

Jornadas de Automática

Dispositivo sensorizado para la rehabilitación de miembro superior mediante juegos serios

Talaev, Aleksandr^a, Mortes, Jonathan^a, Casanova, Anahís^a, Ruiz-García, Pablo^b, Rico-González, Antonio^b,
Úbeda, Andrés^a, Jara, Carlos A.^{a,*}

^a*Human Robotics Group, Universidad de Alicante, Ctra. San Vicente del Raspeig S/N, 03690, Alicante, España.*
^b*Asociación De Daño Cerebral Adquirido De Alicante (ADACEA), Calle Petrer 2, 03690 San Vicente del Raspeig, Alicante*

To cite this article: Talaev, Aleksandr, Mortes, Jonathan, Casanova, Anahís, Ruiz-García, Pablo, Rico-González, Antonio, Úbeda, Andrés, Jara, Carlos. 2025. Sensorized device for upper limb rehabilitation through serious-games. Jornadas de Automática, 46. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2025.46.12193>

Resumen

Este artículo presenta el desarrollo y validación de un dispositivo sensorizado y portable diseñado para la rehabilitación del miembro superior mediante el uso de juegos serios. El sistema integra sensores iniciales (IMU) y de electromiografía superficial (EMG) para registrar y analizar la cinemática y la actividad muscular del brazo. Compuesto por un módulo portátil (chaleco con sensores), un módulo central (Raspberry Pi y cámara) y un módulo software, permite realizar terapias tanto en entornos clínicos como domiciliarios, promoviendo la autonomía del paciente. La interacción se realiza a través de juegos serios con realidad aumentada, diseñados para mantener la motivación del usuario. Las pruebas de validación funcional y con pacientes de una asociación de daño cerebral confirman la viabilidad del sistema, aunque se identifican oportunidades de mejora en los sensores EMG y en aspectos ergonómicos y visuales. La propuesta contribuye a una rehabilitación más accesible, personalizada y efectiva.

Palabras clave: Sistemas de instrumentación y control, Neurorrehabilitación, Interfaz gráfica de usuario, Adquisición de datos sensoriales, Wearables

Sensorized device for upper limb rehabilitation through serious-games

Abstract

This article presents the development and validation of a sensorized, portable device designed for upper limb rehabilitation through the use of serious games. The system integrates inertial measurement units (IMUs) and surface electromyography (sEMG) sensors to record and analyze the arm's kinematics and muscular activity. Comprising a portable module (a vest with sensors), a central module (Raspberry Pi and camera), and a software module, the system enables therapy sessions in both clinical and home environments, promoting patient autonomy. Interaction is facilitated through augmented reality-based serious games designed to maintain user motivation. Functional validation tests and trials with patients from a brain injury association confirm the system's feasibility, although improvements are needed in the EMG sensors as well as in ergonomic and visual aspects. This approach contributes to more accessible, personalized, and effective rehabilitation.

Keywords: Instrumentation systems and control, Neurorrehabilitation, Graphical user interface, Sensory data acquisition, Wearables

1. Introducción

Cada vez existen más personas con necesidad de rehabilitación de miembro superior. Existen multitud de causas por las que es frecuente necesitar rehabilitación (ictus, enferme-

dad neurodegenerativa, envejecimiento, cirugías, lesiones nerviosas, etc). Un gran número de estas personas con problemas de movilidad en el miembro superior sufren Daño Cerebral Adquirido (DAC), una situación clínico-funcional des-

* Autor para correspondencia: carlos.jara@ua.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

encadenada por una lesión de cualquier origen que afecta de forma aguda al cerebro provocando deterioro neurológico y pérdida funcional. El DAC puede deberse a diversas causas, siendo los más frecuentes el ictus y el traumatismo craneoencefálico, y actualmente se están viendo casos debidos a secuelas post-covid. Además, las secuelas debido a ictus suelen ser más graves en el miembro superior. Otras patologías frecuentes que afectan a miembro superior habituales en los servicios de Rehabilitación son las relacionadas con hombro y codo: alteraciones osteoarticulares, rigidez articular, etc. El tratamiento se centra en el control del dolor, así como la recuperación de un rango de movilidad adecuado para las actividades de la vida diaria. En los últimos años, se han implementado nuevos protocolos de recuperación de la movilidad, con el objetivo de conseguir una recuperación más rápida y efectiva mediante el uso de realidad virtual o inteligencia artificial.

Durante las últimas décadas, se han desarrollado diversos sistemas robóticos para la rehabilitación de miembro superior. Este tipo de sistemas suelen emplear un efecto final para que el usuario realice ejercicios de forma continua y repetitiva. Entre ellos cabe destacar el MIT-Manus (Krebs et al., 1998), el GENTLE (Richardson et al., 2003) y el reachMAN2 (Zhu et al., 2014). Por otro lado, el estudio de la motivación del paciente en las actividades de rehabilitación se ha realizado durante muchos años. La principal conclusión de estos estudios es que la motivación en cualquier actividad de rehabilitación mejorará indirectamente la efectividad al aumentar la involucración del paciente en su propia terapia. Un método muy utilizado para aumentar la motivación de los pacientes es el uso de juegos serios (serious-games). Estas aplicaciones se han desarrollado en diversos trabajos relacionados con la rehabilitación del miembro superior (Levin et al., 2015). Actualmente, existen diversos sistemas basados en juegos serios para la rehabilitación de miembro superior, como, por ejemplo: ArmAssist (TECNALIA, 2022), dispositivo robótico para mejorar la movilidad del brazo con juegos serios; VirtualRehab (Evolv Rehabilitation Technologies S.L., 2025), una aplicación con diversas interfaces destinada a la rehabilitación de pacientes con algún grado de discapacidad física; y Gryphon Rider (Kottink et al., 2015), que ayuda a la mejora del equilibrio del paciente imitando los movimientos del juego.

De forma general, los sistemas de rehabilitación domiciliaria se pueden clasificar en dos categorías principales: sistemas basados en realidad virtual y sistemas maestro-esclavo. La primera categoría incluye aquellos sistemas que permiten a los pacientes en casa realizar de forma independiente una serie de ejercicios funcionales en un entorno de realidad virtual sin ser necesariamente supervisados por un terapeuta. Este tipo de sistemas no son adecuados para el tratamiento de pacientes en estado agudo o subagudo. Para este tipo de pacientes, se emplea un enfoque maestro-esclavo, donde el terapeuta puede supervisar, ajustar e interaccionar remotamente en tiempo real con los ejercicios del movimiento del miembro afectado del paciente (Lockery et al., 2011). Además, para la interacción a distancia entre el terapeuta y el paciente, pueden emplearse dispositivos instrumentados o robóticos, llamados dispositivos portables (wearable devices) (Chiri et al., 2013). Nuestra propuesta se enmarcaría en este tipo de sistemas de rehabilitación, donde el dispositivo portable sería la manga sensorizada y ajustable al brazo de una forma ergonómica.

Este artículo presenta un dispositivo integrado y portable, de fácil uso, que permite la monitorización y rehabilitación activa de miembro superior mediante aplicaciones motivadoras para el paciente, que puede ser empleado tanto en un centro sanitario (con la supervisión de un fisioterapeuta) como mediante su uso de forma individual en el entorno domiciliario. Asimismo, se pretende que esta herramienta permita la monitorización off-line de la rehabilitación domiciliaria por parte del servicio sanitario. Esto permitirá una terapia de rehabilitación completa, así como contribuir a una mejor adherencia del tratamiento, y evitar desplazamientos y presencialidad en las unidades hospitalarias.

2. Descripción del dispositivo

2.1. Hardware

La solución mostrada en este artículo representa una evolución del proyecto ARMIA: una manga utilizada para medir la cinemática y la actividad muscular del brazo (García et al., 2022). La nueva fase del dispositivo está orientada a aumentar el nivel de autonomía del dispositivo y de los sensores, así como a mejorar su adaptabilidad, ergonomía y accesibilidad para un amplio espectro de usuarios, incluidos los pacientes con movilidad reducida. Además, se rediseña el hardware y software para poder capturar la cinemática y actividad muscular de ambos brazos.

La arquitectura del sistema incluye se ha reestructurado en tres módulos: un módulo portátil autónomo diseñado para el paciente; un módulo estacionario que proporciona la interfaz del médico con el sistema; y un módulo central que se conecta a una pantalla y a una cámara, y coordina el funcionamiento de los componentes y actúa como el canal principal de interacción entre el paciente y el médico.

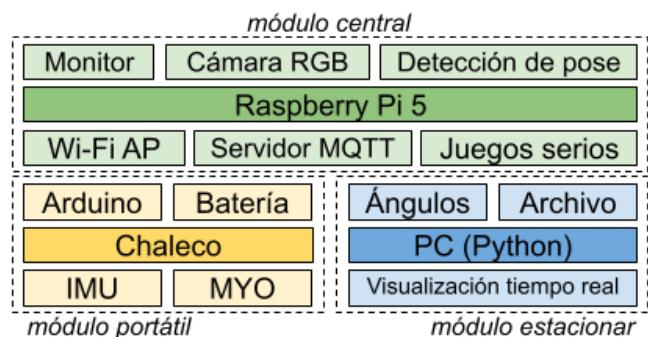


Figura 1: Estructura general

2.1.1. Módulo portátil del paciente

El módulo portátil del paciente está compuesto por los siguientes elementos:

Chaleco. La base del módulo portátil del paciente es un chaleco sintético equipado con un ajuste de tamaño a la altura de la cintura (Figura 2). Se utiliza para alojar el bloque de procesamiento y la fuente de alimentación. La versatilidad del chaleco permite su uso por parte de usuarios con diferentes complejiones físicas, así como su colocación en el respaldo

de una silla en caso de que resulte difícil ponérselo. El peso total con la batería no supera los 600 gramos. Para registrar la cinemática del movimiento, se fijan sensores iniciales (IMU) en los brazos del paciente, colocados aproximadamente a la altura del centro del bíceps y del antebrazo. Se utilizan pulseras elásticas ajustables, a las que se fijan las carcasa plásticas de los sensores mediante velcro. Esto permite colocarlos cómodamente en los brazos y luego acoplar los sensores. Una idea clave del proyecto es la posibilidad de orientar los sensores de forma arbitraria, sin desplazarlos de las extremidades para medir los ángulos correctamente. Este hecho facilita considerablemente su uso en condiciones domiciliarias y ambulatorias.



Figura 2: Módulo del paciente: (arriba) Vista general; (abajo) Colocación de los componentes del sistema: 1 - módulo CPU, 2 - RJ45 caja de comunicación, 3 - IMU de antebrazo, 4 - IMU de bíceps, 5 - MYOWARE 2.0 Muscle sensor, 6 - Bolsillo con batería

Sensores. Las características cinemáticas del movimiento de las extremidades superiores se registran mediante sensores iniciales de orientación absoluta de 9 grados de libertad (9DOF) Adafruit BNO055, que integran un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, además de un microcontrolador basado en ARM Cortex-M0 que ejecuta algoritmos de fusión de datos. El magnetómetro incorporado permite compensar la deriva del giroscopio en el eje de azimut, lo que mejora significativamente la estabilidad del cálculo de los ángulos sin necesidad de recalibraciones frecuentes. Esta arquitectura resulta especialmente eficaz en sesiones de rehabilitación prolongadas, donde la estabilidad de las mediciones es crucial. La actividad muscular se registra en los músculos involucrados en el movimiento del brazo. El proyecto utiliza sensores ubicados en el bíceps y el pronador redondo. Sin embargo, el sistema admite hasta cuatro sensores de electromiografía superficial para registrar la amplitud de la contracción muscular y la fatiga, que pueden colocarse en los músculos según las necesidades específicas del paciente. Cabe señalar que los sensores son sensibles a su ubicación y el posicionamiento en el músculo. Para reducir la carga computacional y mejorar la eficiencia energética del sistema, se utiliza una implementación basada en hardware con sensores MYOWARE 2.0. La com-

binación de los módulos MYOWARE 2.0 Muscle Sensor y MYOWARE 2.0 Link, integrados con la plataforma Arduino, permite obtener una señal de actividad muscular ya procesada, lo que facilita el análisis posterior de los datos y permite centrarse en la interpretación de los resultados dentro del proceso de rehabilitación.

Módulo Arduino y sistema de alimentación. Para la multiplexación y transmisión inalámbrica de datos, se ha seleccionado la placa Arduino UNO WiFi Rev2, que ofrece compatibilidad con la placa de expansión MyoWare Arduino Shield para la conexión de sensores MYOWARE 2.0 Muscle Sensor. Los componentes principales están integrados en una placa de circuito impreso de desarrollo propio, en la que se encuentran el multiplexor TCA9548A, una pantalla gráfica OLED 128x64 I2C (SSD1306), un conector USB-C para la alimentación y conectores para hasta seis canales del multiplexor. La alimentación del sistema se realiza mediante una batería externa con salida USB de 5 V. En la configuración actual, se utiliza una batería con una capacidad de 10.000 mAh, que proporciona una autonomía de al menos 8 horas de funcionamiento. Para la conversión de voltaje, se emplea un módulo reductor basado en el regulador LM2596 DC-DC, que suministra un voltaje de salida de 3,3 V necesario para el funcionamiento del sistema.

2.1.2. Módulo central y juegos serios

Uno de los factores clave para una rehabilitación exitosa del paciente es mantener su motivación. La visualización de objetivos y del progreso al completar tareas o desafíos aumenta el interés y el deseo de entrenar. El sistema propuesto incorpora el concepto de juegos serios, diseñados para incentivar al paciente a realizar patrones de movimiento predefinidos con una o ambas manos.

En su implementación actual, el entorno del juego se basa en elementos de realidad aumentada (AR): el paciente interactúa con objetos virtuales mostrados en una pantalla y realiza movimientos orientados a tocarlos. Esta forma de interacción hace que el proceso de entrenamiento sea más visual e inmersivo, sin sacrificar la precisión en la medición ni el control de los movimientos.

La cámara capta ambas manos del jugador y realiza un seguimiento de las yemas de los dedos índices. En la pantalla principal, se selecciona el modo de juego mediante un gesto de mantener presionado sobre un elemento del menú o haciendo clic con el ratón. Se ofrece la posibilidad de elegir el nivel de dificultad y dos tipos de modos de juego: recolección de objetos con límite de tiempo y sin él. También se contempla la modificación del tamaño del área de juego, que se ajusta teniendo en cuenta la posición de la cámara, del paciente y el tamaño de la pantalla, con el fin de garantizar la interacción con los objetos sin riesgo de perder el equilibrio.

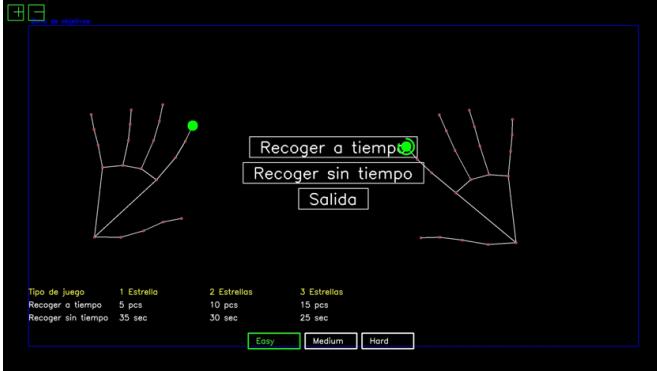


Figura 3: Juego serio: Pantalla inicial

La limitación de tiempo y la cantidad de objetos para los distintos niveles de dificultad, así como el tamaño, color, contraste del objetivo y del punto del dedo, requieren adaptación en función de los comentarios de los pacientes y del fondo del entorno.



Figura 4: Juego serio: Pantallas de juego y resultados

El módulo central del sistema está compuesto por una placa Raspberry Pi 5 con el sistema operativo Ubuntu. Este módulo actúa como el componente de coordinación principal de toda la arquitectura. Establece un punto de acceso Wi-Fi local para la conexión del chaleco y del ordenador. La comunicación entre módulos se realiza mediante un broker MQTT integrado. A este módulo se conectan una pantalla y una cámara, que permite mostrar el entorno de juego y capturar los movimientos del usuario. El módulo también gestiona la ejecución y el control del entorno interactivo. Para el seguimiento visual de los movimientos del paciente, se utiliza visión por computador. El sistema procesa el flujo de video desde la cámara web en combinación con algoritmos de la biblioteca MediaPipe.

2.1.3. Módulo estacionario

El módulo estacionario es una estación de trabajo para el especialista en rehabilitación. La aplicación se ejecuta en un ordenador personal en un entorno Python y requiere conexión a una red Wi-Fi en la que esté disponible el servidor MQTT del dispositivo. En este módulo se realizan los cálculos principales y la construcción de los ángulos goniométricos necesarios, así como la gestión general del sistema. Este módulo también se utiliza para la visualización en tiempo real de los

movimientos de la parte superior del cuerpo, la generación de gráficos y la recopilación de datos.

2.1.4. Comunicación entre sistemas

A nivel físico, con el objetivo de simplificar el proyecto y eliminar la necesidad de carga inalámbrica, la conexión de los sensores se realiza mediante cable tipo bus. Se organiza un bus con un solo cable de par trenzado para los sensores (categoría 5e) con conectores RJ45 para cada sensor, ya que ofrecen una combinación de disponibilidad, simplicidad y fiabilidad en las conexiones. Si es necesario, los cables pueden sustituirse por otros de longitud adecuada. Los sensores de electromiografía se conectan mediante un cable personalizado de doble vía con conector TRS de 3,5 mm. En el módulo portátil se lleva a cabo la multiplexación de 4 sensores IMU BNO055 mediante el multiplexor TCA9548A sobre el bus I2C.

A nivel de red, el sistema se conecta a una misma red Wi-Fi y realiza el intercambio de datos utilizando el protocolo MQTT. Desde el chaleco se envían paquetes que contienen los cuaterniones de orientación absoluta de cada sensor IMU, el valor de amplitud de los sensores mioeléctricos y marcas temporales. Los paquetes se publican cada 200 ms. Desde el entorno de la aplicación del juego se reciben marcas de eventos, lo que permite a la aplicación sincronizar los datos angulares con eventos significativos y almacenarlos para su análisis.

Según la configuración deseada, el sistema puede integrarse en una red Wi-Fi existente. En ese caso, el servidor broker puede alojarse en cualquier ordenador de la red o en la nube.

2.2. Software

La aplicación en Python permite acceder al seguimiento de los movimientos y la actividad muscular. Las principales bibliotecas utilizadas para la visualización y la interfaz son *pyqtgraph* y *PyQt5*. La biblioteca *paho-mqtt* se encarga de la comunicación mediante MQTT. La aplicación funciona en tiempo real. Para el archivado de datos, se ha implementado la creación de un *snapshot* de todo el sistema, lo que permite sincronizar todos los datos y marcas de tiempo. El historial de datos se guarda en archivos *.ndjson* con un nombre y una ubicación dada.

2.2.1. Cálculo de los ángulos

El cálculo de los ángulos se realiza mediante el procesamiento de los cuaterniones de orientación absoluta recibidos desde cada unidad IMU. Al iniciar el sistema, para aumentar la precisión y adaptar los sensores al entorno, es necesario calibrar los sensores IMU en base al acelerómetro, giroscópico y magnetómetro, realizando giros y movimientos con cada IMU de forma individual. Para ello, el programa incluye una indicación en tiempo real de los algoritmos internos de calibración, representada en una escala de 0 a 3. Esta calibración se conserva hasta que el sistema se reinicie. La información de los sensores llega en formato de cuaterniones (x, y, z, w) y se extrae desde paquetes *JSON* que contienen las etiquetas correspondientes a cada IMU.

Los cuaterniones han sido elegidos como representación principal de la orientación debido a su estabilidad numérica, compacidad, y su capacidad para representar rotaciones tridimensionales sin singularidades. Son especialmente adecuados

para el procesamiento en tiempo real de la orientación de un árbol de segmentos corporales. La visualización se realiza mediante la conversión unívoca a ángulos de Euler.

Orientación y visualización basada en IMU. La orientación del IMU colocado en el brazo del usuario puede ser arbitraria. Se utiliza un algoritmo basado en cuaternios que determina la orientación del IMU con respecto al eje óseo del segmento corporal y al sistema de coordenadas global, basándose en la dirección del vector de gravedad y el campo magnético proporcionados por cada sensor.

Para el proceso de calibración de la orientación, se proponen varios modos basados en el vector de gravedad y dos posturas definidas. La posición inicial (brazos extendidos hacia abajo), que define el eje Z como opuesto a la dirección de la gravedad, y la posición T (brazos extendidos a los lados), que permite definir la proyección del eje X perpendicular al eje Z. Sin embargo, lograr la postura T correcta puede ser difícil para pacientes con limitaciones motoras. Para estos casos, se ofrece un método de calibración alternativo que se basa únicamente en la posición inicial, utilizando los vectores de gravedad y magnetómetro. En esta posición, el eje Z se define como opuesto a la gravedad, el eje X se calcula como ortogonal tanto a Z como al vector magnético. El eje Y, en ambos casos, se calcula como un vector ortogonal al producto vectorial de X y Z. Como resultado, se obtiene una matriz ortonormal de 3×3 (X, Y, Z), que define el sistema de coordenadas local para cada IMU. Se implementan también mecanismos de corrección azimutal para asegurar una visualización adecuada de la postura en relación con el espacio de trabajo.

El proceso de análisis de la posición espacial de los segmentos corporales incluye la proyección de su orientación sobre los planos anatómicos. La dirección general de cada segmento se determina a partir de los ejes locales calculados del IMU, lo que permite una interpretación anatómica coherente de la orientación del sensor. Adicionalmente, se calculan los ángulos relativos entre segmentos corporales adyacentes, como el hombro–bíceps y el bíceps–antebrazo. Estos ángulos reflejan movimientos biomecánicos relevantes.

Se está trabajando en la mejora del algoritmo de fusión de datos vectoriales con el objetivo de aumentar la robustez frente a errores en la colocación y calibración de los sensores, así como frente a la variabilidad del movimiento, ya que los movimientos anatómicos a menudo implican múltiples ejes y segmentos de manera simultánea.

2.2.2. Cálculo de EMG

El programa trabaja con el nivel de señal ya procesado y obtenido a partir de los sensores EMG, el cual se encuentra en un rango de 0 a 1000. Los valores se transmiten a través de una placa Arduino mediante entradas analógicas. El nivel de cada sensor EMG se envía como parte de un único paquete JSON con la etiqueta correspondiente. En el software, estos valores se representan gráficamente en tiempo real.

2.3. Interfaz de usuario

La interfaz del programa contiene ventanas para la visualización en tiempo real de las extremidades superiores del cuerpo humano, así como gráficas de los ángulos goniométricos de cada segmento corporal. Se garantiza la sincronización de

eventos del juego mediante marcas temporales. Además, existe la posibilidad de agregar marcas personalizadas.

Se admite el almacenamiento de los datos recibidos para una exportación flexible de resultados y marcas con fines de análisis, incluyendo la importación a archivos de informe. También se ofrece la posibilidad de configuración en red de la aplicación y seguimiento del estado actual de calibración de los sensores IMU. Se presta mucha atención al trabajo con datos archivados. Existe la posibilidad de construir gráficos de ángulos por plano y parte del cuerpo. Se admite el trabajo con gráficos (escala, desplazamiento y exportación). Las marcas de eventos guardadas siempre están disponibles en cualquiera de los gráficos.

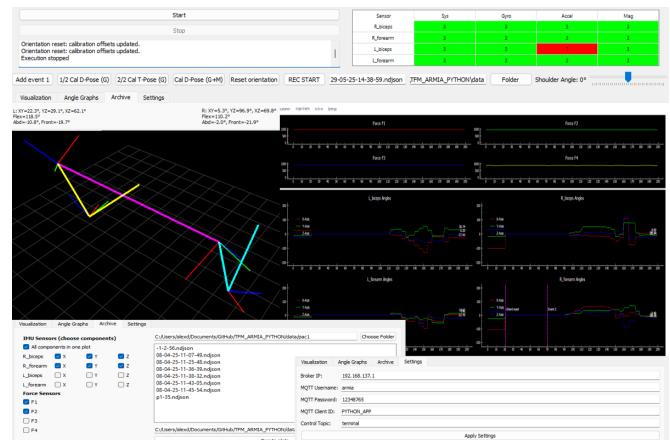


Figura 5: Interfaz de usuario

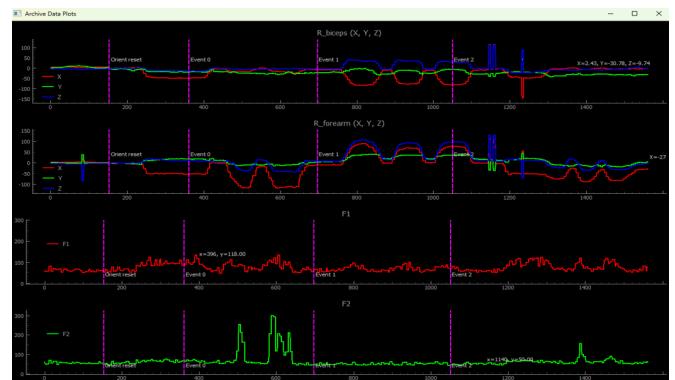


Figura 6: Ejemplos de datos históricos con marcas de eventos: gráficas de los ángulos del bíceps (1) y del antebrazo (2). Valores del EMG (3-4).

3. Pruebas de validación

3.1. Validación funcionalidad

La verificación del funcionamiento se llevó a cabo desde el punto de vista de su aplicabilidad en la rehabilitación ambulatoria, la ergonomía y la facilidad de uso para los diferentes tipos de pacientes. Las verificaciones de laboratorio consistieron en la evaluación de los ángulos en posturas fijas, pero estas no son capaces de proporcionar la información necesaria sobre el uso real y las particularidades que surgen durante la operación.

3.2. Pruebas de concepto con pacientes crónicos

En el Centro de Día de la Asociación de Daño Cerebral Adquirido de Alicante (ADACEA) se llevó a cabo una jornada de pruebas con el prototipo del dispositivo sensorizado, diseñado para la rehabilitación de personas con daño cerebral adquirido. Las pruebas se realizaron con cuatro pacientes que actualmente se encuentran en proceso de rehabilitación tras haber sufrido un ictus.

Durante la sesión, los participantes utilizaron el dispositivo para interactuar con un videojuego terapéutico, lo que permitió recopilar datos valiosos para la validación y mejora de la tecnología. La colaboración activa de los usuarios no solo facilitó la obtención de información relevante sobre la usabilidad y las características del dispositivo en un entorno real, sino que también demostró el potencial del sistema para motivar e implicar a los pacientes en su proceso de recuperación.



Figura 7: Pruebas en ADACEA

3.2.1. Observaciones y mejoras del proyecto

La ergonomía del dispositivo no presentó inconvenientes: su uso resultó cómodo tanto cuando se coloca directamente sobre el cuerpo como cuando se apoya en el respaldo de una silla. Sin embargo, se identificó una eficacia limitada de los sensores EMG MYOWARE 2.0 Muscle Sensor en condiciones ambulatorias reales, fuera del entorno de laboratorio y con varios pacientes al mismo tiempo. Estos sensores requieren una colocación extremadamente precisa sobre el músculo, así como un ajuste individual de la ganancia, lo que resulta poco práctico a nivel constructivo y consume un tiempo considerable. También se observó una ligera incomodidad debido al despegue de los electrodos de la piel. Para tener más precisión, se necesitaría unos sensores con mayor frecuencia y mejor portabilidad.

Durante la interacción con el juego, un aspecto relevante fue el tamaño de la pantalla y la distancia hasta el jugador. Se identificó la necesidad de aumentar el contraste de los elementos del juego en condiciones de realidad aumentada, ya que el fondo visual afectaba la capacidad de concentración del paciente.

Otro factor importante fue la iluminación del entorno. En nuestro caso, se observó una interferencia causada por el efecto de parpadeo estroboscópico, resultado de la modulación por ancho de pulso (PWM) de la iluminación LED, cuya frecuencia no coincidía con la tasa de captura de la cámara. Esta interferencia afectó negativamente a la fiabilidad del reconoci-

miento de la posición de las manos, especialmente con diferentes tonos de piel y orientaciones de la muñeca. Una opción sería agregar una fuente de luz frontal difusa.

4. Conclusiones

Este artículo ha presentado un dispositivo una nueva versión del dispositivo ARMIA, un sistema innovador para la rehabilitación domiciliaria basado en una herramienta sensorizada y portable, que permite realizar ejercicios de rehabilitación mediante juegos serios. El artículo describe el nuevo hardware y software del dispositivo, así como pruebas de validación funcional con pacientes de una asociación de daño cerebral.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido desarrollado en el marco de los proyectos MYOREHAB (PCI2023-143405) y GARMOR (PID2022-139105OB-I00), financiados ambos por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades y la Agencia Estatal de Investigación MCIN/AEI/10.13039/501100011033.

Referencias

Chiri, A., Cortese, M., de Almeida Riberio, P. R., Cempini, M., Vitiello, N., Soekadar, S. R., Carrozza, M. C., 2013. A telerehabilitation system for hand functional training. In: Pons, J. L., Torricelli, D., Pajaro, M. (Eds.), *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, pp. 1019–1023.

Evolv Rehabilitation Technologies S.L., 2025. VirtualRehab. <https://evolvrrehab.com/es/virtualrehab/>, accessed: 2025-05-01.

Garcia, G. J., Alepuz, A., Balastegui, G., Bernat, L., Mortes, J., Sanchez, S., Vera, E., Jara, C. A., Morell, V., Pomares, J., Ramon, J. L., Ubeda, A., 2022. Armia: A sensorized arm wearable for motor rehabilitation. *Biosensors* 12 (7).

URL: <https://www.mdpi.com/2079-6374/12/7/469>
DOI: 10.3390/bios12070469

Kottink, A. I. R., Van Velsen, L., Wagenaar, J., Buurke, J. H., Dec. 2015. Assessing the gaming experience of a serious exergame for balance problems: Results of a preliminary study. *International Conference on Virtual Rehabilitation, ICVR 2015*, 135–136.
DOI: 10.1109/ICVR.2015.7358614

Krebs, H., Hogan, N., Aisen, M., Volpe, B., 1998. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 6 (1), 75–87.
DOI: 10.1109/86.662623

Levin, M. F., Weiss, P. L., Keshner, E. A., 03 2015. Emergence of virtual reality as a tool for upper limb rehabilitation: Incorporation of motor control and motor learning principles. *Physical Therapy* 95 (3), 415–425.
DOI: 10.2522/ptj.20130579

Lockery, D., Peters, J. F., Ramanna, S., Shay, B. L., Szturm, T., May 2011. Store-and-feedforward adaptive gaming system for hand-finger motion tracking in telerehabilitation. *Trans. Info. Tech. Biomed.* 15 (3), 467–473.
DOI: 10.1109/TITB.2011.2125976

Richardson, R., Brown, M., Bhakta, B., Levesley, M., 11 2003. Design and control of a three degree of freedom pneumatic physiotherapy robot. *Robotica* 21, 589–604.
DOI: 10.1017/S0263574703005320

TECNALIA, 2022. ArmAssist: Robot Assistant for Upper Limb Rehabilitation. <https://www.tecnalia.com/en/technological-assets/armassist-robot-assistant-for-upper-limb-rehabilitation>, accessed: 2025-05-01.

Zhu, T. L., Klein, J., Dual, S. A., Leong, T. C., Burdet, E., 2014. reachman2: A compact rehabilitation robot to train reaching and manipulation. In: *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. pp. 2107–2113.
DOI: 10.1109/IROS.2014.6942845