

[PID 6225](#)

## Desarrollo y validación de un entorno de evaluación para cuantificar parámetros biomecánicos y electrofisiológicos relacionados con el desempeño motor mediante un dispositivo háptico

Rosa María Weisz; José Biurrún Manresa; Leandro Mayrata, Christian A. Mista; Esteban Osella

Autores: Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos. Ruta provincial 11, km 10 Oro Verde, Entre Ríos, Argentina

Contacto: [rosa.weisz@uner.edu.ar](mailto:rosa.weisz@uner.edu.ar)

ARK: <https://id.caicyt.gov.ar/ark:/s22504559/z51mgrnzn>

### Resumen

El siguiente informe presenta los resultados del PID 6225 de la UNER, en el que se logró desarrollar y validar un entorno de evaluación (interfaz) para cuantificar parámetros relacionados con el desempeño motor, haciendo uso de un manipulador háptico.

En el marco del mismo, se realizó una revisión bibliográfica sistemática, para detectar áreas de vacancia y tendencias en el uso de sistemas robóticos para evaluación de afecciones musculoesqueléticas en miembro superior. También se propusieron 2 protocolos de evaluación: uno más complejo -para investigación-: "NHPT Cue Based" y otro más sencillo de implementar -para la clínica-: "NHPT Self Paced".

Se presentó y aprobó un protocolo de evaluación -que se publicó en ClinicalTrials.gov-, se registraron los datos de individuos sanos, que serán usados como Gold Estándar de desempeño motor de miembro superior y se seleccionaron las métricas que es deseable medir para evaluar dicho desempeño.

Finalmente, se formaron recursos humanos que se incorporaron a la estructura del Centro de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales (CIRINS) e hicieron sus valiosos aportes al mismo.

**Palabras clave:** Evaluación - Desempeño motor - Miembro superior - Robot háptico.

## 1. Marco teórico

La persona que siente dolor cambia involuntariamente la forma en que se mueve, produciéndose una modificación en las fuerzas desarrolladas (Mista et al., 2018) y una redistribución de la actividad (dentro y entre los músculos) (Hodges & Tucker, 2011). Esta redistribución se realiza para evitar lesiones o dolor adicional (Karos et al., 2017) y aunque tiene beneficios a corto plazo, puede ocasionar consecuencias a largo plazo. Esto se debe a que, una vez desaparecido el dolor, el movimiento no siempre vuelve a restaurarse adecuadamente (Hodges & Tucker, 2011). Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), las condiciones musculoesqueléticas se caracterizan típicamente por dolor (a menudo persistente) y limitaciones en la movilidad y destreza, reduciendo la capacidad de las personas para trabajar y participar en la sociedad (Trudelle-Jackson, 2020). Las condiciones de dolor musculoesquelético (DME) afectan a casi el 20% de la población mundial (Vos et al., 2012), y se espera que su prevalencia siga aumentando con el incremento de la obesidad, el sedentarismo y el envejecimiento en la población en general. Además, la exposición frecuente a agentes nocivos, como objetos pesados o posiciones incómodas en trabajadores manuales o técnicos, puede dar lugar a dolor crónico (Goldberg & McGee, 2011).

En particular, una de las condiciones que resulta de interés en la clínica es el dolor inespecífico. Este tipo de dolor se puede deber a un sinnúmero de causas (fisiológicas o psicológicas), y no siempre es posible conocer la patología asociada y darle un diagnóstico preciso al paciente (Moradi et al., 2013). Las características del dolor inespecífico en el brazo incluyen síntomas que son vagos, difusos y difíciles de explicar con palabras (Sarquis et al., 2016). Los pacientes con dolor inespecífico tienen dolor y dificultad sustancial para llevar a cabo tareas motoras, sin una causa objetiva identificable (que se pueda asociar a una patología) (Moradi et al., 2013). En estos casos, el procedimiento a seguir es realizar en primera instancia un tratamiento que reduzca el dolor, para poder conseguir de este modo, rehabilitar los movimientos.

Es a estos pacientes -con dolores que no se pueden correlacionar con una patología específica-, que se espera poder ayudar, generando nuevas herramientas que faciliten el proceso de rehabilitación, enfocando las terapias que más impacto tengan sobre cada uno. En este sentido, estudios recientes han establecido que el uso de robots puede contribuir a mejorar la performance motora y a acortar los tiempos de aprendizaje (Jafari et al., 2016), por ejemplo, en rehabilitación de miembro superior (Ordóñez et al., 2013) en adultos y niños (Jafari et al., 2016).

Dentro de la robótica, las interfaces hápticas presentan características prometedoras como una potencial solución tanto al desarrollo de nuevos métodos de valoración de la evolución del sujeto, como para generar nuevas terapias basadas en estas interfaces. El término háptica viene del griego "haptesthai", que significa "tocar". En el entorno de la robótica, la háptica es "la ciencia de aplicar sensaciones táctiles, cines-tésicas o ambas a las interacciones humano-computadora" (El Saddik et al., 2011). Los dispositivos hápticos proveen al usuario de un entorno virtual, una retroalimentación de fuerza, capaz de generar una sensación de presencia al operador (que puede sentir diferentes texturas o la colisión con un objeto). Este tipo de interfaces, tienen un gran potencial y sus aplicaciones son diversas. Algunas de las líneas de investigación biomédicas en las que se usan este tipo de interfaces son: comprender al ser humano como un controlador (se utilizan para medir y modelar el control sensoriomotor), investigar

la efectividad de la realimentación háptica para mejorar el aprendizaje motor (a veces, combinados con entornos de Realidad Virtual) y para mejorar la rehabilitación de pacientes con discapacidades motoras (Wei, 2018) (Ibáñez et al., 2017).

En este contexto, el presente proyecto propone desarrollar un entorno de evaluación de cambios neuromusculares utilizando un dispositivo háptico. La propuesta es investigar si, mediante su uso, es posible valorar cuantitativamente cambios neuromusculares mediante el registro de parámetros dinámicos, biomecánicos y electrofisiológicos, utilizando medidas objetivas que ayuden a la futura toma de decisiones clínicas basadas en evidencia.

## 2. Objetivos

### 2.1 Objetivo general

Diseñar, desarrollar y validar un entorno de evaluación basado en un dispositivo háptico para cuantificar objetivamente cambios biomecánicos y electrofisiológicos relacionados con el desempeño motriz.

### 2.2 Objetivos particulares

- Introducir una nueva línea de investigación sobre el uso de robots hápticos para la evaluación objetiva de desempeño motriz en la FIUNER.
- Investigar las variables dinámicas, biomecánicas y electrofisiológicas que se han considerado de utilidad en estos estudios y proponer las que relevaremos en el nuestro.
- Desarrollar un entorno de evaluación utilizando un dispositivo háptico.
- Desarrollar un protocolo de validación que haga uso del entorno de evaluación y el dispositivo háptico e implementarlo con individuos sanos.
- Procesar los datos relevados a fin de analizarlos y sacar conclusiones.

## 3. Metodología

La metodología usada para cumplir con las actividades programadas, se detalla a continuación.

### 3.1. Revisión bibliográfica:

Aunque la revisión bibliográfica es permanente, esta fue la actividad más intensa en el primer semestre de ejecución del proyecto, ya que era necesario definir el/los test que debíamos implementar en nuestro entorno virtual. Al realizar esta revisión, notamos que no había un "Gold Estándar" utilizado para evaluación de la performance motora de miembro superior. Es por ello que decidimos hacer una revisión sistemática de alcance - denominada "systematic scoping review", en inglés-, que se registró en la base de datos: Open Science Framework, con el DOI: <https://doi.org/10.17605/OSF.IO/7WF9J>. Los resultados de dicha revisión, se plasmaron en el artículo: "A systematic scoping review of experimental and clinical use of Robotic Assessment Systems in upper limb musculoskeletal conditions", que fue enviado a una revista científica y se encuentra en evaluación.

Los resultados de esta revisión mostraron que actualmente, no existe consenso en cuanto a las variables que deben medirse en los Sistemas de Evaluación Robótica (RAS)

utilizados para patologías o problemas musculoesqueléticos. Por este motivo, varios autores utilizan las variables propuestas para enfermedades relacionadas con deficiencias neurológicas sensoriomotoras, como el accidente cerebrovascular (Coderre et al., 2010): datos de velocidad, suavidad del movimiento -en el caso de RAS que utilizan robots convencionales- a los que se les puede sumar la magnitud de la fuerza, o la fuerza de agarre -para los que hacen RAS robots hápticos, que tienen la posibilidad de medir esfuerzos- (Schwarz et al., 2019) y (Kanzler, Rinderknecht, et al., 2020).

Puesto que en el PID, contamos con un dispositivo háptico portátil (Phantom Omni®), se decidió implementar el test: Virtual Peg Insertion (Kanzler, Schwarz, et al., 2020) en la interfaz. El mismo fue propuesto como estándar por un grupo de investigación en Zurich, para validar métricas de salud digitales en pacientes con discapacidades neurológicas sensitivomotoras (Kanzler, Rinderknecht, et al., 2020), luego de hacer una revisión sistemática de evaluaciones cinemáticas de los movimientos de las extremidades superiores en pacientes con accidentes cerebrovasculares (Schwarz et al., 2019). Su aplicación para la evaluación asistida por tecnología de las deficiencias sensitivomotoras en el brazo y la mano de personas que han sufrido un accidente cerebrovascular ha arrojado resultados funcionalmente relevantes (Kanzler, Rinderknecht, et al., 2020) (Kanzler, Schwarz, et al., 2020). El Virtual Peg Insertion test (VPIT), implementa -en entorno virtual- la prueba de inserción de clavijas o prueba de clavija de nueve orificios (abreviada como NHPT, por sus siglas en inglés) que se usa comúnmente en la práctica clínica, para medir la destreza manual en individuos con patología tales como esclerosis múltiple (Feys et al., 2017) o stroke.

### 3.2. Análisis técnico y descripción matemática del manipulador:

El entorno virtual de evaluación propuesto, está basado en el dispositivo háptico portátil: Phantom Omni®. Cabe recordar, que los dispositivos hápticos -como el que se muestra en la figura 1- proveen al usuario de un entorno virtual, una retroalimentación de fuerza, capaz de generar una sensación de presencia al operador (que puede sentir diferentes texturas o la colisión con un objeto).



**Figura 1.** Dispositivo háptico conectado a una interfaz

Ya que Phantom Omni® es un manipulador que lleva varios años en el mercado, el análisis técnico y la descripción matemática del mismo están ya disponibles en distintas publicaciones (Jarillo-Silva et al., 2009) y no hizo falta reproducirlos.

### 3.3. Recopilación de requisitos del sistema:

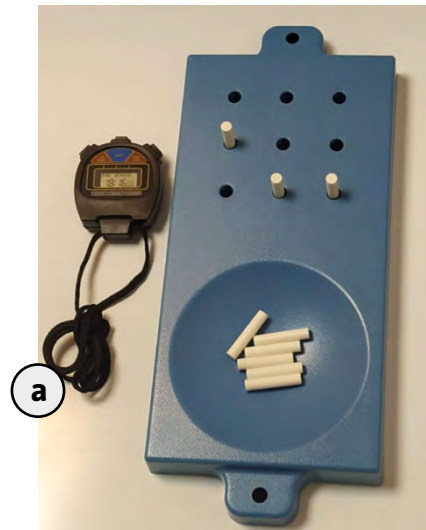
Con el objetivo de definir requisitos del sistema a diseñar, se realizaron entrevistas a los futuros usuarios (investigadores y fisioterapeuta). Los resultados obtenidos, fueron los siguientes:

- **Requisito 1:** las variables que deberá medir el sistema son la posición, velocidad y fuerza de la punta del robot háptico (el "cursor"). Además, fue mencionado que sería una adición interesante la medición de parámetros biomecánicos de las articulaciones de codo y hombro, así como también la adquisición de señales de electroencefalografía (EEG) o electromiografía (EMG).
- **Requisito 2:** se requiere que el sistema sea modular, con la capacidad de agregar o quitar módulos de forma sencilla. Cada uno de estos módulos contendría una funcionalidad (interfaz con robot háptico, adquisición de señales de EEG, cámara, etc.).
- **Requisito 3:** los datos deben ser exportados en un tipo de archivo que sea fácilmente legible por diferentes programas utilizados para su procesamiento.
- **Requisito 4:** la adquisición de las diferentes variables debe estar sincronizada temporalmente.
- **Requisito 5:** el programa debe ser de sencilla utilización.

### 3.4. Actualización sobre el estado del arte de los paradigmas utilizados para el desarrollo de habilidades motoras y rehabilitación de miembro superior que utilicen dispositivos hápticos similares. Evaluación y selección de los más prometedores:

Como ya se mencionó en la revisión bibliográfica, después de actualizarnos sobre los paradigmas utilizados para la evaluación de las habilidades motoras, se decidió implementar en un entorno virtual, la prueba de inserción de clavijas o prueba de clavija de nueve orificios (NHPT). Ya que la misma arrojó buenos resultados en la evaluación asistida por tecnología de las deficiencias sensitivomotoras funcionalmente relevantes en el brazo y la mano de personas que han sufrido un accidente cerebrovascular (Kanzler, Schwarz, et al., 2020). Es además, una prueba muy usada y sencilla de realizar en su modalidad analógica, lo que permite comparar fácilmente los resultados obtenidos con ambas modalidades (analógica vs. interfaz digital).

El NHPT está desarrollado para medir la destreza manual fina. Se aplica en una gran cantidad de pacientes con patologías diversas relacionadas a disfunciones de miembro superior. Consta de un tablero con nueve agujeros y nueve clavijas cilíndricas que encajan en cada agujero como se muestra en la figura 2. En este test, los pacientes deben colocar una clavija en cada agujero y son puntuados en función del tiempo (en segundos) que tardan en completar la actividad de la prueba. El cronómetro debe iniciarse desde el momento en que el participante toca la primera clavija hasta el momento en que la última clavija golpea el recipiente. En promedio, los adultos varones sanos completan el NHPT en 19,0 segundos con la mano dominante y en 20,6 segundos con la mano no dominante. Para mujeres adultas sanas, el NHPT se completa en 17,9 segundos y 19,6 segundos con la mano dominante y no dominante, respectivamente (Figueiredo S., 2011).



**Figura 2.** Tablero de los 9 agujeros con clavijas blancas (usado para NHPT)

### 3.5. Definición de especificaciones y componentes del sistema informático a desarrollar:

Se realizó un análisis de los requisitos registrados en las entrevistas y se concluyó que todos eran factibles. Pero en una primera instancia, por cuestiones de tiempo, se limitó la medición de los parámetros biomecánicos y al ángulo articular del codo (ya que la interfaz debía estar implementada a fines de 2021, para que nuestro becario -Diego Arévalo- pudiera terminar su Proyecto Final de Carrera y tomar posesión de una beca doctoral del CONICET). Finalmente, en una segunda instancia, decidimos no medir el EMG y en su lugar, medimos el ángulo articular del codo con el exoesqueleto: EduExo y los comparamos con los datos arrojados por la grabación de la cámara. Dicho exoesqueleto sencillo de miembro superior, se imprimió en el “Laboratorio de Prototipado Electrónico y 3D” de la facultad, en base a los planos del manual en PDF -de la empresa Auxivo-, que se adquirió con fondos del proyecto.

Esta elección obedece al hecho de que, después de hacer la revisión sistemática de la literatura, encontramos que este tipo de tecnologías se está usando cada vez más en sistemas de evaluación robótica destinados a valorar el desempeño motor del miembro superior. Por lo tanto, encontramos que era de interés incorporar el EduExo a nuestro estudio, para, en proyectos posteriores, comparar performances entre un robot manipulador y un exoesqueleto. De hecho, Solana Lopez Agüero, la becaria que se incorporó al proyecto en 2022 cuando el anterior becario -ya recibido-, pasó a revestir como investigador, lo utilizó para seguir trabajando en su Proyecto Final de Carrera, denominado: “Diseño y desarrollo de un prototipo funcional de exoesqueleto para asistencia en neurorehabilitación de miembro superior”.

Asimismo, se propuso una interfaz de usuario amigable y sin ambigüedades, en la que quede claro a simple vista cómo configurar e iniciar la prueba.

En cuanto al modelo de desarrollo, se optó por un modelo en espiral, donde se evalúa la funcionalidad y se rediseñan los aspectos necesarios para cumplir con los objetivos, a medida que se obtienen resultados que pueden probarse (ver figura 3).

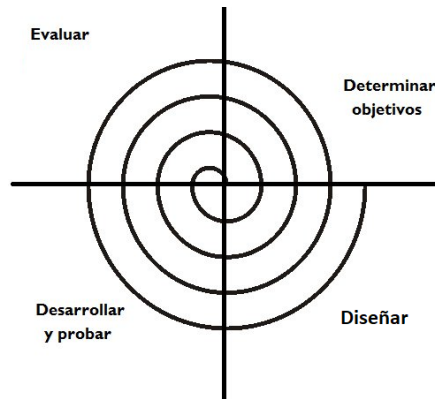


Figura 3. Esquema del desarrollo en espiral

Se determinó que, para poder obtener las variables a medir, se implementarían cuatro módulos:

- Para la velocidad y posición del robot (variables cinemáticas), un módulo de interfaz háptica.
- Para la medición de ángulos articulares en base a imágenes, un módulo cámara (para adquirir las mismas) y un módulo procesamiento de imágenes (para calcular los ángulos).
- Para la adquisición de señales de EEG y el ángulo del exoesqueleto (que se calcula en base a una señal de voltaje), un módulo de adquisición de señales.

### 3.6. Diseño integral y modular del software a partir de las especificaciones y funcionalidades planteadas:

La plataforma se diseñó de forma modular, de manera que resulte sencillo ampliar sus funciones actuales e incorporar nuevos tests a futuro. Está compuesta de módulos que interfazan con diversos dispositivos y el módulo de interfaz de usuario, como se muestra en la figura 4.

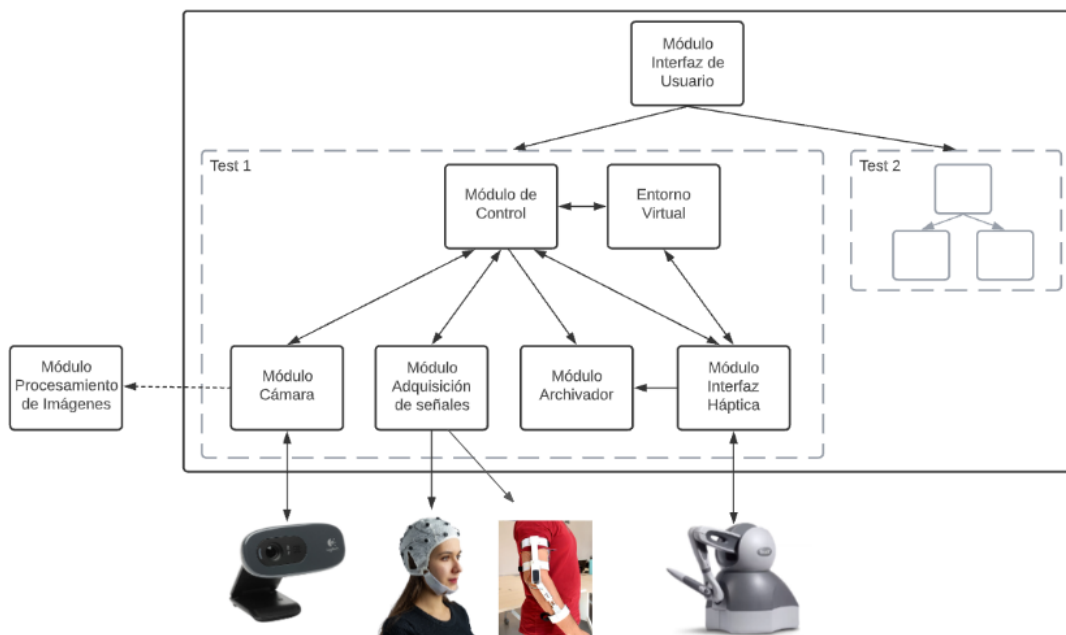


Figura 4. Esquema del diseño modular del software

La figura 4 muestra como desde el módulo de interfaz de usuario se pueden seleccionar los distintos tests, acoplando los módulos correspondientes.

### 3.6.1. Desarrollo del módulo de interfaz de comunicación y control del dispositivo háptico e interfaz visual de tareas motoras propuestas:

Como resultado de las iteraciones en la etapa de desarrollo, se implementó un módulo de control de cada test, que se encargará de acoplar los diferentes módulos asociados a él, además de controlar la lógica de los eventos (en caso de tenerlos) y las modificaciones del entorno ante las acciones del usuario (figura 4).

Los módulos que no son de un test particular (como los de interfaz con dispositivos) fueron diseñados de forma que se pueda acceder a sus funciones principales desde el módulo de control de los test, para facilitar su integración.

### 3.6.2. Diseño del módulo de interfaz de usuario:

La interfaz se diseñó de tal manera que se puedan seleccionar entre dos diferentes tests a llevar a cabo por el usuario y tiene la posibilidad de que se puedan agregar más en desarrollos futuros.

En la figura 5, se puede ver una captura de la misma (que fue actualizada respecto de la primera versión, en base a las retroalimentaciones de los usuarios).

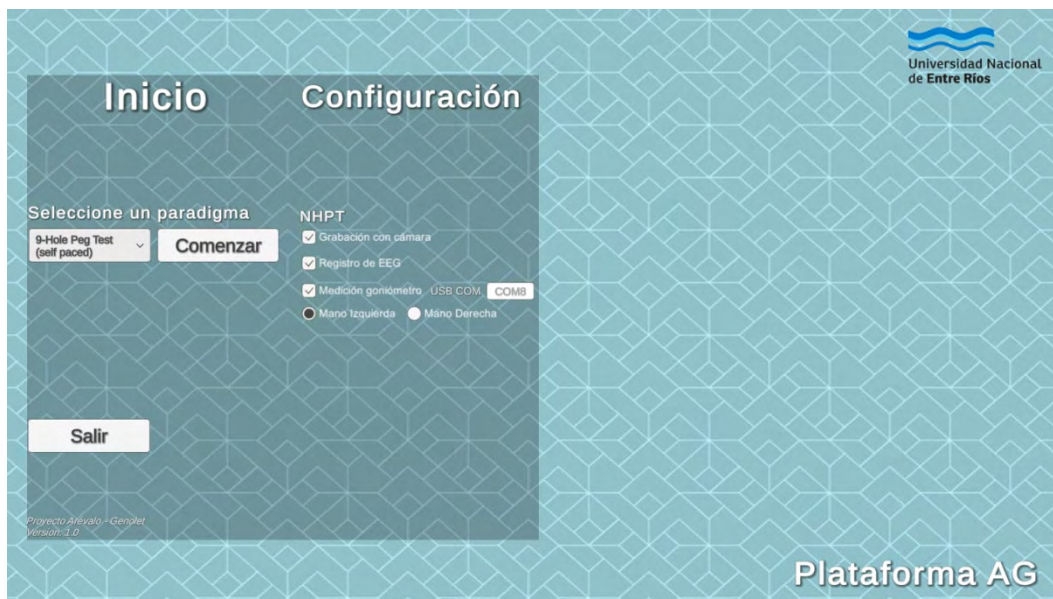


Figura 5. Interfaz de usuario

### 3.6.3. Módulo interfaz háptica:

El módulo que interactúa con el robot háptico se diseñó para intercambiar información con el mismo y tiene la posibilidad de setear la fuerza que debe realizar el manipulador y recibir su posición. Es el que le permite al robot interactuar con los objetos del entorno virtual, pudiendo establecer una retroalimentación háptica con el usuario para hacerlo.

### 3.6.4. Módulo cámara y módulo procesamiento de imágenes:

El módulo cámara será el encargado de adquirir las imágenes del usuario mientras



realiza la prueba. El diseño de este módulo incluye la adición de una cámara web, con la opción de dar inicio y fin a una grabación.

Se diseñó además, un sistema de medición utilizando procesamiento de imágenes por software, para medir el ángulo articular del codo. Dicho ángulo se saca de una grabación en video de la ejecución de la tarea por parte del usuario, que queda guardado.

El módulo de procesamiento de imágenes es el que obtiene el ángulo articular en cada fotograma de la grabación de la cámara, como se muestra en la figura 6.



Figura 6. Cálculo del ángulo articular mediante imágenes

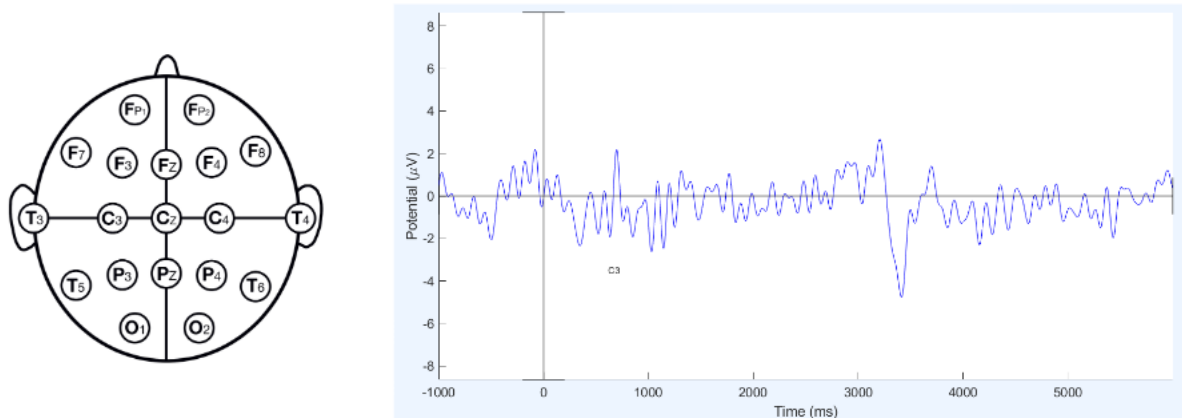
Para el desarrollo del algoritmo para la medición de los ángulos articulares se implementó un script en el lenguaje de programación Python 3.9, tomando como herramienta MediaPipe 0.8.9.1.

### 3.6.5. Módulo adquisición de señales:

El módulo de adquisición de señales de EEG se diseñó en torno a la interacción con dispositivos de adquisición, siendo entonces una interfaz con éstos, que envía información temporal (triggers) para ubicar ciertos eventos de la tarea en la señal adquirida de EEG. Este módulo interactúa con una placa de adquisición de señales, a través de la cual realizaría el envío de datos al dispositivo de adquisición de señales de EEG. El inicio y final de la adquisición no dependen de este módulo, sino la señalización de ciertos momentos clave en la prueba.

A este módulo, se le adicionó a posteriori, la adquisición de la señal del goniómetro que sensa el ángulo de la articulación del codo del exoesqueleto "EduExo". Puesto que su diseño permite agregar de forma simple la adquisición de otro tipo de señales (además de la de EEG), debido a la inespecificidad de su interacción.

La figura 7, muestra la distribución de los electrodos para adquirir el EEG y 6000 ms de una señal adquirida con este módulo (y procesada con la Toolbox EEGLab de MATLAB).



**Figura 7.** Distribución de los electrodos del EEG y señal (procesada) del canal C3-Avg

En la figura 8, se puede ver uno de los investigadores del proyecto realizando uno de los test, mientras se adquieren las señales de EEG y del goniómetro del exoesqueleto (que devuelve el ángulo articular del codo).



**Figura 8.** Adquisición de las señales de: EEG + goniómetro

### 3.6.6. Módulo archivador:

El módulo archivador se encarga de almacenar los datos obtenidos en la prueba en tiempo real (velocidad y posición del robot háptico, momentos en los que se envía información a la placa de adquisición de señales y cualquier otra información intrínseca del test que se requiera almacenar). Con la idea de poder acceder de forma rápida a los datos, se optó por almacenar los mismos en un tipo de archivo compatible con el software encargado del procesamiento. Debido a que la cantidad de datos es relativamente baja, se decidió realizar el almacenamiento en archivos de texto, en formato valores separados por comas (“Comma Separated Values” en inglés, CSV), almacenando en un buffer todos los datos durante la prueba y volcándolos en el archivo una vez finalizada, para mejorar el rendimiento del sistema.

### 3.7. Tests implementados:

Se decidió implementar dos versiones modificadas del test NHPT: Nine Hole Peg Test Cue Based (que es donde se miden otras señales, además de las que brinda el robot háptico -como EEG o la medición del ángulo del codo-, que pueden ser de interés para los investigadores) y Nine Hole Peg Test Self Paced (que es el que se planea usar en la clínica). Ambos respetan los objetos fundamentales del test original, la tabla con nueve

agujeros y las nueve clavijas, lo que cambia es la forma de interactuar con ellos. Los dos requieren la posibilidad de ser realizados tanto con la mano derecha, como con la izquierda. El entorno de desarrollo para implementar la interfaz fue: Unity 2020.3.19f1.

### 3.7.1. Nine Hole Peg Test Cue Based

Este test “basado en señales” (cue based en inglés) trabaja con señales que dependen del tiempo o determinados eventos, dividiendo al test en varias repeticiones de la misma tarea. Cada repetición, intento o trial comienza en una misma posición predefinida, y consiste en colocar de la forma más rápida posible una clavija aleatoria en un agujero aleatorio. Esta aleatoriedad se da en el orden de los primeros nueve intentos sin repetirse clavija. Luego, en caso de agregar intentos, se repite el orden de esos primeros nueve. En caso de no lograr completar un intento dentro de un determinado tiempo o colocar la clavija dentro de otro agujero, se lo da como fallido.

Las señales que se le presentan al usuario son visuales, con cambios de colores en las clavijas o pegs, pasando de un color blanco (inactivo) a un color rojo, el cual marca la clavija que deberá moverse pero sin dar la señal de hacerlo aún, hasta finalmente el color verde, el cual señala que se debe comenzar el movimiento de la clavija. También se marca el agujero al cual se deberá ingresar la clavija con el agregado de un objeto translúcido de color celeste. Los agujeros inactivos no tienen color ni objeto dentro.

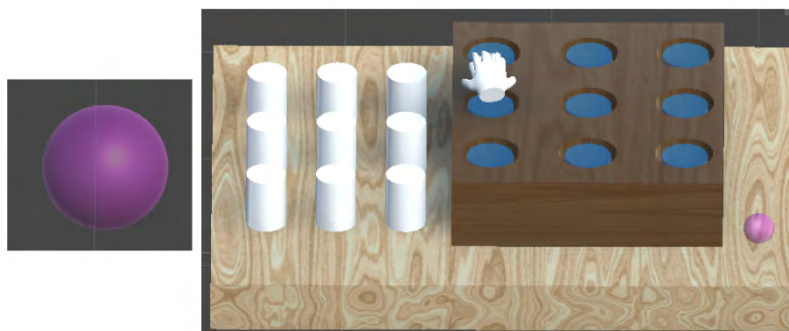
Al terminar una repetición, se reinicia la posición de las clavijas.

Se definió que se envíen marcas temporales (triggers) en dos momentos diferentes, cuando la clavija cambia de color a rojo y cuando termina una repetición, para poder analizar esos momentos en particular dentro de las señales de EEG a adquirir.

El test dará como resultados de análisis intrínsecos un índice de éxito en las repeticiones, así como también la duración total del test. El resto de los resultados se obtienen de los otros módulos.

Se diseñó este test con el objetivo de poder observar en las señales de EEG adquiridas de los voluntarios la intención motora, la cual se podría identificar al trabajar con repeticiones en las que se le señala qué clavija deberá mover y hacia dónde. Estas repeticiones cuentan con ventanas de tiempo de duración predeterminedada para facilitar esta identificación en las señales. Se planteó que la cantidad de repeticiones inicial (con posibilidad de modificarla) sea 36, con el objetivo de tener datos de varias repeticiones con cada clavija (al ser 9, serían 4 repeticiones con cada una).

En este paradigma, se agregó una esfera translúcida, como se ve en la figura 9, que marca el punto de inicio de cada repetición de la prueba, la posición que debe tomar el cursor del robot previa al siguiente intento. Este objeto ve reflejada su posición junto con los demás al cambiar de mano.

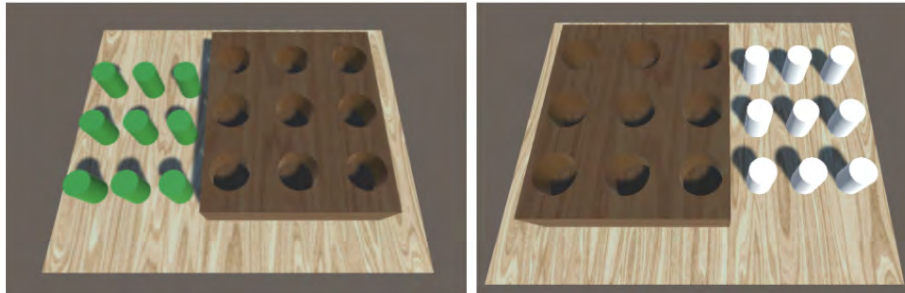


**Figura 9.** Esfera (izquierda). Esfera dentro del entorno, ubicada en la esquina inferior derecha (imagen derecha).

### 3.7.2. Nine Hole Peg Test Self Paced

Este segundo test “a ritmo propio” (self paced en inglés) da la libertad al usuario que lo realiza de colocar la clavija que desee en el agujero que desee a la velocidad que pueda hacerlo. Este test es el más similar al NHPT original, y termina cuando se colocan las nueve clavijas en los nueve agujeros, dando como resultado de análisis intrínseco la duración total del test. El resto de los resultados se obtienen de los otros módulos.

En la figura 10, se puede ver la disposición del tablero para la mano derecha e izquierda.



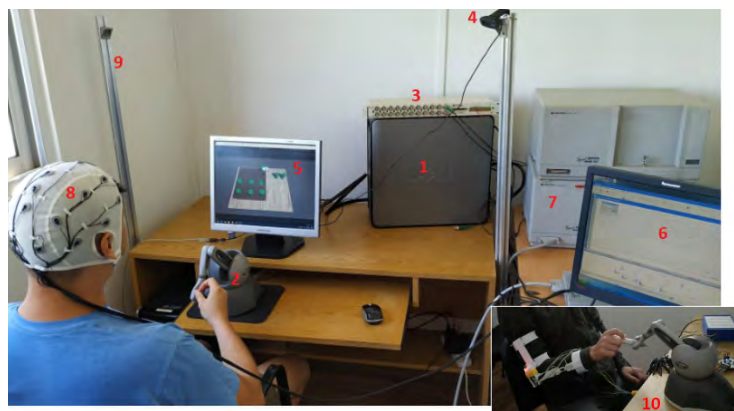
**Figura 10.** Disposición para mano izquierda (izquierda). Disposición para mano derecha (derecha).

## 3.8. Pruebas y validación integral del sistema desarrollado:

### 3.8.1. Setup experimental:

Para evaluar el funcionamiento de la plataforma, se implementaron los test detallados anteriormente: NHPT Cue Based y NHPT Self Paced.

En la figura 11 se puede observar el setup experimental inicial, al que se le agregó la adquisición de la señal del exoesqueleto. La PC encargada de ejecutar el proyecto en Unity es (1). A ella se conectaron el robot háptico (2), la placa de adquisición (3), la cámara web (4) y el monitor de PC (5) en el que el voluntario puede observar el entorno 3D con el que interactúa. Luego, el otro monitor de PC (6) corresponde a una computadora (fuera de la imagen) encargada de controlar el dispositivo de adquisición de señales de EEG Neuroscan Synamps (7), el cual tiene conectados los electrodos de la gorra “EEG Electrode Cap Kit” de OpenBCI (8), colocada al voluntario. En ella se pueden observar las señales de EEG adquiridas en tiempo real. Finalmente, en el recuadro que se ve abajo a la derecha (10), se muestra la adquisición de la señal del goniómetro de ReExo.



**Figura 11.** 1: PC plataforma. 2: Robot Háptico. 3: Placa de adquisición NI. 4: Cámara web. 5: Monitor PC plataforma. 6: Monitor PC adquisición EEG. 7: NeuroScan. 8: Gorra con electrodos. 9: Soporte cámara web. 10: Exoesqueleto “ReExo”.

### 3.8.2. Participantes:

En una primera instancia, se realizaron las primeras pruebas y validación integral del sistema con 4 voluntarios sanos pertenecientes al grupo de investigadores del proyecto. Los resultados de las mismas (que incluían las componentes de 1 a 9 de la figura 11, sin el ReExo que se incorporó después), fueron adjuntados al informe de avance del presente PID.

En vista de que los resultados de las pruebas resultaron satisfactorios, se elaboró el protocolo experimental definitivo para validar la interfaz con voluntarios sanos, al que se le incorporó el uso del exoesqueleto -punto (10) de la figura 11-. Dicho protocolo fue aprobado por el comité de ética de la provincia de E. R. -Exp. Nro. 2727924- y se encuentra disponible en el Registro Nacional de Investigaciones en Salud (RENIS), con el Nro. IS003960. También ha sido [registrado en ClinicalTrials.gov](https://www.clinicaltrials.gov/ct2/show/study/NCT05819047), con el ID: NCT05819047.

Los resultados presentados en el presente informe, corresponden a 15 voluntarios sanos, con edades entre 23 y 59 años. Los mismos recibieron, leyeron y firmaron un documento denominado: “*Información al participante y Consentimiento Informado*” -que también fue aprobado por el comité de ética de la provincia- y cumplieron los criterios de inclusión:

- Edad entre 18 y 60 años.
- Sin historial de enfermedades neurológicas, dolor crónico y desórdenes musculoesqueléticos.
- voluntad y capacidad de comprender completamente el contenido y los alcances del experimento, y cumplir con las instrucciones del mismo.

Cabe destacar que mientras se está elaborando este informe, seguimos realizando mediciones con más voluntarios sanos, con el fin de reunir los resultados de 30 participantes, a fin de usar estos datos como punto de partida para la próxima etapa de nuestra investigación. Esta decisión se debe a que, por el teorema central del límite, podemos suponer que con 30 individuos o más, la distribución de la población estudiada se puede aproximar a una distribución normal, lo que nos permitiría obtener información estadísticamente más significativa (Premier Research, 2018).

### 3.8.3. Sesión experimental:

Se recibió a cada voluntario en un Laboratorio de la Facultad de Ingeniería, el Laboratorio de Registros Electrofisiológicos del CIRINS (que cuenta con privacidad para establecer una comunicación cómoda). Antes de comenzar, se le explicaron a los voluntarios, en términos sencillos, el propósito del proyecto y las pruebas que sería necesario que realicen al participar del mismo.

Al comenzar la sesión se les pidió a los voluntarios que se sentaran frente a la PC con la plataforma de manera que se sientan cómodos. Luego, se chequeó que la cámara capte adecuadamente el cuerpo de los voluntarios, se les colocó la gorra con electrodos (controlando la impedancia de los mismos) y el exoesqueleto “ReExo” (asegurándonos de visualizar correctamente la señal proveniente del ángulo del codo).

Se realizaron cuatro pruebas para cada voluntario, que consistieron en ejecutar los dos test con ambas manos.

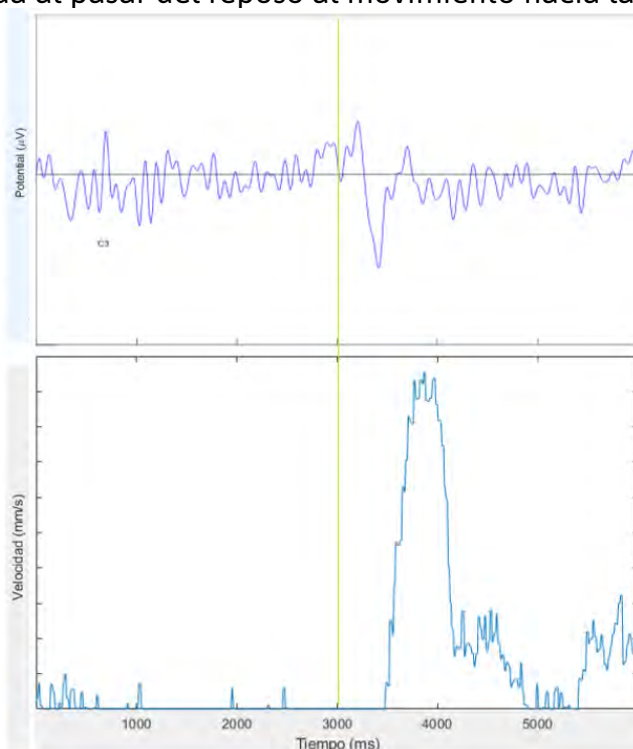
El orden se definió con un generador de números aleatorios, diferente para cada voluntario. Cada sesión tuvo una duración total de alrededor de 1 hora 5 minutos, con 30 minutos de preparación, 15 minutos por cada NHPT Cue Based (se realizan 36 repeticiones de la tarea de este test) y 2,5 minutos por cada NHPT Self Paced.

Todas las sesiones se completaron con éxito.

### 3.8.4. Sincronismo entre datos:

Como se mencionó anteriormente, las señales adquiridas con el protocolo NHPT Cue Based, están sincronizadas temporalmente. Gracias al uso de triggers, que relacionan los momentos en los que se producen los eventos con las señales de EEG y con las grabaciones y medición de los ángulos articulares. En la figura 12 se presentan las gráficas del EEG y del módulo de la velocidad del robot, adquiridas con el protocolo NHPT Cue Based. Las mismas inician en el momento dónde se sitúa el primer trigger correspondiente al cambio de un clavija a color rojo. La línea vertical indica el cambio de color del clavija de rojo a verde (que se produce después de 3 segundos), momento en el cual el voluntario podrá comenzar el movimiento.

En la señal de EEG de la figura 12, se puede ver un potencial premotor (potencial negativo que indica la intención motora). Momentos después, se evidencia un aumento de velocidad, que se da al pasar del reposo al movimiento hacia la clavija.



**Figura 12.** Época de 6 s. Canal C3-Avg (arriba). Módulo de la velocidad vs tiempo (abajo). La línea verde marca el evento de inicio.

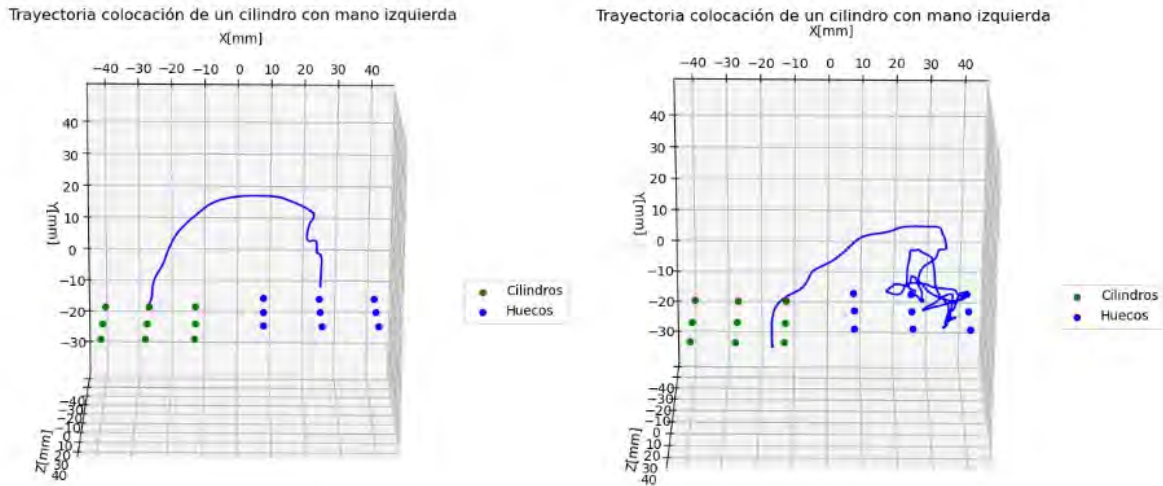
## 4. Resultados

La interfaz funcionó de la forma esperada, interactuando con todos los dispositivos asociados adecuadamente. No presentó fallas durante las sesiones, y permitió almacenar la información obtenida satisfactoriamente. Como se mencionó anteriormente, los resultados incluidos en el siguiente informe, corresponden a 15 sujetos sanos con edades entre 23 y 59 años. De estos 15 sujetos, 13 eran diestros y 2 zurdos.

### 4.1. Trayectorias:

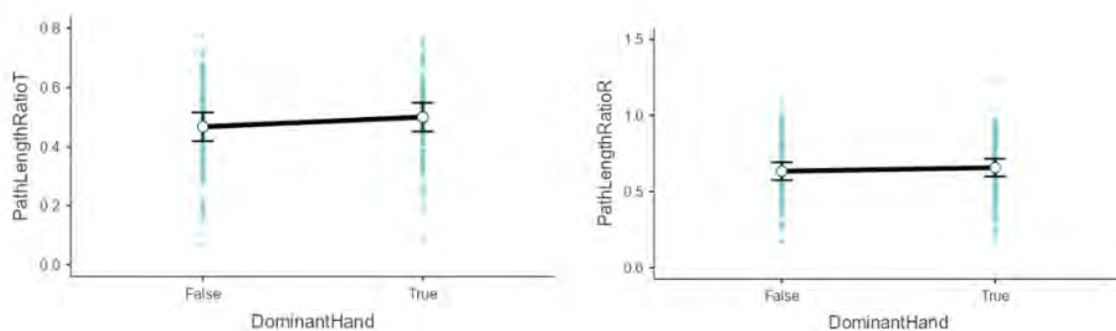
En la figura 13, se puede ver las gráficas tridimensionales de la trayectoria del manipulador (tomadas en la prueba: NHPT Self Paced) para dos sujetos distintos, desde que toman un cilindro (clavija) -en verde- y lo depositan en el hueco de su elección -en

azul-. Aunque ambas pruebas fueron realizadas por sujetos sanos, en la figura 13 se ve claramente que la trayectoria que siguió el sujeto 1 (a la izquierda de la gráfica), es mucho más suave y directa que la del sujeto 2 (a la derecha de la figura). Lo que nos estaría indicando que este test tiene el potencial de evidenciar diferencias en la performance motora de dos individuos distintos y quizás también diferencias antes y después de una terapia, para el mismo individuo.



**Figura 13.** Sujeto 1 (izquierda): trayectoria más suave y directa. Sujeto 2 (derecha): trayectoria más compleja.

Para el análisis estadístico preliminar (n=15), se utilizó un modelo lineal mixto y se analizó como variable la razón entre la longitud de trayectoria efectiva y la longitud de trayectoria óptima tanto para el traslado (*PathLengthRatioT*) como para el retorno (*PathLengthRatioR*). Esta variable caracteriza la eficiencia del movimiento, según (Kanzler, Schwarz, et al., 2020). Se consideraron como factores aleatorios los individuos y la ubicación de los cilindros, y como factor fijo la dominancia de la mano con la que se ejecutó el movimiento (*DominantHand*) -ver figura 14-.



**Figura 14.** PathLengthRatioT: fase de traslado (izquierda). PathLengthRatioR: fase de retorno (derecha).

Los resultados mostraron diferencias significativas debido a la dominancia para el traslado ( $F(1,246) = 5.53, p = 0.02$ ), pero no para el retorno ( $F(1,216) = 0.992, p = 0.320$ ). Con respecto al traslado, la razón fue mayor para la mano dominante (0.658, [0.599 - 0.716], media [IC]) que para la mano no dominante (0.634, [0.575 - 0.692], media [IC]).

Esta diferencia en la performance motora entre el traslado y el retorno, podría explicarse debido a que la fase de traslado (que se puede ver en la figura 13) es más demandante para el sujeto, ya que debe sostener el “peso” percibido de la clavija durante toda la trayectoria para que no se caiga y además, al finalizar la misma, debe colocarla en un “hueco” que es relativamente pequeño y requiere de movimientos más precisos. La fase de retorno, es más “sencilla”, ya que el individuo vuelve a la posición inicial para tomar una nueva clavija con la mano “libre”: sin sujetar nada en el entorno virtual y sin peso extra.

#### 4.2. Suavidad:

Según Balasubramanian y colaboradores, un comportamiento motor humano saludable se caracteriza por movimientos suaves y bien coordinados (Balasubramanian et al., 2012). Estos dependen de las propiedades musculares de cada sujeto y se ven afectados en distintas patologías.

Este grupo, en su publicación: “A Robust and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness” (Balasubramanian et al., 2012), propone utilizar el “Log dimensionless jerk metric”, que podría traducirse como: “métrica logarítmica de brusquedad adimensional”, para medir la suavidad de un movimiento. Esto se condice con la propuesta del grupo de Schwarz, Kanzler y Rinderknecht (Schwarz et al., 2019), (Kanzler, Rinderknecht, et al., 2020) y con lo encontrado en nuestra revisión sistemática.

El “Log dimensionless jerk” se define como (Balasubramanian et al., 2012):

$$\eta_{dj} \triangleq -\ln \left( \frac{(t_2 - t_1)^3}{v_{\text{peak}}^2} \int_{t_1}^{t_2} \left| \frac{d^2v}{dt^2} \right|^2 dt \right) \quad \text{donde} \quad v_{\text{peak}} \triangleq \max_{t \in [t_1, t_2]} v(t) \quad (1)$$

Esta métrica adimensional, que depende de la tercera derivada de la posición -o lo que es lo mismo, de la segunda derivada de la velocidad-, como se puede ver en la ecuación (1), tiene valores negativos y cuanto menor es su magnitud (valor absoluto), más suave es el movimiento (Balasubramanian et al., 2012).

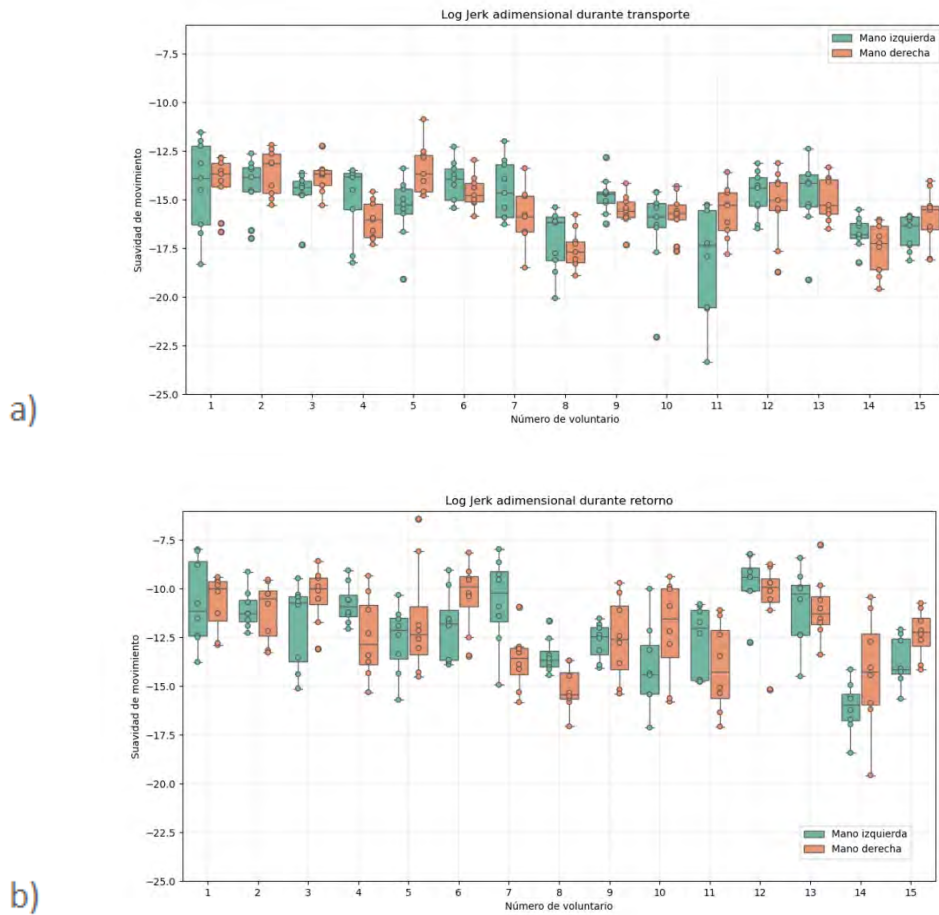
La figura 15 Muestra los diagramas de caja y bigotes con el Log jerk adimensional (suavidad de movimiento) calculado para cada uno de los 15 voluntarios que realizaron la prueba NHPT Self Paced, durante las fases: a) de transporte -de la clavija hacia el hueco- y b) de retorno -con la mano vacía, para buscar la próxima clavija-. En la misma, se puede apreciar las diferencias en la performance de los distintos sujetos al realizar la tarea. También se puede ver que el movimiento de retorno, parece más suave en promedio, que el de transporte, con magnitudes de Log jerk menores.

Para el análisis estadístico preliminar (n=15), se utilizó un modelo lineal mixto y se analizó como variable la suavidad tanto para el traslado (*LogJerkT*) como para el retorno (*LogJerkR*). Se consideraron como factores aleatorios los individuos y la ubicación de los cilindros, como factor fijo la dominancia de la mano con la que se ejecutó el movimiento (*DominantHand*), y como covariable el número de repetición. Los resultados mostraron que la suavidad aumenta con el número de repeticiones, tanto para el traslado ( $F(1,252) = 11.450, p < 0.001$ ) como para el retorno ( $F(1,223) = 6.530, p = 0.011$ ). Sin embargo, no se observaron diferencias significativas debido a la dominancia ni para el

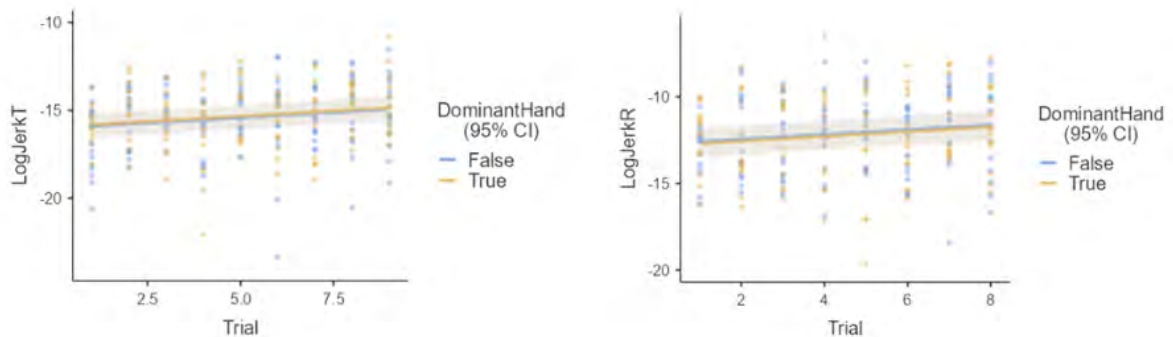


traslado ( $F(1,245) = 0.388, p = 0.534$ ) ni para el retorno ( $F(1,223) = 0.204, p = 0.652$ ).

Los resultados de este análisis, que sugieren un aprendizaje motor, se muestran en la figura 16.



**Figura 15.** Suavidad del movimiento, medida con el Log jerk adimensional Vs. el Número de voluntario. a) Durante la fase de transporte. b) Durante la fase de retorno.

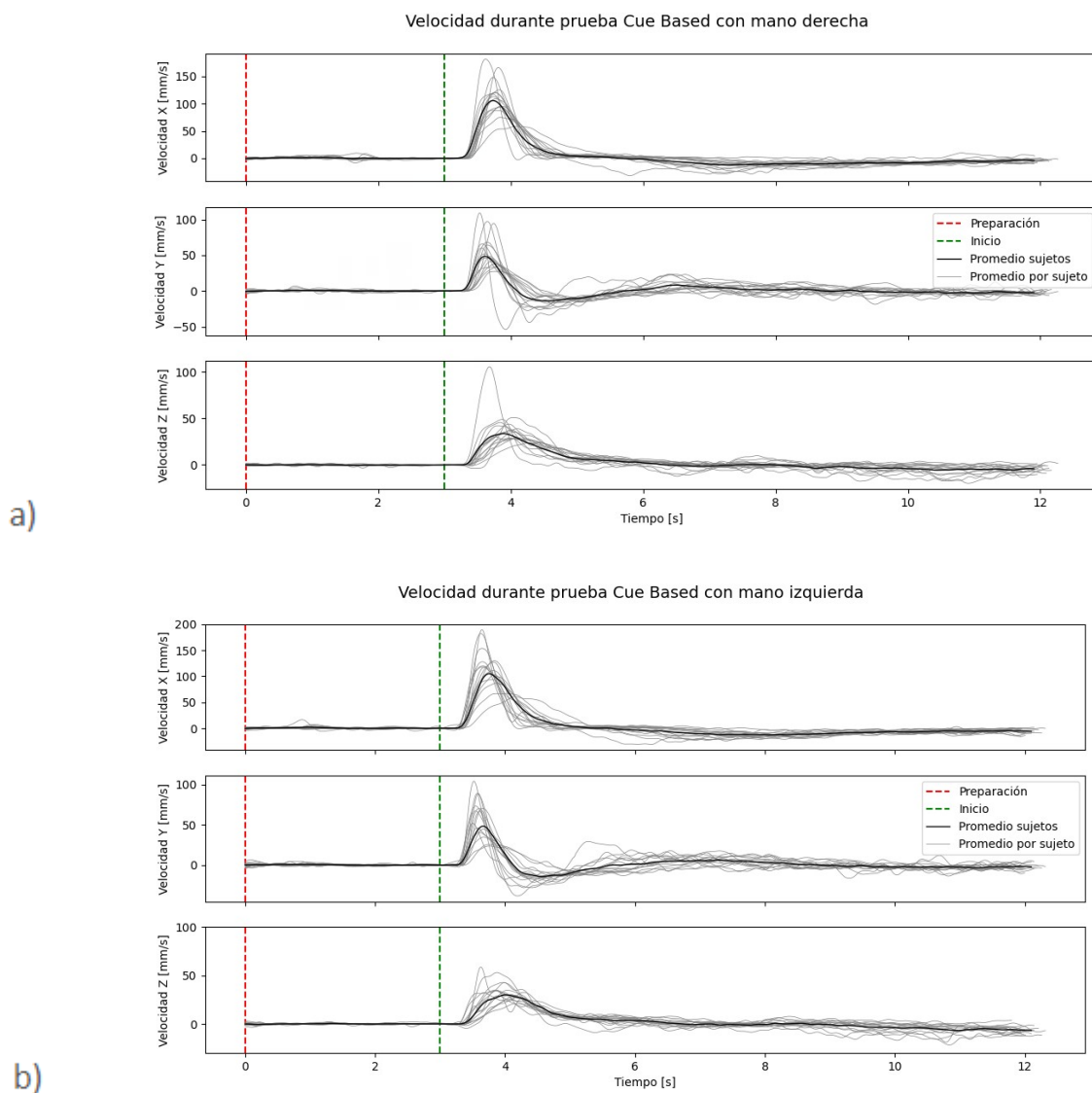


**Figura 16.** LogJerKT: fase de traslado (izquierda). LogJerKR: fase de retorno (derecha).

### 4.3. Velocidad:

En la figura 17 se pueden ver las componentes de la velocidad de movimiento del extremo del manipulador en los tres ejes ortonormales X, Y y Z, en las pruebas NHPT Cue Based, junto con las señales de sincronismo.

En a) se muestran las realizadas con la mano derecha y en b) las realizadas con la izquierda. La línea cortada roja marca el primer trigger (preparación), correspondiente al cambio de una clavija a color rojo. La línea cortada verde corresponde al segundo trigger (inicio), que indica el momento en que la clavija pasa de rojo a verde, habilitando al usuario a realizar el movimiento.



**Figura 17.** Velocidades en X,Y y Z durante las pruebas NHPT Cue Based. a) Mano derecha. b) Mano izquierda.

Las gráficas en gris de la figura 17, que muestran las velocidades alcanzadas por distintos individuos, permiten evidenciar la diferencia de performance inter sujetos, pero finalmente, los promedios de las velocidades alcanzadas con ambas manos (en negro), tienen una morfología similar.

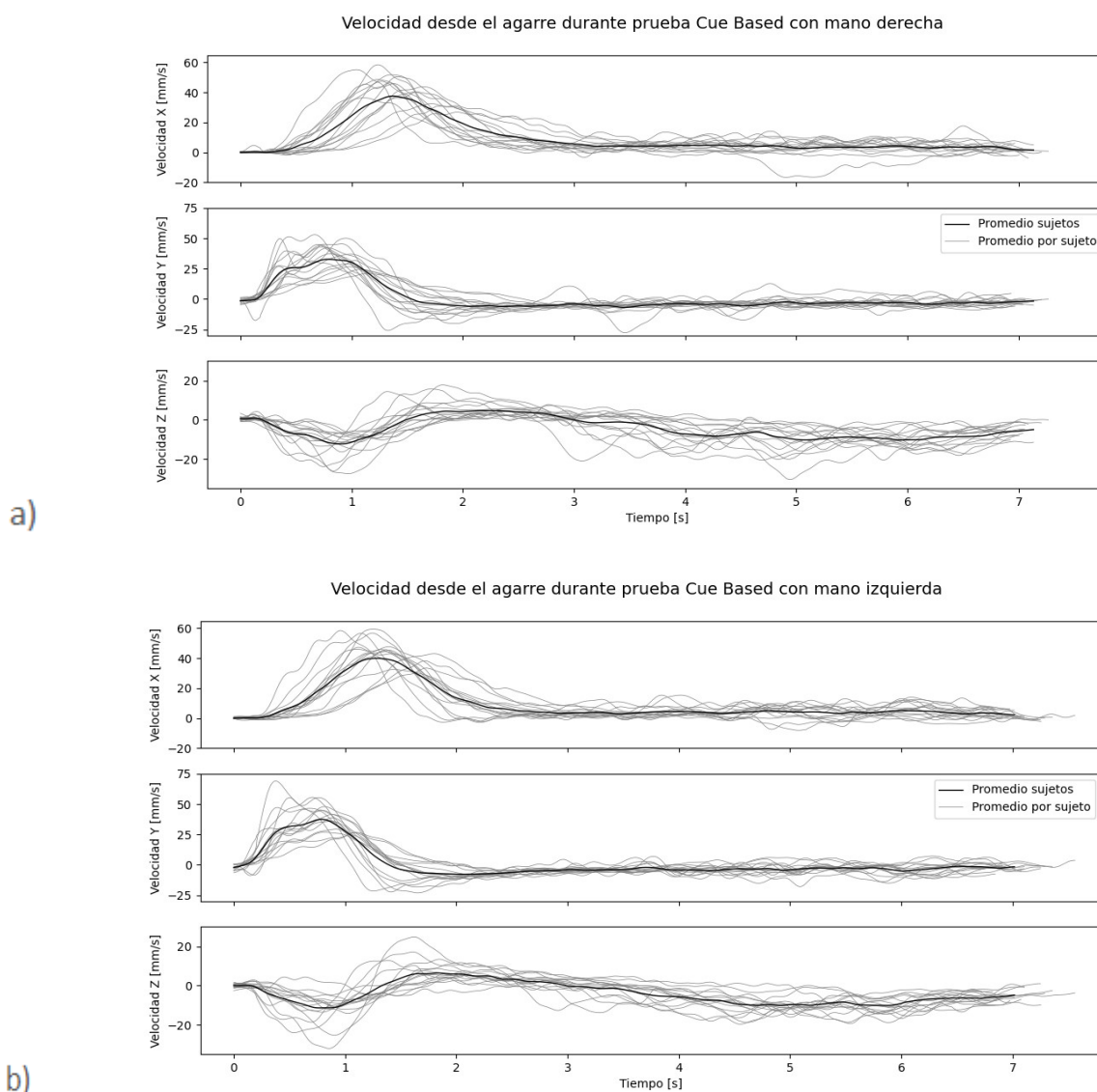
En estas gráficas sobresalen los picos de velocidad que se pueden ver en los 3 ejes

unos 500 [ms] después de la señal de inicio, correspondientes al movimiento que realizan los usuarios cuando se acercan a tomar la clavija.

Para poder visualizar mejor lo que ocurre a partir de que el usuario toma la clavija, se graficaron en la figura 18 las velocidades desarrolladas en X, Y y Z desde el “agarre” hasta que el usuario la deposita en el hueco correspondiente y vuelve a esperar una nueva señal.

Esto se pudo hacer, porque se agregó un trigger adicional que marca el momento del agarre. Al igual que en la figura anterior, las velocidades en X obtenidos con la mano izquierda están espejados respecto de los registrados con la derecha y se multiplicaron por -1 para compararlos mejor.

Aquí también las gráficas en gris muestran las diferencias inter sujetos, pero los promedios (en negro), tienen morfologías similares.



**Figura 18.** Velocidades en X,Y y Z durante las pruebas NHPT Cue Based, medidas a partir del “agarre” de las clavijas. a) Mano derecha. b) Mano izquierda.

#### 4.4. Articulación del codo:

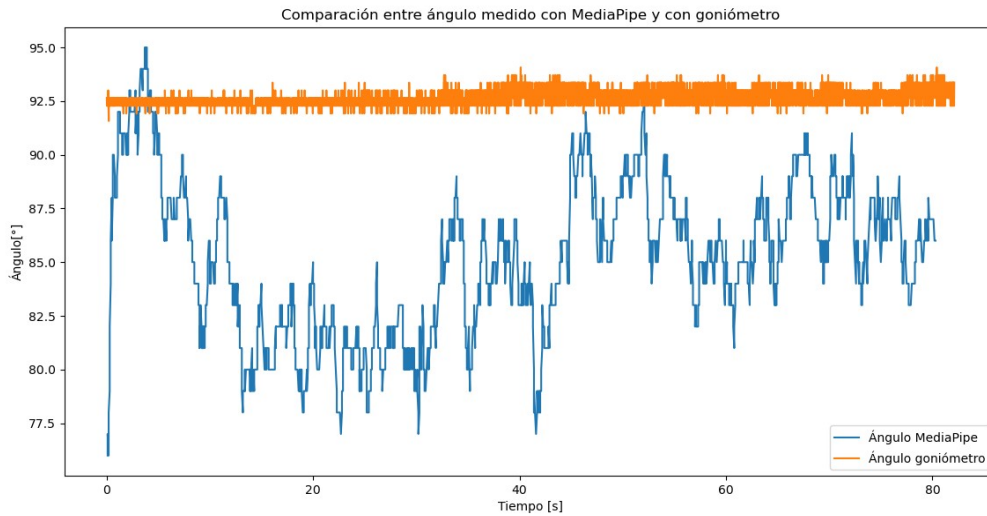
Como se mencionó anteriormente, inicialmente habíamos decidido medir la articulación del codo usando una cámara, ya que contábamos con investigadores con experiencia en esta materia. Más adelante, decidimos comparar las mediciones de la cámara con las obtenidas del goniómetro de un exoesqueleto que imprimimos en el laboratorio de impresión 3D de la FIUNER, al que le agregamos un sensor y un actuador. La figura 19 ilustra estas 2 formas de medición.

Luego de realizar nuestro review, y de medir esta variable, encontramos que el uso de imágenes para medir performance motora no daba resultados relevantes y por eso no los analizamos en este informe. Esto coincide con lo reportado por el grupo de Guzmán y colaboradores que usaron un sistema de captura de movimiento denominado: LeapMotion para evaluar funcionalidad motriz de miembro superior, usando el nine-hole peg test implementado en un entorno virtual 3D (Guzmán, 2017), como lo hicimos nosotros. Aunque este grupo concluyó que la prueba no arroja resultados relevantes, entendemos que esto constituye un error de interpretación de los resultados, ya que lo que no brinda resultados significativos es el criterio y la tecnología usados para realizar la evaluación.



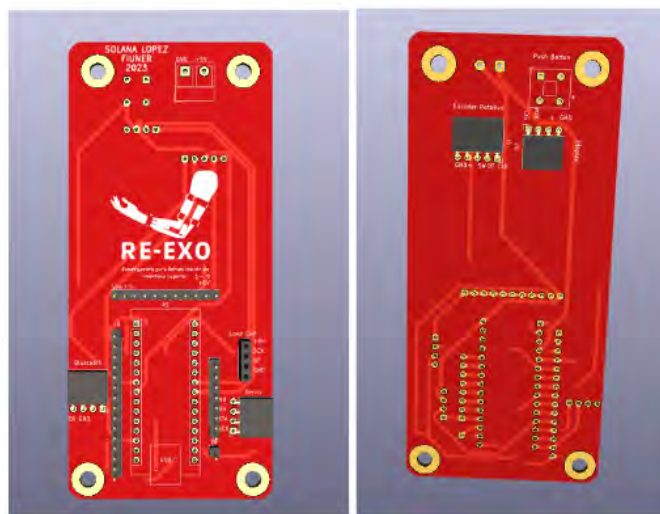
**Figura 19.** Medición del ángulo del codo. Izquierda: usando las imágenes de la cámara. Derecha: midiendo el ángulo que devuelve el sensor del exoesqueleto (goniómetro).

Pero rescatamos que el hecho de medir el ángulo del codo con 2 métodos diferentes, nos sirvió para detectar que nuestra placa de adquisición estaba teniendo problemas para procesar todas las señales juntas (los 18 canales del EEG + la señal del goniómetro). Cuando usamos la placa para leer la señal de goniómetro sola, la misma daba valores razonables, pero cuando medíamos todas las señales juntas, el ángulo medido tenía un error y casi no variaba, como se puede ver en la figura 20.



**Figura 20.** Comparación del ángulo del codo durante una prueba NHPT Self Paced medido en base a las imágenes usando MediaPipe (en azul) y medido con el goniómetro (en amarillo).

Esta información nos resultó de gran utilidad, puesto que el exoesqueleto (Re-Exo) se va a seguir usando en otras investigaciones realizadas en el CIRINS. Debido a que nuestra revisión bibliográfica mostró que este tipo de tecnología -combinada con retroalimentación háptica y algoritmos que modifiquen la impedancia mecánica del mismo en función de las necesidades de los pacientes-, está dando buenos resultados en rehabilitación. Es por eso que, en base a estos resultados, se decidió diseñar una placa electrónica dedicada, utilizando el software de diseño de circuitos “KiCad” (trabajo realizado en el marco del Proyecto Final de nuestra becaria, Solana López Agüero, que ha mejorado el exoesqueleto original, construyendo un prototipo que ha ganado varios premios de innovación). Esta placa, que se puede ver en la figura 21, desempeña un papel esencial en la integración de componentes electrónicos y en la gestión de las conexiones necesarias para el funcionamiento del exoesqueleto.



**Figura 23:** Parte frontal y dorsal de la placa diseñada para el Re-Exo.

## 5. Conclusiones

Como se puede evidenciar del siguiente informe, se han cumplido todas las actividades planificadas en el PID, que tenía por objetivo: “diseñar, desarrollar y validar un entorno de evaluación basado en un dispositivo háptico para cuantificar objetivamente cambios biomecánicos y electrofisiológicos relacionados con el desempeño motriz”.

Se logró desarrollar y validar un entorno de evaluación (interfaz) para cuantificar parámetros relacionados con el desempeño motor, haciendo uso de un manipulador háptico (Phantom Omni®). Se propusieron 2 protocolos de evaluación: uno para investigación: “NHPT Cue Based”, que mide señales biológicas y parámetros biomecánicos además de la información suministrada por el manipulador; y otro más corto y sencillo de implementar para la clínica: “NHPT Self Paced”, que sólo usa la información suministrada por el robot háptico para calcular las métricas de performance motora.

En base a la información recabada en la revisión, se seleccionaron las métricas que es deseable medir para evaluar desempeño motor de miembro superior (la longitud de trayectoria óptima para el traslado -PathLengthRatioT- y la suavidad, tanto para el traslado -LogJerkT-, como para el retorno -LogJerkR-). Estas métricas muestran tener la suficiente sensibilidad para evidenciar las diferencias de performance entre distintos sujetos sanos y diferencias intra sesión en un mismo sujeto. Los datos registrados y las métricas calculadas para individuos sanos, evidencian patrones que podrán ser usados como Gold Estándar.

Asimismo, se ha formado recursos humanos especializados, que han enriquecido y siguen enriqueciendo al CIRINS (Centro de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales) y a la FIUNER con sus aportes.

## 6. Indicadores de producción

Inicialmente, se efectuaron unas pruebas y validación integral del sistema desarrollado con unos pocos voluntarios sanos (pertenecientes al equipo de investigadores), mientras esperábamos que el comité de ética de la provincia aprobara el protocolo de ensayo propuesto. Los resultados obtenidos hasta ese momento, se analizaron y se socializaron en el “XXIII Congreso Argentino de Biongeniería y XII Jornadas de Ingeniería Clínica” (SABI 2022), en el que se presentó el trabajo: “*Development of a multimodal platform for quantitative sensorimotor assessment*”.

También se realizó una revisión bibliográfica sistemática en bases de datos científicas, que nos permitió detectar áreas de vacancia y tendencias en sistemas robóticos utilizados para evaluación en afecciones musculoesqueléticas de miembro superior. Esta información será socializada con el resto de la comunidad científica internacional, en el caso de que nos aprueben la publicación: “*A systematic scoping review of experimental and clinical use of Robotic Assessment Systems in upper limb musculoskeletal conditions*”, presentada en una revista científica (que se encuentra en evaluación). Dicha revisión sistemática de alcance (“systematic scoping review”, en inglés) se registró en: Open Science Framework database (Registration DOI: <https://doi.org/10.17605/OSF.IO/7WF9J>).

Se realizó un protocolo de investigación para validar la interfaz con voluntarios sanos, que fue aprobado por el comité de ética de la provincia de E. R. (Exp. Nro. 2727924). El mismo se inscribió en el Registro Nacional de Investigaciones en Salud (RENIS) con

el número: IS003960 y [se registró en ClinicalTrials.gov](https://clinicaltrials.gov/ct2/show/study/NCT05819047), con el ID: NCT05819047.

Asimismo, desde el PID se contribuyó a la formación de los becarios de investigación asignados al mismo: Diego Arévalo (2022) y Solana López Agüero (2023). El Bioing. Diego Arévalo, pudo aprovechar lo realizado en el proyecto para concluir su proyecto final de carrera denominado: “*Desarrollo de interfaz multimodal para evaluar cambios neuromusculares durante rehabilitación mediante el uso de un dispositivo háptico*” y fue seleccionado para una beca doctoral del CONICET. En este marco, siguió trabajando en el PID y colaborando con otros investigadores del CIRINS, aportando su granito de arena para el crecimiento del centro. Solana López Agüero, también capitalizó algunas de las cosas aprendidas en el marco del PID, para mejorar el exoesqueleto utilizado en el mismo y realizar sus aportes personales, en el marco de su proyecto final de carrera denominado: “*Diseño y desarrollo de un prototipo funcional de exoesqueleto para asistencia en neurorehabilitación de miembro superior*”. Dicho proyecto ya ha sido aprobado. Dicha becaria está evaluando la posibilidad de crear una empresa de base tecnológica para transferirlo al ámbito clínico. Re-Exo ha sido presentado en un par de eventos destinados a emprendedores y ha cosechado varios premios: en la “*Jornada Internacional de Jóvenes Emprendedores*” (JIJE) -organizada por la UNL-, ganó como: “*Mejor Modelo de Negocios*” y “*Mención Especial*”; en “*Ideatón Salud*” quedó como finalista en la categoría: “*Tecnología disruptiva aplicada a la salud*”. Actualmente, se encuentra en ronda de mentoreo como “*Proyecto semilla*” en las “*V jornadas de mentoreo, financiamiento y networking*” en el marco del “*Concurso de Planes de Negocios con Bases Tecnológicas IB50K*” -del Instituto Balseiro-.

## Referencias

- Balasubramanian, S., Melendez-Calderon, A., & Burdet, E. (2012). A Robust and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(8), 2126–2136. <https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2179545>
- Coderre, A. M., Amr Abou Zeid, Dukelow, S. P., Demmer, M. J., Moore, K. D., Demers, M. J., Bretzke, H., Herter, T. M., Glasgow, J. I., Norman, K. E., Bagg, S. D., & Scott, S. H. (2010). Assessment of Upper-Limb Sensorimotor Function of Subacute Stroke Patients Using Visually Guided Reaching. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(6), 528–541. <https://doi.org/10.1177/1545968309356091>
- El Saddik, A., Orozco, M., Eid, M., & Cha, J. (2011). Haptics Technologies: Bringing Touch to Multimedia. *Haptics Technologies*. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-22658-8>
- Feys, P., Lamers, I., Francis, G., Benedict, R., Phillips, G., LaRocca, N., Hudson, L. D., Rudick, R., & Multiple Sclerosis Outcome Assessments Consortium. (2017). The Nine-Hole Peg Test as a manual dexterity performance measure for multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, 23(5), 711–720. <https://doi.org/10.1177/1352458517690824>
- Figueiredo S. (2011). Nine Hole Peg Test (NHPT). *Stroke Engine*. <https://strokengine.ca/en/assessments/nine-hole-peg-test-nhpt>
- Goldberg, D. S., & McGee, S. J. (2011). Pain as a global public health priority. *BMC Public Health*, 11(1), 770. <https://doi.org/10.1186/1471-2458-11-770>
- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 152(SUPPL.3), S90–S98. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020>

Ibáñez, J., Gonzalez-Vargas, J., Azorín, J. M., Akay, M., & Pons, J. L. (2017). Converging clinical and engineering research on neurorehabilitation II: proceedings of the 3rd International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR2016), October 18-21, 2016, Segovia, Spain. *Biosystems & Biorobotics* (ISSN 2195-3562).

Jafari, N., Adams, K. D., & Tavakoli, M. (2016). Haptics to improve task performance in people with disabilities: A review of previous studies and a guide to future research with children with disabilities. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 3, 205566831666814. <https://doi.org/10.1177/2055668316668147>

Jarillo-Silva, A., Domínguez-Ramírez, O. A., Parra-Vega, V., & Ordaz-Oliver, J. P. (2009). PHANTOM OMNI haptic device: Kinematic and manipulability. *CERMA 2009 - Electronics Robotics and Automotive Mechanics Conference*. <https://doi.org/10.1109/CERMA.2009.55>

Kanzler, C. M., Rinderknecht, M. D., Schwarz, A., Lamers, I., Gagnon, C., Held, J. P. O., Feys, P., Luft, A. R., Gassert, R., & Lambercy, O. (2020). A data-driven framework for selecting and validating digital health metrics: Use-case in neurological sensorimotor impairments. *Npj Digital Medicine*, 3(1). <https://doi.org/10.1038/s41746-020-0286-7>

Kanzler, C. M., Schwarz, A., Held, J. P. O., Luft, A. R., Gassert, R., & Lambercy, O. (2020). Technology-aided assessment of functionally relevant sensorimotor impairments in arm and hand of post-stroke individuals. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00748-5>

Karos, K., Meulders, A., Gatzounis, R., Seelen, H. A. M., Geers, R. P. G., & Vlaeyen, J. W. S. (2017). Fear of pain changes movement: Motor behaviour following the acquisition of pain-related fear. *European Journal of Pain (United Kingdom)*, 21(8), 1432–1442. <https://doi.org/10.1002/ejp.1044>

Mista, C. A., Monterde, S., Inglés, M., Salvat, I., & Graven-Nielsen, T. (2018). Reorganized Force Control in Elbow Pain Patients during Isometric Wrist Extension. *Clinical Journal of Pain*. <https://doi.org/10.1097/AJP.0000000000000596>

Moradi, A., Ebrahimzadeh, M. H., & Ring, D. (2013). Nonspecific arm pain. *Archives of Bone and Joint Surgery*, 1(2), 53–58.

Ordóñez, Y., Luna, C., & Rengifo Rodas, C. (2013). Herramienta de entrenamiento virtual en 2-d para rehabilitación de motricidad fina en miembro superior con incorporación de un dispositivo háptico. *Revista Ingeniería Biomédica*, 7(14), 60–68.

Premier Research. (2018). *Considerations for the Design and Execution of Medical Device Trials*. <https://premier-research.com/perspectivesmedical-devices-vs-drug-trials/>

Sarquis, L. M. M., Coggon, D., Ntani, G., Walker-bone, K., Palmer, K. T., Gray, A., & Salazar, E. J. (2016). Classification of neck / shoulder pain in epidemiological research: A comparison of personal and occupational characteristics , disability , and prognosis among 12,195 workers from 18 countries. *Pain*, 157, 1028–1036.

Schwarz, A., Kanzler, C. M., Lambercy, O., Luft, A. R., & Veerbeek, J. M. (2019). Systematic review on kinematic assessments of upper limb movements after stroke. *Stroke*, 50(3). <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.118.023531>

Trudelle-Jackson, E. (2020). *Musculoskeletal Health*. Physical Activity for Health and Fitness. <https://doi.org/10.5040/9781492596905.ch-008>

Vos, T., Flaxman, A. D., Naghavi, M., Lozano, R., Michaud, C., Ezzati, M., Shibuya, K., Salomon, J. A., Abdalla, S., Aboyans, V., Abraham, J., Ackerman, I., Aggarwal, R., Ahn, S. Y., Ali, M. K., Almazroa, M. A., Alvarado, M., Anderson, H. R., Anderson, L. M., ... Murray, C. J. L.



(2012). Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, 380(9859), 2163–2196. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61729-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61729-2)

Wei, W. (2018). Virtual reality enhanced robotic systems for disability rehabilitation. In *Virtual and Augmented Reality: Concepts, Methodologies, Tools, and Applications*. <https://doi.org/10.4018/978-1-5225-5469-1.ch061>

**PID 6225**

**Denominación del Proyecto**

Desarrollo y validación de un entorno de evaluación para cuantificar parámetros biomecánicos y electrofisiológicos relacionados con el desempeño motor mediante un dispositivo háptico.

**Directora**

Rosa María Weisz

**Codirector**

José Alberto Biurrún Manresa

**Unidad de Ejecución**

Universidad Nacional de Entre Ríos

**Dependencia**

Facultad de Ingeniería

**Contacto**

[rosa.weisz@uner.edu.ar](mailto:rosa.weisz@uner.edu.ar)

**Cátedra/s, área o disciplina científica**

CIRINS (Centro de Ingeniería en Rehabilitación e Investigaciones Neuromusculares y Sensoriales). Robótica

**Integrantes del proyecto**

Docentes: Mayrata, Leandro; Mista, Christian A.; Osella, Esteban N.; Gasso Loncan Vallecillo, Juan Cruz.

Becarios Conicet: Gatti, Ramiro H.; Young, Elizabeth L.; Arévalo, Diego.

Becario de formación: Lopez Agüero, Solana

**Fechas de iniciación y de finalización efectivas**

26/04/2021 y 25/10/2023

Aprobación del Informe Final por Resolución C.S. N° 053/24 (27/03/2024)