

Adquisición de señales a partir de un exoesqueleto de muñeca Biosignal acquisition using a wrist exoskeleton

E. Suarez-Perez ^{a,*}, H. Rivero-Pineda ^a, A. Camacho ^a, M. Gomez-Correa ^b, M. Ballesteros ^b, D. Cruz-Ortiz ^a

^aLaboratorio de Robótica Médica y Bioseñales, UPIBI, Instituto Politécnico Nacional, Av. Acueducto S/N, La Laguna Ticomán, Gustavo A. Madero, 07340, Ciudad de México, México.

^bCIDETEC, Instituto Politécnico Nacional, Av. Juan de Dios Bátiz, 07700, Ciudad de México, México.

Resumen

Este trabajo está enfocado en la generación de una base de datos de señales cinemáticas y de electromiografía superficial (EMG), recolectadas mediante un exoesqueleto de miembro superior y un brazalete con sensores de EMG. Los sensores son colocados en el miembro superior derecho de los participantes. El usuario hace uso del exoesqueleto robótico de rehabilitación y de una interfaz gráfica donde le son mostrados con marcadores movimientos específicos; dichos movimientos son flexión, extensión, desviación cubital y desviación radial de la muñeca. Por medio de esta interfaz se almacenan los datos de los codificadores del sistema robótico para obtener la información cinemática. El sistema también cuenta con una segunda interfaz donde son mostradas cuatro gráficas correspondientes a los sensores de EMG colocados en la pulsera, donde a partir de esta, se puede adquirir la información, posprocesarla y almacenarla.

Palabras Clave: Señales cinemáticas, electromiografía superficial, exoesqueleto robótico, interfaz, capacidad motora.

Abstract

This work focuses on generating a database of kinematic and surface electromyography (EMG) signals collected using an upper limb exoskeleton and an EMG sensor armband. The sensors are placed on the participants' right upper limb. The user utilizes the robotic rehabilitation exoskeleton and a graphical interface that displays specific movements with markers. These movements are flexion, extension, ulnar deviation, and radial deviation of the wrist. Through this interface, data from the robotic system's encoders is stored to obtain kinematic information. The system also features a second interface displaying four graphs corresponding to the EMG sensors on the wristband. From this interface, the information can be acquired, post-processed, and stored.

Keywords: Kinematic signals, surface electromyography, robotic exoskeleton, interface, motor ability.

1. Introducción

El ser humano, desde su nacimiento, interactúa con el entorno a través del tacto, haciendo uso de los miembros superiores; mediante esta interacción se crea la conciencia total sobre la realidad externa, la cual es principalmente un producto de la sensación y la percepción (Schiffman, 2004). Para realizar una interacción exitosa con el entorno, así como para realizar todo tipo de actividad, se requiere de coordinación entre el músculo, las articulaciones y los nervios. Sin embargo, existen múltiples orígenes del deterioro de las habilidades motoras. Una de estas causas suele ser el transcurso del tiempo, que en los seres humanos produce un deterioro del control y la función sensorio-

motora (Seidler *et al.*, 2010). Los accidentes cerebrovasculares (ACV) también conocidos como ictus son otra de las causas de deficiencia motora de los miembros superiores, los cuales pueden ocasionar debilidad muscular, pérdida de destreza y disminución de la sensibilidad (Ingram *et al.*, 2021). Un factor más son los trastornos musculoesqueléticos (TME), los cuales son un problema significativo de salud pública en todo el mundo (Sagi *et al.*, 2020). Los TME también son el principal factor que contribuye a la necesidad de rehabilitación en todo el mundo y representan aproximadamente dos tercios de la necesidad de rehabilitación en adultos (Organización Mundial de la Salud, 2021). Otro de los desencadenantes son las enfermedades neu-

*Autor para correspondencia: esuarezp1900@alumno.ipn.mx

Correo electrónico: esuarezp1900@alumno.ipn.mx (Estefanía Suarez Perez), hriverop1700@alumno.ipn.mx (Hellen Rivero-Pineda), acamachol1700@alumno.ipn.mx (Angel Camacho), mgomezc2103@alumno.ipn.mx (Manuela Gomez-Correa), mballesterose@ipn.mx (Mariana Ballesteros), dcruzo@ipn.mx (David Cruz-Ortiz).

Historial del manuscrito: recibido el 19/08/2025, última versión-revisada recibida el 08/02/2026, aceptado el 05/08/2026, publicado el 25/03/2026. DOI: <https://doi.org/10.29057/icbi.v14iEspecial.15493>



rodegenerativas, como la esclerosis o la enfermedad de Parkinson, donde se puede presentar una alteración de los miembros superiores, presentando disfunción unilateral o bilateral (Rubio, 2017).

Ante la presencia de diversas problemáticas que afectan a una proporción significativa de la población, como las mencionadas anteriormente, se ha generado la necesidad de alternativas más eficaces, accesibles y prácticas. En consecuencia, se han realizado diversas investigaciones acerca del impacto de los diferentes tipos de terapia existentes, desde la tradicional hasta la realizada mediante robots o exoesqueletos. Existen diversos estudios que muestran resultados favorecedores al hacer uso de robots o exoesqueletos de rehabilitación, como un estudio, el cual mostró que la terapia asistida por un robot obtuvo mejorías significativas comparadas con la fisioterapia habitual, lo que resulta en la reducción del deterioro de los miembros superiores (Lo et al., 2010).

Para saber si existe una mejoría significativa al hacer uso de estas terapias, es indispensable encontrar medidas que indiquen el estado real del músculo al ser rehabilitado, para esto, se han analizado diferentes métricas, como es el caso de la electromiografía (EMG), la cual es un método de evaluación neuromuscular que detecta, monitorea y examina biopotenciales producidos por unidades motoras dentro de un tejido muscular durante acciones voluntarias o involuntarias (Al-Ayyad et al., 2023).

El objetivo del estudio es analizar parámetros específicos de señales cinemáticas y de EMG obtenidas al realizar movimientos fundamentales de la muñeca haciendo uso de un exoesqueleto para rehabilitación, el estudio busca realizar una comparativa entre dos grupos de edad: adultos jóvenes y adultos mayores. En la Sección 2 del presente trabajo se describe el sistema físico así como la instrumentación electrónica implementada; en la Sección 3 se presenta la descripción de los software empleados; la Sección 4 detalla la sincronización de los sistemas desarrollados; en la Sección 5 se estructuran los pasos llevados a cabo para la ejecución del protocolo; la Sección 6 contempla el análisis de los datos adquiridos; la Sección 7 presenta los resultados y su discusión; y, finalmente, en la Sección 8 se encuentran las conclusiones del trabajo.

2. Descripción del sistema

El sistema está compuesto por dos subsistemas, los cuales en conjunto realizan la adquisición, procesamiento y almacenamiento de señales biológicas y cinemáticas. Cada subsistema cuenta con una interfaz con una finalidad distinta. El primer subsistema realiza la adquisición y el procesamiento de bioseñales adquiridas a través de un brazalete colocado en regiones estratégicas. El segundo subsistema es un robot de rehabilitación de miembro superior (Upper Limb Robotic Rehabilitation, ULRR, por sus siglas en inglés), que realiza la adquisición de datos durante la ejecución de los movimientos de flexión-extensión de la muñeca (Wrist Flexion–Extension, WFE, por sus siglas en inglés) y desviación radial-cubital de la muñeca (Wrist Radial–Ulnar deviation, WRU, por sus siglas en inglés) a través del ULRR.

2.1. Sistema de bioseñales

El subsistema de adquisición de bioseñales consta de dos módulos independientes integrados en un brazalete, que brin-

da soporte y facilita la colocación de sensores superficiales para la obtención de biopotenciales. Cada módulo se programa individualmente a través de un software especializado para su posterior conexión con la interfaz, la cual muestra 4 gráficas pertenecientes a los sensores de EMG.

- Instrumentación electrónica: cada módulo está conformado por un microcontrolador FireBeetle ESP-32 con soporte dual Wi-Fi y bluetooth, ver Figura 1.I, dos sensores de electromiografía superficial (EMGs) Gravity Analog, ver Figura 1.II, cada uno conectado a una entrada analógica del microcontrolador, cada sensor de EMG cuenta con un circuito de filtración y amplificación, ver Figura 1.III, que amplifica la señal de EMG mínima dentro de 1.5 mV 1000 veces, con una señal de salida analógica que toma 1.5 V como voltaje de referencia, con un voltaje de salida que oscila entre 0 y 3.3 V. Con el fin de optimizar recursos, las tierras y voltajes de ambos sensores de EMG se conectaron entre sí. Para la alimentación de los microcontroladores se hizo uso de una batería de polímero de litio (Li-Po) de 3,7 V y 400 mAh, ver Figura 1.IV.
- Configuración física: al considerar alternativas estructurales para la contención de los dispositivos electrónicos, se optó por hacer uso de un brazalete elástico con velcro, ver Figura 1.V, lo que permite su ajuste a las diferentes medidas anatómicas de los usuarios.

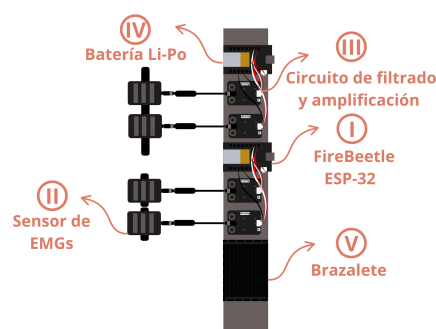


Figura 1: Sistema físico de adquisición de bioseñales conformado por: (I) microcontrolador FireBeetle ESP-32, (II) sensor de EMGs, (III) circuito de filtrado y amplificación, (IV) batería Li-Po y (V) brazalete elástico.

2.2. Configuración del robot de rehabilitación

El subsistema ULRR está conformado por una estructura adaptable de 4 grados de libertad (GdL) correspondientes a los movimientos de los miembros superiores. El sistema robótico se derivó de 4 mediciones antropométricas de la población adulta mexicana para la creación de la estructura y para establecer rangos de adaptabilidad, las cuales corresponden a la longitud del brazo, longitud del antebrazo, longitud de la mano y ancho de la mano.

- Instrumentación electrónica: el sistema opera con un microcontrolador Texas Instruments TM Launchpad F28379xD, el cual fue seleccionado debido a que cuenta con una estructura de doble núcleo, que permite el procesamiento de 32 bits. El microcontrolador está equipado con un módulo de red de área de controladores (Campus Area Network, CAN, por sus siglas en inglés), el cual

permite que varios dispositivos se comuniquen entre sí, análogamente cuenta con un protocolo de comunicación serial optimizado para aplicaciones de control, apto para admitir velocidades de transmisión de hasta 1 Mbit/s. El sistema robótico cuenta con cuatro motores sin escobillas CubeMars, los cuales son alimentados utilizando una fuente de alimentación de 24 V y 40 A, con una placa controladora integrada para cada motor que incorpora un codificador absoluto de 14 bits con una resolución de 0,1 grados. El microcontrolador se encarga de recopilar datos de posición y velocidad de cada articulación, correspondientes a los motores, y transmitirlos al almacén de datos dentro del entorno MATLAB.

- Configuración física: en la Figura 2 se muestra el diseño físico del robot, el cual consta de 5 secciones. La primera sección se encuentra conformada por una estructura de base metálica, ver Figura 2.I, la cual fue diseñada para soportar el peso del robot, mantener la estabilidad al ejecutar los movimientos del usuario y soportar el peso del miembro superior de este. La segunda sección está conformada por los componentes que integran el grado de libertad correspondiente a flexión-extensión del codo (Elbow Flexion–Extension, EFE, por sus siglas en inglés), ver Figura 2.II. La tercera sección corresponde al grado de libertad asociado a la pronación-supinación de la muñeca (Wrist Pronation–Supination, WPS, por sus siglas en inglés), ver Figura 2.III. La cuarta sección corresponde al grado de libertad WRU; ver Figura 2.IV. Por último la quinta sección corresponde a WFE, ver Figura 2.V. Las piezas fueron fabricadas a través de técnicas de impresión 3D con filamento de ácido poliláctico (Polylactic Acid, PLA, por sus siglas en inglés). En este trabajo sólo se hizo uso de los grados de libertad de WRU y WFE, para mayores detalles del sistema robótico consultar el trabajo realizado en (Leduc *et al.*, 2024).

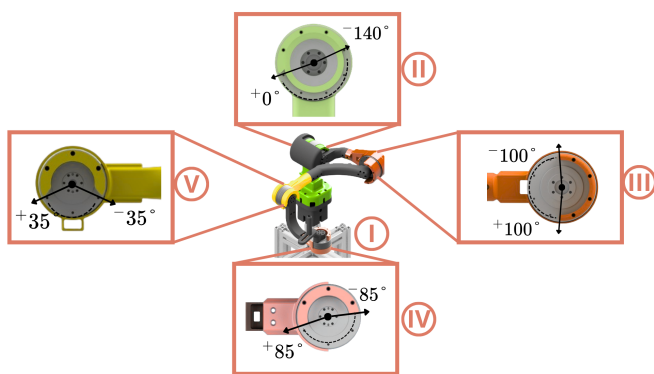


Figura 2: Robot de rehabilitación conformado por 5 secciones: (I) base metálica, (II) grado de libertad de flexión-extensión del codo, (III) grado de libertad de pronación-supinación de la muñeca, (IV) grado de libertad de desviación radial-cubital de la muñeca y (V) grado de libertad de flexión-extensión de la muñeca.

3. Descripción de Software

Para el desarrollo del proyecto se emplearon dos software pertenecientes a cada subsistema realizados en entornos diferentes; el primer software almacena bioseñales y el segundo

indica los ejercicios a realizar, controla el ULRR y almacena información recopilada de los motores de este. A continuación se hace una descripción detallada de cada uno.

3.1. Interfaz de captura de bioseñales

El código necesario para programar los microcontroladores se realizó en la plataforma de Arduino. Se utilizó el protocolo de datagramas de usuario (User Datagram Protocol, UDP, por sus siglas en inglés) para la transmisión y adquisición de datos entre el microcontrolador y la interfaz realizada en Node-RED, haciendo uso de una red local (Local Area Network, LAN, por sus siglas en inglés) utilizando la dirección de protocolo de internet (Internet Protocol, IP, por sus siglas en inglés) y un puerto lógico de red. Luego de haber sido programados los microcontroladores, en la interfaz gráfica de usuario (Graphical User Interface, GUI, por sus siglas en inglés) se observa el primer apartado de esta, llamado “Configuration”, donde se procede a escribir la red WiFi en el apartado de identificador de conjunto de servicios (Service Set Identifier, SSID, por sus siglas en inglés) y la contraseña de la red en el apartado “Password”, posteriormente se guarda la información y así se accede al segundo apartado de la interfaz llamado “Modules connection”, donde los microcontroladores son conectados a la GUI a través de un puerto COM del ordenador, por medio de esta comunicación, la interfaz envía al microcontrolador la información necesaria para la conexión a la red, simultáneamente envía un puerto UDP específico para la transmisión exitosa de datos y el microcontrolador envía a la interfaz la dirección IP asignada al microcontrolador a través del mismo puerto COM. Una vez establecida una conexión exitosa, el led que se encuentra en esta sección, que sirve como indicativo, cambia a color verde y procede a realizar lo mismo con el segundo microcontrolador. De esta manera, los microcontroladores transmiten la información de los sensores a partir de valores digitales a la GUI, los cuales varían de 0 a 4095. Se envía una cadena de caracteres con los valores de los sensores y se añade un carácter adicional al principio de la cadena para su identificación. En la tercera sección de la interfaz llamada “Acquisition” se pueden visualizar las señales correspondientes a los 4 sensores de EMG, se ingresa el nombre con el que se desea guardar la prueba y la ruta de acceso donde será guardada localmente.

3.2. Interfaz de exoesqueleto

A través de App Designer de MATLAB se realizó un software para establecer la comunicación entre el dispositivo ULRR y una GUI. Por medio de la GUI se pueden visualizar estímulos visuales haciendo uso de indicadores que muestran la trayectoria de seguimiento a realizar por el usuario. Asimismo, el software facilita la obtención, monitorización y almacenamiento de datos de posición, velocidad y torque de los motores de WRU y WFE durante la ejecución de los movimientos. La GUI está conformada por tres etapas principales, la primera es configuración y adquisición, la segunda es la presentación de estímulos visuales y la tercera es el almacenamiento de datos, de las cuales se hablará a detalle a continuación.

- Configuración y adquisición: el primer paso es realizar una calibración inicial para establecer la posición cero de los motores, lo que permitirá que el sistema comience a

operar correctamente, así todas las mediciones posteriores se basarán en una referencia ya definida. Para constituir la comunicación entre el microcontrolador y la GUI, se hace uso de un puerto de comunicación serial. A través de la GUI se envía un paquete de datos al microcontrolador y después de un tiempo específico se espera una respuesta. Una vez se recibe esta respuesta, se comprueba la integridad de la información y se extraen los datos importantes sobre posición, velocidad y torque. Estos datos se procesan y se convierten para asegurar una interpretación precisa. Considerando el teorema de Nyquist para el movimiento del cuerpo humano, la adquisición se lleva a cabo a una frecuencia de prueba de aproximadamente 65 Hz.

- **Visualización de marcadores:** Para guiar al usuario a través de los ejercicios a realizar, se creó un algoritmo que presenta estímulos visuales organizados en 4 fases por cada prueba. Fase de descanso: se muestra una cruz y el marcador central durante 3 segundos, en esta fase el usuario debe permanecer inmóvil con el cursor en el centro, ver Figura 3.I. Fase de estímulo visual: aparecen marcadores en las cuatro direcciones (arriba, abajo, izquierda y derecha), junto con el marcador central durante 2 segundos, en esta fase el usuario sigue inmóvil, ver Figura 3.II. Fase de marcador objetivo: se ocultan 3 de los marcadores direccionales y solo se deja visible 1 elegido al azar, este indica la dirección del movimiento a realizar por el usuario, el cual tiene que dirigirse al marcador en un lapso de 2.5 segundos, ver Figura 3.III. Fase de recentrado: el marcador central vuelve a mostrarse de manera aislada, indicando que el usuario debe regresar a la posición inicial, esta fase tiene una duración de 2.5 segundos, ver Figura 3.IV. Cada prueba tiene una duración total de 10 segundos. El proceso se repite hasta que cada dirección se presenta 10 veces en un orden aleatorio, completando un total de 40 pruebas.

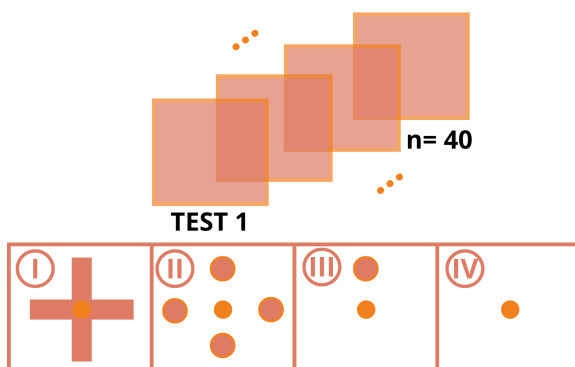


Figura 3: Parámetros evaluados en la prueba conformados por 4 fases: (I) fase de descanso con una duración de 3 s, (II) fase de estímulo visual con una duración de 2 s, (III) fase de marcador objetivo con una duración de 2.5 s y (IV) fase de recentrado con una duración de 2.5 s.

- **Almacenamiento de datos:** durante las pruebas se almacenan los vectores de posición, velocidad, tiempo y la posición del marcador mostrado aleatoriamente durante

cada repetición. Estos datos se guardan en archivos .mat, se segmentan y etiquetan en columnas separadas para cada repetición, lo que da un resultado de 40 columnas con un número específico de puntos de datos.

4. Sincronización de sistemas

Ambos subsistemas deben encontrarse conectados a la misma red local inalámbrica para la transmisión de datos entre ambos software, los cuales se sincronizan mediante un protocolo de comunicación de red basado en una dirección IP, el cual identifica al dispositivo conectado a la red. En el software del subsistema del robot se escribe la dirección IP del ordenador del subsistema de adquisición de bioseñales. Una vez que el programa del robot se ejecuta, se establece la sincronización, la cual funciona mediante indicadores digitales. Cuando el primer programa (GUI del robot) envía un “0” al segundo programa (GUI de bioseñales), ambos inician la adquisición de información y su almacenamiento simultáneo. Subsecuentemente, cuando el primer programa finaliza la adquisición, envía un “1” al segundo programa, indicando el fin del almacenamiento de datos, guardando cada software en su respectivo ordenador la información recopilada.

5. Metodología experimental

Para la obtención de información se hizo uso de un protocolo verificado por el Comité de Ética en Investigación del Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey (Número de Aprobación 20250223). A partir de este se realizaron las diferentes pruebas en el Laboratorio de Robótica Médica y Bioseñales perteneciente a la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología. En el protocolo se establecen los criterios de selección de participantes, se especifica la información adquirida y los pasos llevados a cabo antes, durante y después de la prueba. A continuación se realiza una breve descripción del protocolo de adquisición utilizado.

5.1. Participantes

Para la selección de participantes, se aplicaron los siguientes criterios de exclusión: personas con patologías que limitan el movimiento de brazo, muñeca, codo u hombro o con alguna limitación musculoesquelética, como lesión ósea, pérdida de movilidad, cirugías, dolor, etc. Una vez establecidos los criterios de exclusión, la prueba se conformó por 20 participantes, 10 adultos jóvenes, quienes se encontraban en un rango de 20 a 34 años, y 10 adultos mayores, los cuales se encontraban en un rango de 60 a 78 años, buscando un equilibrio entre géneros.

5.2. Prueba

Al llegar los participantes al lugar acordado para la toma de pruebas, se les dio a conocer el protocolo correspondiente y se les proporcionó una explicación de los procedimientos, posteriormente se respondieron dudas y se procedió con la captura de información personal, la cual corresponde a nombre, correo, número telefónico de contacto, fecha de nacimiento, edad, género, ocupación, frecuencia de actividad física y si existía

una condición que restringiera el movimiento. Se tomaron medidas antropométricas de ambos brazos, las cuales corresponden a la longitud del brazo, longitud del antebrazo, circunferencia máxima del brazo, circunferencia media del brazo, circunferencia mínima del brazo, circunferencia máxima del antebrazo, circunferencia media del antebrazo, circunferencia mínima del antebrazo, longitud de la palma y ancho de la palma.

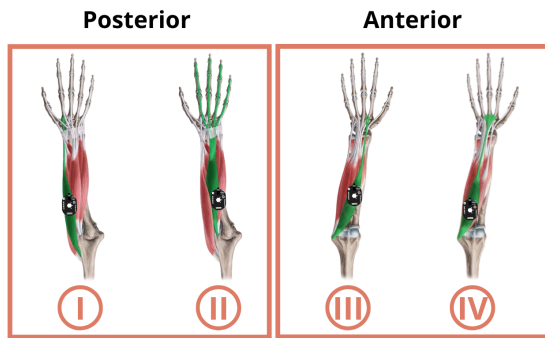


Figura 4: Músculos con sensores de electromiografía colocados en: (I) músculo extensor radial largo del carpo, (II) área entre el músculo extensor cubital del carpo y el músculo extensor común de los dedos, (III) músculo flexor radial del carpo y (IV) músculo palmar largo.

Una vez recabada la información del perfil personal, se ejecutó la limpieza del antebrazo con una gasa y alcohol, esto con el fin de retirar cualquier impureza que podría interferir con la adquisición de señales, acto seguido, se colocó el brazalete de adquisición de bioseñales, colocando los sensores de EMGs en cuatro músculos estratégicos, el primer sensor se colocó en el músculo extensor radial largo del carpo, ver Figura 4.I, el segundo sensor se colocó entre el músculo extensor cubital del carpo y el músculo extensor común de los dedos, ver Figura 4.II, el tercer sensor se colocó en el músculo flexor radial del carpo; ver Figura 4.III y el cuarto sensor se colocó en el músculo palmar largo, ver Figura 4.IV. Una vez colocados los sensores, los participantes fueron colocados a una distancia de 0.5 metros de la pantalla de la interfaz, ver Figura 5.I, colocando su brazo derecho en el exoesqueleto robótico de 4 grados de libertad, ver Figura 5.II, se asignaron 5 minutos para que el usuario interactuara con el robot, se familiarizara con este y con la coordinación en la interfaz y ulteriormente se dio inicio a la prueba, lo que sincronizó los sistemas y dio pauta a la adquisición y almacenamiento de datos, ver Figura 5.V, al realizar los movimientos de flexión-extensión, ver Figura 5.III y desviación radial-cubital, ver Figura 5.IV.

5.3. Diseño experimental

El experimento fue organizado en dos etapas principales. La primera etapa abarca un rango de movimiento generalizado, definido como un desplazamiento de $\pm 52,5$ grados para WFE y 30 grados para WRU. La segunda etapa adapta los rangos de movimiento máximo y mínimo de cada participante. Para lograr esto, se le pide al usuario que realice 3 repeticiones sin forzar el movimiento de los cuatro movimientos básicos, y así, los rangos con los valores más altos se guardan para ajustar la interfaz gráfica del robot a los valores personalizados del usuario. En cada etapa se repitieron las fases que se mencionaron anteriormente, ver Figura 3, hasta que cada marcador objetivo

se mostró 10 veces en orden aleatorio. Al finalizar cada prueba, los participantes realizaron 10 flexiones de muñeca, 10 extensiones, 10 desviaciones cubitales y 10 desviaciones radiales, lo que resultó en 40 repeticiones por cada prueba.

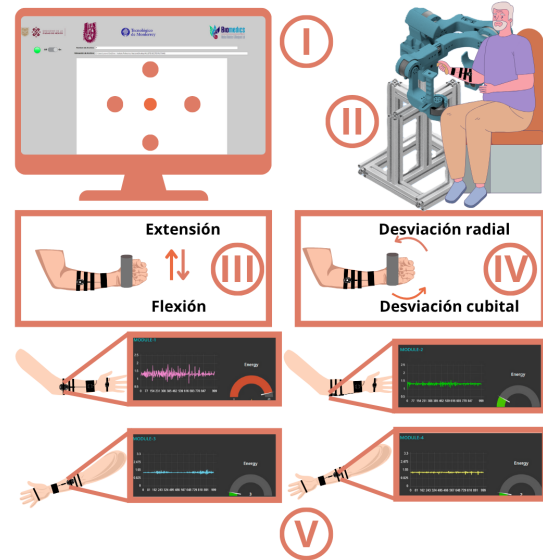


Figura 5: Integración de los subsistemas en la ejecución de la prueba conformada por: (I) interfaz robótica, (II) exoesqueleto robótico, (III) movimiento de flexión-extensión, (IV) movimiento de desviación radial-cubital y (V) adquisición y almacenamiento de bioseñales.

6. Evaluación de señales

Para la evaluación de los datos adquiridos, se realizó la segmentación y el procesamiento de los diferentes tipos de señales adquiridas, para la formación de una base de datos. Posteriormente, se realizó la extracción de características y parámetros de los dos grupos de interés con el fin de realizar una comparación cuantitativa del rendimiento de la población de estudio.

6.1. Configuración de la base de datos

Una vez que se completó el proceso de adquisición de datos siguiendo el protocolo establecido, se organizó la base de datos en un repositorio estructurado, ver Figura 6. En una carpeta llamada “Base de datos” se encuentran dos subcarpetas, una de “Adultos jóvenes” y otra de “Adultos mayores”, dentro de cada una de estas, se encuentran los datos “Personalizados” y los datos “Estándar”. Para cada participante se creó una subcarpeta individual “SN”, donde N es el número de participante, que incluye un archivo de metadatos con información demográfica y fisiológica relevante, como la edad, la generación a la que pertenece y su nivel de actividad física.

Dentro de cada subcarpeta, se añadieron dos subdirectorios principales, uno para los datos “Crudos” y otro para los datos “Segmentados”. Los datos crudos consisten en registros sin procesar de 40 ensayos consecutivos, realizados durante una sesión, almacenados en diferentes archivos. Cada archivo contiene señales de EMG de cuatro músculos, así como la posición y velocidad de 2 motores robóticos, además de un vector que codifica el orden aleatorio de los movimientos realizados por el participante.

El subdirectorio de datos segmentados se organizó según el tipo de movimiento ejecutado durante los ensayos respectivos, los cuales son “Flexión”, “Extensión”, “Desviación cubital” y “Desviación radial”. En cada subcarpeta correspondiente a un tipo de movimiento, se crearon 3 subcarpetas para clasificar las señales registradas: una para “EMG”, otra para “Posición angular” y otra para “Velocidad angular”. Cada archivo en estas carpetas contiene la señal correspondiente registrada durante los 10 segundos que dura cada prueba.

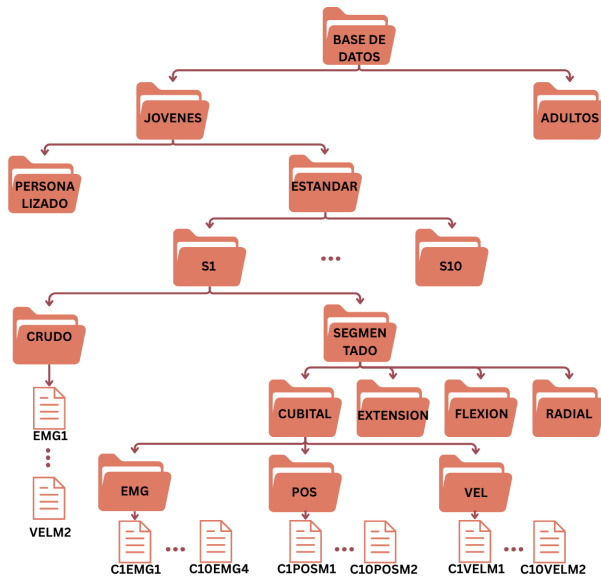


Figura 6: Estructura de la base de datos compuesta por una carpeta principal llamada BASE DE DATOS, con dos subcarpetas llamadas JOVENES y ADULTOS, donde dentro de cada una de estas se encuentran las pruebas realizadas por los participantes.

6.2. Análisis de datos

Posterior a la recopilación y segmentación de datos se realizó un análisis de ciertos parámetros para interpretar el rendimiento de los usuarios por grupos de edades. Para las señales de EMG se realizó un análisis para describir sus características en el dominio del tiempo. Para esto se consideraron los parámetros de potencia (Power, P, por sus siglas en inglés), la cual brinda información acerca de la activación muscular (Komi *et al.*, 2000), la raíz cuadrada media (Root Mean Square, RMS, por sus siglas en inglés) que estima la amplitud media de la señal, la cual se relaciona con la fuerza del músculo durante la contracción (Luca, 1997), la longitud de onda (Wavelength, WL, por sus siglas en inglés), que mide la complejidad de la señal, sumando los cambios absolutos entre puntos consecutivos (Phinyomark *et al.*, 2009) y por último el cambio de signo de la pendiente (Slope Sign Changes, SSC, por sus siglas en inglés), que representa el número de veces que la pendiente de la señal EMG cambia de signo, indicando actividad y variabilidad de la señal (Hudgins *et al.*, 1993). Para más detalles sobre las ecuaciones utilizadas, consulte los siguientes artículos (Phinyomark *et al.*, 2012) y (Sultana *et al.*, 2023). En otro sentido, se estimó el porcentaje de movimientos en los que los participantes presentan movimientos compensatorios (por ejemplo, para la ejecución de WRU, los usuarios generan un movimiento de WFE para alcanzar el objetivo). Los movimientos compensatorios se definieron

donde la magnitud de la señal del eje opuesto presenta un rango de ± 3 grados. Las posiciones utilizadas corresponden a los datos registrados directamente por el ULRR sin ningún procesamiento previo. Para la visualización de los datos se representó el desplazamiento angular utilizando el eje x, correspondiente a los movimientos WFE, y el eje y, asociado a WRU. En consecuencia se obtuvo un gráfico en forma de cruz que refleja los movimientos realizados durante la prueba y permite visualizar las trayectorias registradas para ambos grupos de estudio.

7. Resultados y discusión

En la Tabla 1 se muestra que en los resultados del primer sensor de EMG (E1) correspondiente al músculo extensor radial largo del carpo, los valores de los parámetros analizados (P, RMS, WL y SSC) para cada uno de los movimientos evaluados: desviación radial (R), desviación cubital (U), extensión (E) y flexión (F) son más altos en los adultos mayores en comparación con los adultos jóvenes. En cuanto al segundo sensor de EMG (E2) correspondiente a los músculos extensor cubital del carpo y el músculo extensor común de los dedos, se observa un comportamiento similar entre ambos grupos de edad, con diferencias mínimas en los parámetros medidos, excepto en el parámetro P durante los movimientos de R y F, donde los adultos jóvenes presentan valores más altos. Para el tercer sensor de EMG (E3) correspondiente al músculo flexor radial del carpo, los datos indican que en todos los movimientos (R, U, E y F), los adultos jóvenes muestran mayores valores en los parámetros evaluados, a excepción de F en los parámetros WL y SSC, donde los adultos mayores tienen valores superiores. Finalmente, en el cuarto sensor de EMG (E4) correspondiente al músculo palmar largo, se encontró que en los movimientos R, U y E, los adultos jóvenes registraron valores más altos en P, RMS y WL, mientras que en el parámetro SSC, los adultos mayores mostraron valores más altos en esos mismos movimientos. Durante F, los adultos mayores obtuvieron valores más altos en los 4 parámetros analizados.

A partir de la segmentación obtenida de la base de datos, se realizó un análisis comparativo entre adultos jóvenes y adultos mayores, utilizando gráficos para mostrar los rangos angulares alcanzados durante los movimientos de WFE y WRU. En la Figura 7, se pueden ver las trayectorias de movimiento de los adultos mayores, y en la Figura 8, se observan las trayectorias de los adultos jóvenes. En comparación con los adultos jóvenes, se observó que los adultos mayores realizaban secuencias de movimiento con menor precisión y tenían rangos angulares menores y más variables, observándose en la gráfica que las trayectorias de los adultos jóvenes son menos variables. Además, se detectaron movimientos compensatorios en el 38,5 % de las pruebas de los adultos mayores, en comparación con el 24,25 % de las pruebas de los adultos jóvenes.

Las dificultades que se notaron en la ejecución o el aprendizaje de las secuencias motoras, podrían estar influenciadas por factores como la duración de los movimientos, los GdL y las condiciones de retroalimentación cognitiva que surgen de la interacción entre los estímulos visuales y la respuesta motora.

Tabla 1: Parámetros de EMG superficial (P: Potencia, RMS: Raíz cuadrada media, WL: Longitud de onda, SSC: Cambios de signo de la pendiente). J: grupo joven, M: grupo mayor.

Movimiento	Electrodo	P		RMS		WL		SSC	
		J	M	J	M	J	M	J	M
R	E1	0.0018	0.0036	0.0370	0.0524	149.43	235.69	434.64	802.30
	E2	0.0011	0.0008	0.0253	0.0256	104.35	117.46	236.90	399.76
	E3	0.0005	0.0002	0.0184	0.0137	67.12	56.15	81.92	43.51
	E4	0.0006	0.0003	0.0202	0.0166	72.27	67.04	83.43	104.11
U	E1	0.0009	0.0010	0.0271	0.0281	111.65	134.21	264.93	440.78
	E2	0.0012	0.0012	0.0277	0.0307	114.17	139.21	283.73	550.91
	E3	0.0007	0.0002	0.0191	0.0139	64.24	55.51	46.01	38.71
	E4	0.0014	0.0004	0.0300	0.0181	99.73	74.23	133.48	143.68
E	E1	0.0019	0.0058	0.0404	0.0694	161.27	287.46	522.91	930.65
	E2	0.0015	0.0017	0.0312	0.0380	131.19	169.37	394.56	676.67
	E3	0.0005	0.0002	0.0183	0.0144	66.89	60.82	78.93	51.03
	E4	0.0006	0.0004	0.0210	0.0175	75.58	72.17	71.30	123.61
F	E1	0.0008	0.0012	0.0244	0.0309	101.38	148.01	196.83	489.26
	E2	0.0009	0.0008	0.0236	0.0246	96.97	113.63	184.70	371.48
	E3	0.0005	0.0004	0.0183	0.0176	68.15	72.08	79.84	140.99
	E4	0.0007	0.0008	0.0223	0.0253	81.66	101.49	106.57	306.16

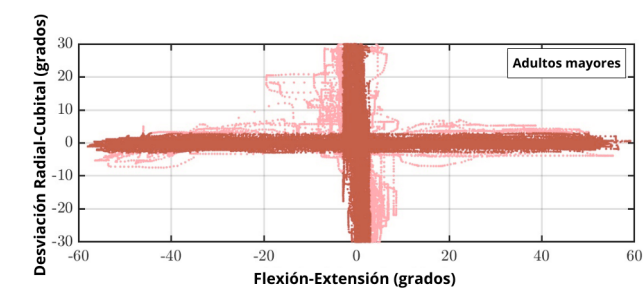


Figura 7: Trayectorias de posición durante la ejecución de movimiento de adultos mayores. En el eje Y se observa el movimiento de desviación radial-cubital en grados y en el eje X se observa el movimiento de flexión-extensión en grados.

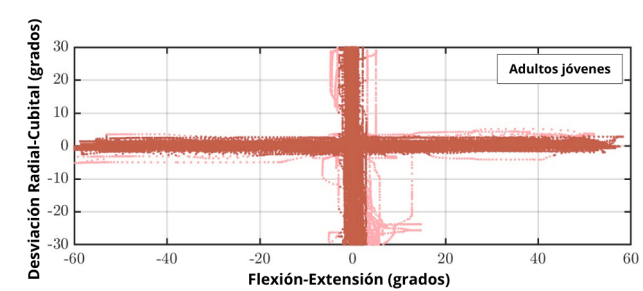


Figura 8: Trayectorias de posición durante la ejecución de movimiento de adultos jóvenes. En el eje Y se observa el movimiento de desviación radial-cubital en grados y en el eje X se observa el movimiento de flexión-extensión en grados.

Este rendimiento puede verse afectado por condiciones relacionadas con el envejecimiento, como la disminución de la fuerza muscular. A nivel neuromuscular los cambios morfológicos en la unidad motora y sus entradas neuronales contribuyen a una menor velocidad de contracción, mayor fatiga muscular y menor estabilidad sensoriomotora, lo que impacta el desempeño motor en adultos mayores. Para disminuir el impacto del fenómeno natural del envejecimiento en el experimento, se le

permitió a los participantes familiarizarse previamente con la interfaz.

8. Conclusiones

El presente trabajo resalta las diferencias en los patrones de movimiento entre adultos mayores y jóvenes durante la ejecución de tareas de miembro superior. Los hallazgos indican que los adultos mayores tienden a adoptar movimientos compensatorios en un porcentaje notablemente mayor, lo que sugiere una adaptación en su estrategia motora ante limitaciones físicas. Esta variación en el uso muscular, específicamente la dependencia del extensor cubital del carpo y el extensor común de los dedos en la población mayor, señala la necesidad de enfoques de rehabilitación más personalizados que tengan en cuenta estas diferencias biomecánicas. La contribución de este trabajo radica en su capacidad para facilitar el diseño de sistemas robóticos de rehabilitación que sean adecuados y eficaces para distintos grupos de edad. Al identificar las diferencias clave en la activación muscular y los patrones de movimiento, se abre la puerta para desarrollar intervenciones más precisas que pueden mejorar la efectividad de la rehabilitación en adultos mayores, optimizando así su recuperación y bienestar. Este análisis no solo enriquece el campo de la rehabilitación robótica, sino que también promueve una comprensión más amplia de cómo la edad afecta la funcionalidad motora, lo que es esencial para el diseño de futuras investigaciones y prácticas clínicas en esta área.

Agradecimientos

Los autores del presente trabajo agradecen el apoyo del Instituto Politécnico Nacional a través de los proyectos: SIP-20250223 y SIP-20250253. Adicionalmente, los autores agradecen el apoyo brindado por la Secretaría de Educación, Ciencia, Tecnología e Innovación de la Ciudad de México (SECTEI) a través del proyecto SECTEI/081/2024.

Referencias

- Al-Ayyad, M., Owida, H. A., Fazio, R. D., Al-Naami, B., y Visconti, P. (2023). Electromyography monitoring systems in rehabilitation: A review of clinical applications, wearable devices and signal acquisition methodologies. *Electronics*, 12(7):1520.
- Hudgins, B., Parker, P., y Scott, R. N. (1993). A new strategy for multifunction myoelectric control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(1):82–94.
- Ingram, L. A., Butler, A. A., Brodie, M. A., Lord, S. R., y Gandevia, S. C. (2021). Quantifying upper limb motor impairment in chronic stroke: a physiological profiling approach. *Journal of Applied Physiology*, 131(3).
- Komi, P. V., Linnamo, V., Silventoinen, P., y Sillanpää, M. (2000). Force and emg power spectrum during eccentric and concentric actions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(10):1757–1762.
- Leduc, L., Gomez-Correa, M., Ballesteros, M., y Cruz-Ortiz, D. (2024). Robust control of a four dof rehabilitation robot for upper limb: A digital shadow approach. En *2024 12th International Conference on Control, Mechatronics and Automation (ICCMA)*, pp. 119–124. IEEE.
- Lo, A. C., Guarino, P. D., Richards, L. G., Haselkorn, J. K., Wittenberg, G. F., Federman, D. G., Ringer, R. J., y Peduzzi, P. (2010). Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *The New England Journal of Medicine*, 362(19):1772–1783.
- Luca, C. J. D. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2):135–163.
- Organización Mundial de la Salud (2021). Trastornos musculoesqueléticos. [online; citado 2025-06-16].
- Phinyomark, A., Limsakul, C., y Phukpattaranont, P. (2009). A novel feature extraction for robust emg pattern recognition. *Journal of Computing*, 1(1):71–80.
- Phinyomark, A., Phukpattaranont, P., y Limsakul, C. (2012). Feature reduction and selection for emg signal classification. *Expert Systems with Applications*, 39(8):7420–7431.
- Rubio, A. O. (2017). Valoración e intervención de terapia ocupacional en patología neurodegenerativa.
- Sagi, G., Deneuville, J.-P., Guiraud, M., y Ostalier, J. (2020). Evaluación y tratamiento de los trastornos musculoesqueléticos de los miembros superiores e inferiores con el método mckenzie. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 41(3):1–21.
- Schiffman, H. R. (2004). *Sensación y percepción. Un enfoque integrador*. El Manual Moderno, México.
- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., Kwak, Y., y Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 34:721–733.
- Sultana, A., Ahmed, F., y Alam, M. S. (2023). A systematic review on surface electromyography-based classification system for identifying hand and finger movements. *Healthcare Analytics*, 3:100126.