María Rodríguez Fernández¹, assistant professor.
Antonio Eblen¹, professor.

¹Institute of Biological and Medical Engineering, School of Engineering, School of Medicine, College of Biological Sciences, Pontificia Universidad Católica de Chile

*Corresponding author: marodriguezf@uc.cl

RESUMEN

La coordinación **NEUROMUSCULAR**, específicamente la del miembro superior humano, es frecuentemente afectada por muchas enfermedades, medicamentos y estados psicológicos, haciendo importante su evaluación. Actualmente, los dispositivos clínicos utilizados para medir movimientos del brazo lo hacen en forma bidimensional, a pesar del hecho que este puede moverse en múltiples dimensiones. Estos dispositivos son utilizados para detectar, evaluar y cuantificar alteraciones de la coordinación neuromuscular presentes en patologías como la enfermedad de Parkinson, de Huntington o debido a eventos vasculares encefálicos. La inclusión de un mayor número de dimensiones a la evaluación del movimiento incrementaría la sensibilidad y especificidad de la evaluación al acercarse al desempeño real. Por ello, se creó un dispositivo que mide movimientos del brazo en tres dimensiones espaciales en el tiempo. El aparato consiste en 5 pilares, uno en el centro y los otros equidistantes a este y un estilete sensor. Se analizó el movimiento del miembro superior al realizar una trayectoria, con el estilete, desde el pilar central ida y vuelta a cada uno de los pilares esquina en sentido antihorario. Se hizo el estudio con dos pacientes. El tiempo de registro fue de 2 minutos correspondientes a 1.730 puntos de trayectoria. El análisis de las trayectorias incluyó los valores de tendencia central y dispersión. Se detectaron diferencias gráficas y analíticas en las trayectorias de ida y vuelta como **HISTÉRESIS** del movimiento. Se determinó el error promedio a los puntos de referencia de cada pilar y las diferencias en el desempeño izquierda/derecha. Concluyendo, el dispositivo y el protocolo de análisis son una herramienta útil en la evaluación de la coordinación neuromuscular del miembro superior. Se propone recopilar más datos en pacientes para determinar los valores de referencia e intervalos de confianza para grupos etarios y género para su posterior aplicación diagnóstica.

Palabras clave: coordinación neuromuscular, miembro superior, cinemática, trastornos motores.

ABSTRACT

Disease, drug use and psychological states frequently affect **NEUROMUSCULAR** coordination, and specifically that of the human upper limb. Thus, its correct assessment is important. Current clinical devices, used to measure arm movement, only analyze it in two dimensions, ignoring the fact that the upper limb has a large range of motion and in more dimensions. These devices are used to detect, assess and quantify alterations in neuromuscular coordination present in conditions such as Parkinson's disease, Huntington's disease or stroke. The inclusion of multiple dimensions to these analyses could increase the sensitivity and specificity of the clinical evaluation because it will better probe the real motion range of the arm. Therefore, we created a device that measures arm movement in three spatial dimensions through time. The device comprises 5 pillars, arranged with 4 pillars in the vertices of square equidistant from a center pillar, and a probing stylet. Upper limb movement was measured with the stylet when following trajectory from the center pillar to each of the corner pillars in an anticlockwise motion. This study was performed on two patients with a record time of two minutes, corresponding to 1,730 trajectory points. Trajectory analysis included the central value tendency and dispersion. Graphic and analytic differences were detected in the back and forth trajectories as movement **HYSTERESIS**. The average error was determined in relation to the reference points for each pillar and the differences between left/right performances. In conclusion, the device and the analysis protocol are a useful tool for the evaluation of neuromuscular coordination of the upper limb. Prior to using this device in diagnostics, further data should be acquired in patients to determine proper reference values and intervals of confidence for each age range and gender.

Key words: neuromuscular coordination, upper limb, kinematics, motor disorders.

1. INTRODUCCIÓN

Los trastornos motores, en sus diversas modalidades, están frecuentemente presentes en la población general (Vasli, Böhm, et al, 2012) incrementando su incidencia y prevalencia con la edad de las personas. Enfermedades como hipertensión arterial, eventos hemorrágicos y/o isquémicos encefálicos, diabetes, enfermedades neurodegenerativas como Parkinson (Jankovic, 2008), Alzheimer, demencias, esclerosis múltiple, esclerosis lateral amiotrófica, atrofias

1. INTRODUCTION

Different motor disorders are present in the general population (Vasli, Böhm, et al, 2012) and their prevalence increase as people age. Diseases like hypertension, ischemic and/or hemorrhagic encephalic events, diabetes, neurodegenerative conditions like Parkinson's disease (Jankovic, 2008), Alzheimer's disease, dementia, multiple sclerosis, amyotrophic lateral sclerosis, muscular atrophies, and acute trauma (Klamroth-Marganska, Blanco, et al,

musculares, así como los traumatismos agudos (Klamroth-Marganska, Blanco, et al, 2014) y sus consecuencias son una lista no exhaustiva de ejemplos frecuentes de alteraciones en la coordinación neuromuscular. A éstas es necesario añadir el efecto de drogas terapéuticas o recreacionales con directa incidencia sobre la motricidad. Actualmente, la forma de evaluar a pacientes con trastornos motores es inicialmente en forma clínica y luego, dependiendo de la impresión diagnóstica, mediante estudios de imagen, como resonancia magnética, tomografía computarizada. Después, estudios electrofisiológicos como electroencefalografía y electromiografía, además de estudios de laboratorio clínico. Este obligatorio conjunto de evaluaciones se caracteriza por el alto costo y tiempo necesario para su realización.

A pesar de la alta potencia diagnóstica en conjunto, la evaluación motora aún es deficitaria en la cuantificación y diferenciación en la afectación de los componentes de la acción motora como es el caso de la precisión, variabilidad de trayectoria motora, incremento o reducción de los grados de libertad articular, temblor, velocidad de ejecución, complejidad/fractalidad de la trayectoria motora, lateralización motora, por solo mencionar algunos parámetros. Dado el costo y número de estudios previos por los cuales pasa el paciente, un estudio adicional ideal debería aportar de manera rápida, fácil, no invasiva y de bajo costo la información relevante. Debido a que las herramientas diagnósticas necesarias no siempre están disponibles, ésta información está ausente en la gran mayoría de los casos, tanto en países del tercer mundo como en los países desarrollados.

Muy escasos centros médicos, neurológicos, traumatológicos y de kinesiología en el mundo disponen de dispositivos de cuantificación de la coordinación neuromuscular. El dispositivo comercialmente disponible para dicha evaluación es de alto costo y permite una evaluación del movimiento del miembro superior sólo en 2 dimensiones (plano horizontal) y en el tiempo (Reinkensmeyer, Kahn, et al, 2014). Esto es una limitante para un buen **DIAGNÓSTICO** ya que los movimientos del brazo no ocurren solo en el plano horizontal lo que excluye muchos grados de libertad (Diedrichsen, Shadmehr, & Ivry, 2010). Por lo tanto, anula la capacidad de detectar alteraciones en esos otros de movimiento. Además, se ha estudiado que en rehabilitación con realidad virtual en 3D los resultados son mejores en comparación con 2D debido a que los movimientos son similares a la realidad (Levin, Weiss, & Keshner, 2015). Una aplicación importante, además del uso diagnóstico del dispositivo, es la posibilidad de realizar un seguimiento de pacientes posterior a lesiones, traumatismos, respuesta a medicación, para observar de manera gráfica y objetiva la evolución de los pacientes.

En el laboratorio de Fisiología Cuantitativa del Instituto de Ingeniería Biológica y Médica se diseñó un dispositivo del tipo brazo sensor movido por el paciente y que permite registrar los tres ejes espaciales del movimiento del

2014) and its consequences are a non comprehensive list of frequent examples neuromuscular coordination alterations. Furthermore, therapeutic and recreational drugs can also have a direct influence on motor control. Currently, patients with motor disorders are evaluated with an initial clinical approach, followed by imaging studies, such as magnetic resonance or computed tomography, depending on the diagnostic impression. Later, electrophysiological studies, such as electroencephalography or electromyography, and laboratory analyses are performed. Conducting this mandatory set of tests is expensive and time consuming.

Although this battery of analysis has a combined high diagnostic potential, motor evaluation is still deficient in quantifying and differentiating the alterations of the different components involved. Correct assessment of precision, motor trajectory variability, changes in articular degrees of freedom, tremor, velocity of execution, complexity/fractality, and motor lateralization are some examples of parameters that are hard to measure. Considering the cost and the amount of analyses the patient has to go through, an additional study should, ideally, contribute with the relevant missing information in an easy, quick, low-cost and non-invasive way. Considering that the necessary diagnostic tools are not always available, the relevant information in these cases is absent both in third world countries and in developed economies.

Only a handful of medical centers have available devices for quantification of neuromuscular coordination. The commercially available alternative is expensive and only analyses the movement of the upper limb in 2 dimensions (horizontal plane) and time (Reinkensmeyer, Kahn, et al, 2014). This is a limiting factor for a proper **DIAGNOSTIC**, because the real movement of the arm does not occur exclusively in the horizontal plane, thus excluding many degrees of freedom from the test (Diedrichsen, Shadmehr, & Ivry, 2010). Thus, negating the capacity to detect alterations outside this motion range. Moreover, rehabilitation studies using virtual reality in 3D show better results when compared to 2D, because the movements are similar to reality (Levin, Weiss, & Keshner, 2015). Apart from the diagnostic use of our device, another important application would be the possibility to provide clinical follow-up to patients that suffer injury, trauma or to assess their response to medication in a way that provides objective and graphic information of their evolution through therapy.

The Laboratory of Quantitative Physiology of the Institute of Biological and Medical Engineering designed a sensor-arm type of device that records patient upper limb motion in three spatial axes through time. This included assembly, mechanical correction, calculation and installation of its potentiometric sensors, together with designing the analog/digital acquisition system, and the recording and analysis algorithm. These activities comprise the aims of this study.

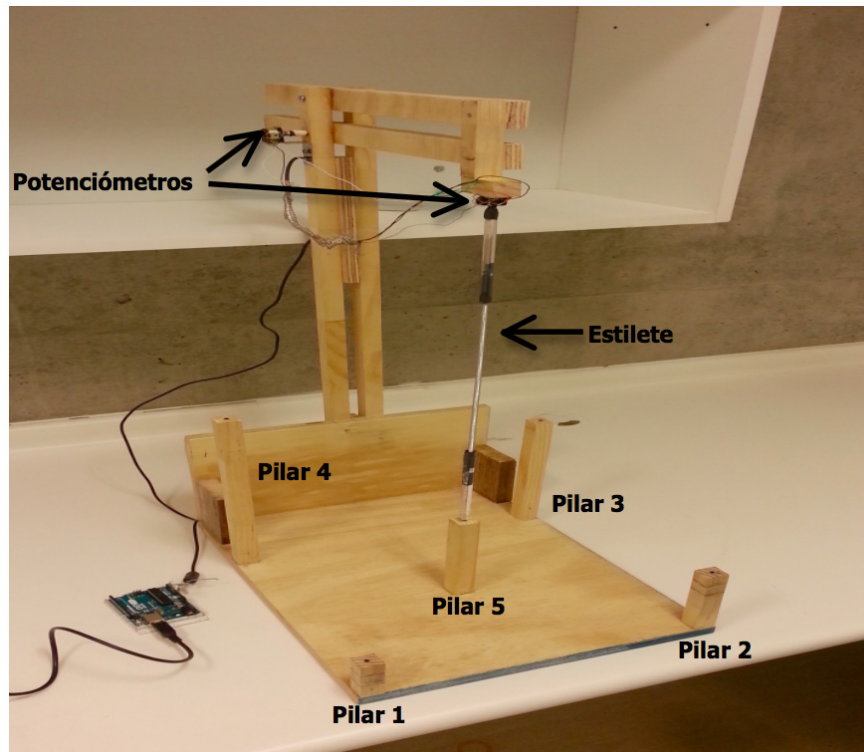


Figura 1. Dispositivo implementado para el registro tridimensional del movimiento del miembro superior humano. En la base se aprecian los 5 pilares de altura asimétrica con su punto de referencia en el tope superior. La columna posterior sostiene el brazo de sensado con el potenciómetro de registro del eje z. La parte horizontal del anterior del brazo posee dos barras que sostienen en su extremo anterior una plataforma que mantiene siempre el plano horizontal y debajo de la cual se encuentran los potenciómetros ortogonales (joystick) cuyo eje se prolonga en un estilete movido por el paciente hacia cada uno de los puntos de referencia de los pilares.

Figure 1. Device designed to register 3D motion of the human upper limb. The five pillars with asymmetrical height and a reference point at the top can be observed attached to the base. The posterior column holds the probing arm with the potentiometer for recording z-axis motion. The horizontal segment of the arm has two bars that hold a platform that always keeps the horizontal plane to accommodate the orthogonal potentiometers to record x, y motion. This array is prolonged by a stylet that the patient has to move towards the reference pillars.

miembro superior en el tiempo. Este dispositivo requirió ser armado, corregido mecánicamente, además de calcular, adquirir e instalar sus sensores potenciométricos, el sistema de adquisición analógico/digital, así como el algoritmo de adquisición, grabación y análisis, constituyendo éstos los objetivos del presente estudio.

2. METODOLOGÍA

2.1. Dispositivo

El dispositivo de registro está constituido por un brazo móvil en los tres ejes del espacio (x, y, z), balanceado, libre, sin **RESISTENCIA** al movimiento. El eje de elevación (z) posee un **POTENCIÓMETRO** de rotación, de función lineal de 50K Ω y precisión lineal del 2%. Los ejes de movimiento x,y son sensados mediante un arreglo ortogonal de dos potenciómetros de rotación, de función lineal de 50K Ω tipo joystick, cuyo eje de movimiento

2. METHODS

2.1. Device

The recording device is made of a mobile arm with free and balanced motion in the three spatial axes (x, y, z) without **RESISTANCE** to movement. The elevation axis (z) has a rotation **POTENTIOMETER** of 50 K Ω lineal function and 2% lineal precision. The x, y motion are captured by an orthogonal arrangement of two joystick-type rotation potentiometers of 50 K Ω lineal function, with a combined motion axis prolonged 50 cm ending in a stylet

combinado fue prolongado 50 cm terminando en un estilete (**Figura 1**), el cual es movido por el paciente siguiendo un patrón preestablecido. La base del dispositivo presenta 5 pilares con alturas asimétricas crecientes en sentido antihorario y que, para propósitos de análisis, se denominaron del 1 (el más pequeño) al 4 (el mayor). El pilar central posee una altura promedio respecto a los demás. El brazo de sensado se une a la base de los pilares mediante una columna rígida (**Figura 1**).

Los tres potenciómetros se conectaron de manera independiente a una placa microcontroladora programada como conversor analógico-digital (**ARDUINO** Uno) la que fue registrando simultáneamente los tres valores potenciométricos a una velocidad de muestreo de 14,3Hz, siendo estos grabados en formato .txt exportable para post-procesamiento.

2.2. Registro de movimiento

Se registraron los valores potenciométricos de cada punto de referencia espacial (en la parte superior y central de cada pilar) y su correspondiente valor real espacial a modo de calibración del dispositivo. Luego de haber obtenido los valores de calibración de cada pilar en 3D se realizaron las mediciones en pacientes. Para esto, se indicó seguir un patrón de movimiento con figura de margarita (**Figura 2**), partiendo y volviendo de pilar central a cada uno de los

tip (**Figure 1**). This arm is designed to be moved by the patient following a pre-established pattern. The base of the device has 5 pillars with asymmetrical heights increasing anticlockwise. For purpose of this study, they are referred from pillar 1 (smallest) to pillar 4 (tallest). The central pillar has an average height with respect to the rest. The probing arm is attached to the base of the device trough a rigid column (**Figure 1**).

The three potentiometers were independently connected to a microcontroller programmed as an analog-digital converter (**ARDUINO** Uno). This array continuously and simultaneously recorded the three values (x, y, z) at a sampling speed of 14,3 Hz in a .txt format, exportable for post-processing.

2.2. Motion recording

The potentiometer values were recorded for each spatial reference point (at the central uppermost part of each pillar) and their corresponding real spatial value to calibrate the device. Then, after 3D calibration for each pillar, the patients' measurements were performed. For this, patients were instructed to follow a motion pattern resembling a Daisy flower figure (**Figure 2**), starting and coming back to the central pillar and from pillar 1 to 4 (see **Figure 1**). This

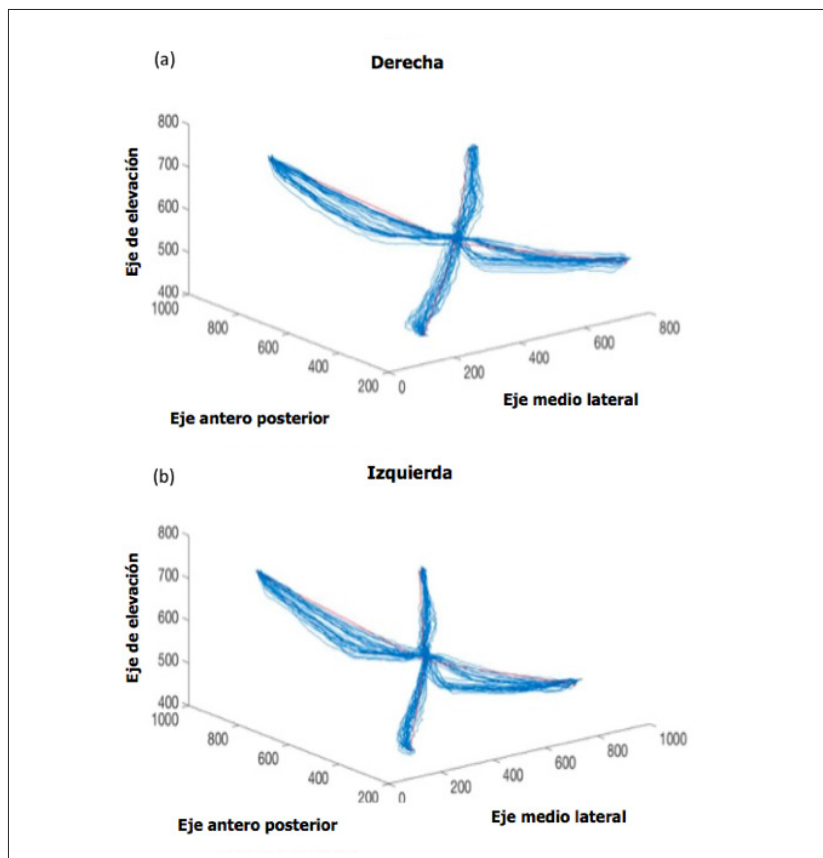


Figura 2. Trayectorias del movimiento triaxial (trazos azules) en paciente hombre diestro cumpliendo el protocolo de movimiento a un ritmo de un punto de referencia (pilar) por segundo. Las líneas rojas corresponden a las líneas rectas que unen los puntos de referencia. Note la separación de trayectorias dependiendo del sentido del movimiento (histéresis, Ω) para cada pilar. **(a)** Protocolo de movimiento utilizando mano derecha. **(b)** Protocolo de movimiento utilizando mano izquierda.

Figure 2. Triaxial motion trajectories (blue traces) of a right-handed male patient following the protocol at a rhythm of one reference point (pillar) per second. Red traces correspond to the straight lines connecting both reference points. Note the trajectory separation depending on the direction of motion (hysteresis, Ω) for each pillar. **(a)** Motion protocol using the right hand. **(b)** Motion protocol using the left hand.

pilares de las esquinas en sentido anti horario desde el pilar 1 al 4 (ver **Figura 1**). Esta secuencia es la utilizada en las evaluaciones en 2D, por lo que se quiso seguir con la misma para este estudio en 3D.

La parte superior de cada pilar posee un punto negro de referencia que el paciente debe tocar con el estilete a un ritmo de un toque por segundo, marcado por una señal sonora de corta duración para un total de 120 segundos de registro. Las pruebas preliminares se realizaron en 2 pacientes sanos y para cada extremidad superior. Un paciente era hombre de 45 años diestro, el otro paciente era mujer de 20 años y zurda. Ambos fueron instruidos sobre la prueba y aportaron su consentimiento informado para su participación. Cada paciente se sentó cómodamente frente al dispositivo alineando la articulación del hombro a ser explorado, con el eje vertical del pilar central del dispositivo. Se instruyó además a mantener la espalda adosada al respaldo de la silla y realizar sólo movimientos del miembro superior. Esto permite que la distancia a los pilares sea la misma para los 2 de adelante y para los 2 de atrás. A cada paciente se le permitió un tiempo de 2 minutos para acostumbrarse al dispositivo, a los movimientos que había que generar y al orden de los pilares. Luego de esto se realizó la grabación del movimiento según el protocolo descrito, para luego repetir el procedimiento con el miembro superior contralateral.

2.3. Análisis de datos

Los datos obtenidos fueron analizados en **MATLAB** R2017b utilizando funciones de su librería Signal Analyzer y funciones propias siendo la principal una utilizada para obtener las coordenadas de cada pilar en los 2 minutos de trayectoria de la prueba realizada.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El dispositivo y el protocolo implementados permitieron obtener registros reproducibles y confiables, ya que las diferencias entre los valores potenciométricos y sus correspondientes coordenadas espaciales en mediciones repetidas e independientes fueron menores al 2%, lo cual es acorde a la precisión de los potenciómetros utilizados (de bajo costo).

La reconstrucción gráfica de las trayectorias del movimiento de uno de los pacientes se muestra en la **Figura 2**, la que reproduce el patrón impuesto en el protocolo de registro. Estos gráficos permiten detectar que las trayectorias muestran cierta variabilidad que puede ser cuantificada mediante una trayectoria promedio y su correspondiente dispersión. Sin embargo, se detectó que las trayectorias para cada pilar en sentido centro-periferia son diferentes a las del sentido periferia-centro. Este fenómeno lo hemos denominado histéresis (**Figura 2**). Esto puede ser medido como la diferencia entre las trayectorias promedio, para la cual utilizamos geometría analítica y el

sequence is used in 2D evaluations; thus, it was conserved for 3D measurement.

The uppermost part of each pillar has a black dot reference that the patient has to touch with the stylet at a rhythm of 1 touch per second, marked by a short sound signal for a total registry of 120 seconds. Preliminary tests were performed on 2 healthy patients. One subject was a 45 years old, right handed male and the other was a 20 years old, left handed female. Both were instructed about the test and gave their informed consent. Each patient sat comfortably in front of the device, aligning the joint to be probed with the vertical axis of the machine. They were instructed to keep their back attached to the backrest of the chair, and only to perform movements with the upper limb. This allows the distance to the front and back pillars to be same. Each patient was allowed 2 minutes to get used to the device, the movements and the order of the pillars. Then, motion was recorded according to the protocol mentioned above. The procedure was then repeated for the contralateral limb.

2.3. Data analysis

The recorded data were analyzed in **MATLAB** R2017b using functions from the Signal Analyzer library and custom designed functions to obtain the coordinates for each pillar along the 2-minute trajectory recording.

3. RESULTS AND DISCUSSION

The designed device and protocol allowed the obtention of reproducible data, as the difference observed between potentiometric values and their corresponding spatial coordinates were below 2% in different and independent measurements. This margin of error was according to the instruments precision (low cost).

The graphic reconstruction of the motion trajectories of one of the patients is shown in **Figure 2**, which corresponds to the pattern instructed in the experimental protocol. These curves allow the detection of trajectory variability, which can be quantified as an average trajectory and its corresponding dispersion. However, it was detected that the trajectories from center to periphery were different from their inverse for each pillar. This phenomenon was termed hysteresis (**Figure 2**). This can be measured as a difference in the average trajectory; thus, we used analytical geometry and calculated the Euclidian distance (**Table 1**) for each trajectory and pillar. We observed clear differences between limbs when comparing hysteresis data (in Ohms),

cálculo de la distancia euclidiana (**Tabla 1**) aplicada para cada trayectoria y cada pilar. Al comparar los resultados de histéresis (en Ohms) obtenidos por ambos miembros se observan claras diferencias, lo cual demuestra la sensibilidad del dispositivo en la determinación del

which proves the sensitivity of the device in the resolution of lateralization and right or left motor dominance. This data corresponds to a right-handed subject that shows less hysteresis in the dominant hand for every case, with exception of pillar 3. Furthermore, there are differences at

Trajectory (From pillar to center)	Hysteresis Right limb	Hysteresis Left limb
Pillar 1	15.94	16.67
Pillar 2	23.52	84.23
Pillar 3	149.01	83.29
Pillar 4	7.81	45.40

Tabla 1. Histéresis (Ω) calculada como distancia euclidiana para trayectorias centro-periferia y vice-versa medidos en el paciente masculino diestro.

Table 1. Hysteresis (Ω) calculated as the Euclidian distance for center-periphery and periphery-center trajectories for a healthy right-handed male patient.

fenómeno de lateralización y dominancia motora diestra/zurda. En este, los datos corresponden a un sujeto diestro y se observa menor histéresis en la mano dominante en todos los casos, a excepción de lo observado en el pilar 3. Además, se observan diferencias en cada uno de los pilares, lo que muestra los diferentes grados de libertad utilizados en cada movimiento. Por ejemplo, en la trayectoria del pilar 1, los resultados son semejantes en ambos lados, no así para los restantes pilares, lo que podría deberse a los diferentes grados de libertad utilizados por el sistema nervioso central para cada trayectoria (Major, Stine, Heckathorne, et al, 2014).

Se compararon los valores de las trayectorias obtenidos de los 2 pacientes sin encontrar diferencias entre ellos y sus miembros superiores. Sugiriendo que pacientes sanos presentan un patrón de movimiento semejante sin importar el sexo o la edad de estos.

Es necesario analizar la histéresis en el pilar 3 de manera más profunda y realizar más tomas de datos para poder determinar la razón de esta diferencia. Esto podría deberse a que realmente es un movimiento más difícil de realizar y también muy diferente en los grados de libertad utilizados dependiendo de si el brazo se estira o se recoge o simplemente a un error de la toma de datos de los potenciómetros por lo que será necesario evaluar este resultado en más ensayos.

Los resultados antes descritos respaldan fuertemente la capacidad del dispositivo para medir movimientos del miembro superior en personas sanas, abriendo la posibilidad de usarlo como herramienta de diagnóstico.

Se realizó una búsqueda en bases de datos de patentes

each pillar, showing the diverse degrees of freedom used for each motion. For example, the trajectory of pillar 1 shows similar results for both sides, unlike the trajectories for the rest of the pillars. This could be explained by the different degrees of freedom employed by the central nervous system for each trajectory (Major, Stine, Heckathorne, et al, 2014).

No difference was found when comparing the trajectory data from both patients, suggesting that healthy patients present a similar motion pattern independent of age or sex.

Hysteresis data on pillar 3 needs further analysis and data collection in order to determine the cause for difference. This could be due to a higher difficulty in the performance of this motion and also because of a greater difference in the degrees of freedom when the arm is stretching out or coming back. Conversely, it could be due to a simple error in data acquisition from the potentiometers. Thus, further analysis is necessary.

The previously described data strongly support the capacity of the device to adequately measure upper limb motion in healthy patients, opening the possibility of using it as a diagnostics tool.

We performed a thorough search in public patent databases for related devices to the one described herein, and found nothing similar regarding function or objective of use. Thus, supporting the novelty of this research. The similar devices found are related to therapy for improving upper limb neuromuscular coordination, but there are no patent alternatives or options available in the market that can be used as a three-dimensional diagnostics tool.

por dispositivos semejantes o relacionados al dispositivo utilizado en este estudio, pero no se encontró nada similar en cuanto a función y objetivo de uso. Esto apoya la novedad de esta investigación. Los dispositivos que se encontraron están relacionados con la terapia para mejorar la coordinación neuromuscular del miembro superior, pero no hay dispositivos en el mercado ni patentados que tengan el objetivo de utilizar un dispositivo de diagnóstico en tres dimensiones.

4. CONCLUSIONES

Los datos obtenidos con el dispositivo respaldan su capacidad y precisión de registro del movimiento **TRIDIMENSIONAL** del miembro superior humano, mostrando sensibilidad tanto espacial como temporal en la detección de diferentes patrones de trayectorias, así como el postprocesamiento de la data obtenida para su prueba ulterior como dispositivo de diagnóstico. Se hace necesario generar una base de datos de trayectorias para obtener los valores de referencia y los intervalos de confianza en una muestra grande de pacientes para describir diferencias normales según edad y género. Igualmente, se hace necesario la obtención de datos a partir de pacientes con patologías motoras conocidas para contrastar con los valores de referencia. Desde el punto de vista técnico se sugiere usar potenciómetros de mayor precisión (<1% de error de rotación) o su sustitución por encoders rotativos de más de 4.000 pulsos por vuelta para lograr la más alta resolución espacial. Igualmente hay que considerar incrementar la velocidad de muestreo del microcontrolador o sustituirlo por un conversor A/D, es decir un conversor de señal analógica a digital, de mayor frecuencia de muestreo.

4. CONCLUSIONS

Data obtained with our device support its capacity and precision for **THREE-DIMENSIONAL** motion registration of the human upper limb, showing spatial and temporal sensitivity in the detection of different patterns and trajectories. Furthermore, data post-processing suggests that it can be used as a diagnostics tool. Considering this, it is of paramount importance to create a trajectory database in order to obtain reference values and confidence intervals for a larger sample of patients. Thus, the data will be useful for describing normal differences between age and gender. Likewise, data acquisition from patients with different known motor disorders is necessary to compare with the reference data. From a technical point of view, the use of better precision (<1% rotation error) is advised or their replacement by rotation encoders of more than 4,000 pulses per turn in order to achieve higher spatial resolution. Furthermore, an increase in the microcontroller sampling rate or its substitution by an A/D converter of higher frequency is suggested.

GLOSARIO

ARDUINO: Placa microcontroladora con software y hardware de fácil uso para realizar proyectos interactivos.

DIAGNÓSTICO: Identificación veraz de la presencia de una determinada enfermedad mediante el examen de sus signos, síntomas y resultados de exámenes paraclínicos.

HISTÉRESIS: fenómeno por el que el estado de un material depende de su historia previa y se manifiesta por el retraso del efecto sobre la causa que lo produce.

MATLAB: Programa de computador para analizar y diseñar procesos con un lenguaje de programación expresado en matrices.

NEUROMUSCULAR: Relativo al proceso de control y ejecución del movimiento que incluye al sistema nervioso central y periférico, así como el sistema muscular.

POTENCIÓMETROS: Dispositivo pasivo de resistencia eléctrica variable.

GLOSSARY

ARDUINO: microcontroller with easy to use software and hardware for interactive projects.

DIAGNOSTICS: identification of certain disease or syndrome by means of studying its clinical signs, symptoms and test results.

HYSTERESIS: phenomenon by which the current state of a material depends on its previous history and is manifested by a delay in an effect with relation to its cause.

MATLAB: computer software for analyzing and designing processes using a programming language based in matrices.

NEUROMUSCULAR: relative to the process of control and execution of motion that includes the central and peripheral nervous system, as well as the muscular system.

RESISTENCIA: Oposición que ofrece un material al paso de una corriente continua.

TRIDIMENSIONAL: de tres dimensiones, normalmente planos x, y, z.

POTENTIOMETER: passive device of variable electrical resistance.

RESISTANCE: opposition of a material to the flow of a continuous current.

THREE-DIMENSIONAL: of three dimensions, typically in the planes x, y, z.

PRINCIPIO CIENTÍFICO

La coordinación neuromuscular es un proceso mediante el que se activan diferentes zonas motoras donde la fuerza, las secuencias utilizadas y las combinaciones hechas cambian dependiendo de la acción necesaria. Al momento que esto ocurre, todas las otras unidades motoras que no se necesitarán son a la vez inhibidas. Cuando se repite varias veces la misma acción se utilizarán los mismos caminos neuronales (engramas) formando un patrón lo que permitirá ir perfeccionando la respuesta al mismo estímulo.

El dispositivo que se utilizó en el estudio refuerza estos engramas al ser una repetición del mismo camino varias veces. El paciente utilizará el mismo patrón de músculos y de fuerza al estar sentado siempre en la misma posición. Por lo que el dispositivo es una forma de evaluar la evolución del paciente al poder comparar los resultados obtenidos con el ensayo anterior.

SCIENTIFIC PRINCIPLE

Neuromuscular coordination is a process by which several motor zones are activated where the strength, sequence and combinations change according to the performed motor action. When this occurs, all the other motor units that are not needed are inhibited instead. When the same action is repeated over time, the same neuronal paths (engram) will be used, forming a pattern that will allow motion perfection in response to the same stimulus.

The device used in this study reinforces these engrams by means of repetitive motion paths. The patient should use the same muscular and strength pattern by being always in the same position when executing the protocol. Thus, this device can act as a clinical follow-up tool for patients to compare results from previous tests.

REFERENCES

- Deenen, J. C., Horlings, C. G., et al (2015). The epidemiology of neuromuscular disorders: a comprehensive overview of the literature. *Journal of Neuromuscular Diseases*, 2, 73-85.
- Diedrichsen, J., Shadmehr, R., & Ivry, R. B. (2010). The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends in cognitive sciences*, 14, 31-39.
- Hughes, A. J., Daniel, S. E., Kilford, L., et al (1992). Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinico-pathological study of 100 cases. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 55, 181-184.
- Jankovic, J. (2008). Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 79, 368-376.
- Klamroth-Marganska, V., Blanco, J., et al (2014). Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. *The Lancet Neurology*, 13, 159-166.
- Levin, M., Weiss, P., & Keshner, E. (2015). Emergence of virtual reality as a tool for upper limb rehabilitation: incorporation of motor control and motor learning principles. *Physical therapy*, 95, 415-425.
- Major, M., Stine, R., Heckathorne, C., et al (2014). Comparison of range-of-motion and variability in upper body movements between transradial prosthesis users and able-bodied controls when executing goal-oriented tasks. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11, 132.
- Matlab (R2017b) [software]. (2017). Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc. Obtenido de <https://la.mathworks.com>
- Navarro, J. M. S., Jover, E. F., Aracil, N. M. G., Poveda, J. M. A., & Vidal, C. P. (2011). U.S. Patent Application No. 13/057,755.
- Nef, T., Brunschweiler, A., Riener, R., & Schulz, N. (2015). U.S. Patent No. 9,017,271. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Nguyen, K. D., Chen, I. M., et al (2011). A wearable sensing system for tracking and monitoring of functional arm move-

ment. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 16, 213-220.

Reinkensmeyer, D. J., Kahn, L. E., et al (2014). Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide.

Reinkensmeyer, D. J., Wolbrecht, E. T., et al (2012). Comparison of 3D, assist-as-needed robotic arm/hand movement training provided with Pneu-WREX to conventional table top therapy following chronic stroke. *American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists*, 91, S232.

Vasli, N., Böhm, J., et al (2012). Next generation sequencing for molecular diagnosis of neuromuscular diseases. *Acta neuropathologica*, 124, 273-283.

EQUIPO DE INVESTIGADORES / RESEARCH TEAM



María Jesús
Cárdenas

María
Rodríguez

Antonio
Eblen