

Máster Universitario en Robótica y Automatización  
2022-2024

*Trabajo Fin de Máster*

**“Protocolo de entrenamiento  
pre-protésico mediante electromiografía  
de superficie con videojuegos en  
pacientes amputados de miembros  
superiores”**

---

Ana López-Maroto González-Pueblas

Tutor/es

Alberto Jardón Huete

Légame, 17 de Septiembre de 2024, 11:00 a.m.

**DETECCIÓN DEL PLAGIO**

La Universidad utiliza el programa **Turnitin Feedback Studio** para comparar la originalidad del trabajo entregado por cada estudiante con millones de recursos electrónicos y detecta aquellas partes del texto copiadas y pegadas. Copiar o plagiar en un TFM es considerado una **Falta Grave**, y puede conllevar la expulsión definitiva de la Universidad.





## **RESUMEN**

Las amputaciones son intervenciones quirúrgicas que implican la extirpación total o parcial de una extremidad. Estas tienen un gran impacto físico y psicológico en la calidad de vida de los amputados, así como limitaciones para integrarse en la sociedad. Por eso es tan importante la adquisición de prótesis que mejoren el estilo de vida de los amputados. Sin embargo, estos dispositivos presentan un alto grado de abandono por parte de los usuarios, ya que en muchos casos resultan incómodos o difíciles de manejar. Además, el elevado coste de las prótesis mioeléctricas y la dificultad para aprender a utilizarlas correctamente limitan su accesibilidad y uso, especialmente entre aquellos con menos recursos económicos. Por ello, es necesario desarrollar protocolos de entrenamiento pre-protésico para aumentar las posibilidades de acceso de los amputados a tecnologías más avanzadas, así como para incrementar su uso y aceptación.

El objetivo de este proyecto consiste en el desarrollo de un protocolo de entrenamiento pre-protésico innovador basado en el uso de un videojuego interactivo que, a través de la medición de la actividad electromiográfica de los músculos objetivos, permita evaluar la capacidad de personas con amputaciones para adaptarse al uso de prótesis.

Para ello, se realizó un análisis exhaustivo de las estructuras músculo-esqueléticas en amputaciones, con el fin de identificar los movimientos clave que deben ser monitorizados durante el entrenamiento y, en consecuencia, optimizar el uso posterior de la prótesis. A continuación se definió la arquitectura de adquisición de las señales de electromiografía, además de seleccionar, cablear y programar el dispositivo de adquisición de estas. Se analizó la actividad de las señales musculares para determinar cómo estos movimientos pueden ser capturados y utilizados eficazmente, asegurando así una integración más natural y funcional del dispositivo en el uso cotidiano del usuario. En base a los resultados obtenidos, se procedió al diseño de un videojuego de rehabilitación que, además de servir como guía de evaluación del paciente y la correcta colocación de los electrodos, permitirá a los médicos realizar un seguimiento detallado del progreso del paciente mediante métricas específicas.

En el futuro, se espera que aumenten los índices de satisfacción entre los usuarios de prótesis. Esto será posible gracias a la creación de entrenamientos más accesibles e innovadores como este, que no solo facilitan el proceso de adaptación, sino que también incrementan la motivación de los pacientes para participar en ellos, mejorando así la integración y el uso prolongado de estas prótesis en su vida diaria.

**Palabras clave: Amputados Miembros Superiores, Electromiografía, Prótesis Mioeléctricas, Arduino IDE, Serious Games, Unity, Protocolo de Entrenamiento.**



## ABSTRACT

Amputations are surgical interventions that involve the total or partial removal of a limb. It has a great physical and psychological impact on the quality of life of amputees, as well as limitations in their integration into society. Therefore, the acquisition of prostheses that improve the lifestyle of amputees is of great importance. However, these devices have a high degree of abandonment by users, since in many cases they are uncomfortable or difficult to handle. In addition, the high cost of myoelectric prostheses and the difficulty of learning to use them correctly are barriers to their accessibility and use, especially for those with limited economic resources. Consequently, it is necessary to develop pre-prosthetic training protocols to increase the possibilities of amputees to access more advanced technologies, as well as to expand their use and acceptance.

The aim of this project is to develop of an innovative pre-prosthetic training protocol based on the use of an interactive videogame that, by measuring the electromyographic activity of the target muscles, allows to evaluate the ability of amputees to adapt to the use of prostheses.

Therefore, an exhaustive analysis of the musculoskeletal structures in amputees was carried out in order to identify the key movements that should be monitored during training and, consequently, to improve posterior use of the prosthesis. Following this, the electromyography signal acquisition architecture was defined and the acquisition device was selected, wired and programmed. The activity of the muscle signals was analyzed to determine how these movements can be captured and used effectively, ensuring a more natural and functional integration of the device into the user's daily use. Using the results obtained a rehabilitation videogame will be designed, which, besides serving as a guide for patient evaluation and the correct placement of the electrodes, will allow physicians to perform a detailed follow-up of the patient's progress by means of specific metrics.

In the future, it is expected that satisfaction rates among prosthesis users will rise. This would be possible due to the creation of more accessible and innovative trainings such as this one, which not only facilitate the fitting process, but it would also increase the motivation of patients to participate in them, facilitating and extending the sustained use of these prostheses in their daily lives.

**Keywords:** Upper Limb Amputees, Electromyography, Myoelectric Prostheses, Arduino IDE, Serious Games, Unity, Training Protocol.



## **DEDICATORIA**

Al finalizar este capítulo de mi formación universitaria, me gustaría agradecer a todas las personas que, de una manera u otra, han apoyado y contribuido a la realización de este trabajo de fin de máster y a la culminación de mis estudios.

En primer lugar, quiero agradecer a mi tutor, Alberto Jardón, por haberme dado la oportunidad de poder realizar este proyecto con el que tan familiarizada estoy. También a Juan Carlos González por su apoyo y valiosos consejos.

Dar las gracias a mi familia y amigos, que ha sido mi pilar de apoyo incondicional. Por estar, ser, escuchar en todas las decisiones y momentos de mi vida. Y en especial a Arturo, por acompañarme, ayudarme y cuidarme en todos estos meses.

Por último a mis compañeros de trabajo, en especial a Javier Isabel y Manuel Gómez, por guiarme en el desarrollo de este trabajo y animarme a terminarlo.



## ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN . . . . .	1
1.1. Motivación del Proyecto . . . . .	2
2. OBJETIVOS . . . . .	4
2.1. Objetivo Principal . . . . .	4
2.2. Objetivos Secundarios . . . . .	4
3. ESTADO DEL ARTE . . . . .	5
3.1. Amputaciones de Miembro Superior . . . . .	5
3.1.1. Amputación del Antebrazo / Transradial . . . . .	6
3.2. Prótesis de Miembros Superiores . . . . .	9
3.2.1. Prótesis de Antebrazo . . . . .	13
3.3. Electromiografía . . . . .	19
3.3.1. Sensores de Electromiografía . . . . .	24
3.4. Videojuegos en Rehabilitación . . . . .	30
3.4.1. Serious Games . . . . .	31
4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN . . . . .	34
4.1. Protocolo de Prescripción Pre-Protésico . . . . .	34
4.1.1. Evaluación del Paciente . . . . .	34
4.1.2. Identificación de los Músculos Objetivo . . . . .	36
4.1.3. Colocación de los Electrodos . . . . .	38
4.2. Dispositivo de Adquisición EMG . . . . .	41
4.2.1. Componentes para la Creación del Dispositivo . . . . .	43
4.2.2. Esquema de Conexión . . . . .	45
4.3. Adquisición y Análisis de Señales EMG . . . . .	47
4.4. Diseño del Videojuego de Entrenamiento Pre-Protésico . . . . .	50
4.4.1. Guía de Interfaz de Usuario del Protocolo de Entrenamiento Pre-Protésico	50
4.4.2. Desarrollo y Control del VideoJuego . . . . .	54
4.4.3. Evaluación del Progreso del Protocolo Entrenamiento . . . . .	60
5. RESULTADOS . . . . .	63

6. CONCLUSIONES . . . . .	65
7. LÍNEAS FUTURAS . . . . .	67
8. PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO . . . . .	68
BIBLIOGRAFÍA . . . . .	70
A. CÓDIGO IDE ARDUINO - 1 . . . . .	
B. CÓDIGO IDE ARDUINO - 2 . . . . .	



## ÍNDICE DE FIGURAS

3.1	Amputaciones de Miembros Superiores . . . . .	5
3.2	Supinación-Pronación del Antebrazo . . . . .	6
3.3	Músculos Supinadores-Pronadores . . . . .	7
3.4	ROM del Antebrazo . . . . .	7
3.5	ROM requerido para ABVD . . . . .	7
3.6	ROM a Diferentes Niveles del Antebrazo Residual . . . . .	8
3.7	Diagrama de Bloques de los Tipos de Prótesis de Miembro Superior . . . . .	9
3.8	Prótesis Cosmética . . . . .	10
3.9	Prótesis Mecánica . . . . .	10
3.10	Prótesis Robóticas . . . . .	11
3.11	Prótesis Mioeléctricas . . . . .	12
3.12	Prótesis Híbridas . . . . .	12
3.13	Prótesis impresas en 3D . . . . .	13
3.14	Artrocinemática de la Muñeca . . . . .	14
3.15	Extensores del Antebrazo . . . . .	14
3.16	Flexores del Antebrazo . . . . .	14
3.17	Artrocinemática de la Articulación Metacarpofalángica . . . . .	15
3.18	Artrocinemática de la Articulación Interfalángica . . . . .	15
3.19	Artrocinemática de la Articulación Carpometacarpiana del Pulgar . . . . .	16
3.20	Artrocinemática de la Articulación Interfalángica del Pulgar . . . . .	16
3.21	Flexores de la Mano . . . . .	17
3.22	Extensores de la Mano . . . . .	17
3.23	Presa de Acción . . . . .	17
3.24	Presa de Precisión . . . . .	18
3.25	Pinza de Fuerza . . . . .	18
3.26	Pinza T-T . . . . .	19
3.27	Pinza Subterminal . . . . .	19
3.28	Pinza de Gancho . . . . .	19

3.29	Fisiología Muscular del Músculo Esquelético . . . . .	20
3.30	Contracción Muscular . . . . .	21
3.31	Potencial de Acción . . . . .	22
3.32	Adquisición EMG Invasiva . . . . .	23
3.33	Adquisición EMG No-Invasiva . . . . .	23
3.34	Sensores Trigno Avanti . . . . .	24
3.35	Sistema y Software - Trigno Avanti . . . . .	25
3.36	Sensor Myoware 2.0 . . . . .	27
3.37	Kit Myoware 2.0 . . . . .	27
3.38	Muscle Sensor v3 . . . . .	29
3.39	Videojuegos en Rehabilitación . . . . .	30
3.40	Métricas Obtenidas en el Videojuego . . . . .	33
4.1	Amputación Transradial Funcional . . . . .	36
4.2	Capas de los Músculos de Antebrazo . . . . .	38
4.3	Correcta Colocación de los Electrodos . . . . .	39
4.4	Colocación de los Electrodos de Muscle Sensor v3 . . . . .	40
4.5	Colocación Ventral de Electrodos . . . . .	41
4.6	Colocación Dorsal de Electrodos . . . . .	41
4.7	Arquitectura de Adquisición Inicial . . . . .	42
4.8	Arquitectura de Adquisición Final . . . . .	43
4.9	Arduino Uno R3 . . . . .	44
4.10	Hebillas de Batería . . . . .	44
4.11	Pilas Alcalinas 9V . . . . .	45
4.12	Cableado de los Componentes Electrónicos . . . . .	46
4.13	Señales del Movimiento de Prehensión . . . . .	47
4.14	Señales del Movimiento de Pinza . . . . .	48
4.15	Umbral del Movimiento de Prehensión . . . . .	49
4.16	Umbral del Movimiento de Pinza . . . . .	49
4.17	Primera Escena UI - Adquisición de Datos . . . . .	51
4.18	Segunda Escena UI - Colocación y Calibración de los Electrodos . . . . .	53
4.19	Tercera Escena - VideoJuego . . . . .	55

4.20 Tercera Escena - Resultados . . . . .	61
5.1 Resultados - Adquisición Señales . . . . .	63
5.2 Resultado - Prehensión . . . . .	64
5.3 Resultado - Pinza . . . . .	64
8.1 Diagrama de Gantt . . . . .	68



## **ÍNDICE DE TABLAS**

3.1	Especificaciones Técnicas - Trigno Avanti . . . . .	26
3.2	Especificaciones Técnicas - Myoware 2.0 . . . . .	28
3.3	Especificaciones Técnicas - Muscle Sensor v3 . . . . .	29
4.1	Principales Músculos - Amputaciones Transradiales . . . . .	37
4.2	Tabla de Comparación Sensores . . . . .	42
8.1	Desglose del Presupuesto de los Artículos Comprados . . . . .	68



## **LISTA DE ABREVIATURAS**

**MS** Míembro Superior

**FEDOP** Federación Española de Ortesistas y Protesistas

**EMG** Electromiografía

**ABVD** Actividades Básicas de la Vida Diaria

**ROM** Rango de Movimiento

**CMC** Carpometacarpiana

**IMC** Intermetacarpiana

**MCP** Metacarpofalángica

**PIP** Interfalángica Proximal

**DIP** Interfalángica Distal

**PAUMs** Potencial de Acción de las Unidades Motoras

**SDK** Kit de Desarrollo de Software

**API** Interfaz de Programación de Aplicaciones

**VR** Realidad Virtual

**AR** Realidad Aumentada

**TCU** Trigno Control Utility

**UI** Interfaz de Usuario



## 1. INTRODUCCIÓN

Las amputaciones son intervenciones quirúrgicas que implican la extirpación total o parcial de miembros. Normalmente este tipo de cirugías se evitan en la medida de lo posible, debido a el gran impacto que supone en la calidad de vida de los pacientes, ya que implica una gran limitación en las actividades diarias. Por lo que, los traumatólogos consideran este procedimiento como la última opción.

Las principales causas de amputación del miembro superior (MS) son los traumatismos agudos o las secuelas de lesiones traumáticas, generalmente causados por accidentes laborales o heridas de guerra; infecciones crónicas, tumores óseos o tejidos blandos, o por la progresión de la enfermedad del síndrome de dolor regional complejo o malformaciones congénitas [1]. Independientemente de la causa subyacente, es muy importante conseguir una extremidad estable y funcional y minimizar las secuelas dolorosas.

En Estados Unidos se calcula que cada año se amputa una extremidad superior o inferior a 185.000 personas. Sin embargo, esta cantidad sólo representa un 15,42 % del total de 1,2 millones de personas que viven con la pérdida de un miembro, ya que esta "ausencia de extremidades" no sólo está causada por amputaciones quirúrgicas, sino que también puede deberse a malformaciones congénitas. La pérdida de extremidades superiores representa aproximadamente un tercio de esa cifra [2].

En España no se dispone de una información tan detallada como en otros países sobre el número de personas amputadas, su etiología y los procesos de rehabilitación derivados de esta discapacidad, pero de acuerdo a la Federación Española de Ortesistas y Protesistas (FEDOP), se estima que hay 60.000 personas amputadas en la actualidad. [3]

Este suceso provoca numerosos problemas físicos y psicosociales, en los que la mayoría de los pacientes se encuentran en los años más jóvenes de su vida y sólo el 38 % de ellos puede reincorporarse a su trabajo. Además de experimentar la reducción de ingresos como consecuencia de la reducción de la jornada laboral y de las posibilidades de promoción o formación en el trabajo. Otro factor de gran importancia, son alteraciones en la imagen corporal, dolor, cambios en el autoconcepto, deterioro de la función física, el uso de una prótesis y el desarrollo de depresión en el 49,4 % de los pacientes [4].

Además, se prevé que esta cifra alcance los 3,6 millones en 2050 [2]. Ante la perspectiva de que esta cifra se duplique en los próximos años y conociendo las limitaciones físicas y psicológicas en la calidad de vida, así como las limitaciones en la participación social, es de gran importancia la utilización de prótesis que mejoren la calidad de vida de estas personas y aumenten las posibilidades de adquirir un empleo.

Actualmente la tecnología a avanzado significativamente en la adaptación de prótesis para diferentes niveles de antebrazo, permitiendo una mayor adaptabilidad a los rangos de movimiento necesarios para las actividades básicas del día a día. Sin embargo todavía

no ha sido capaz de sustituir todas funcionalidades biológicas del miembro ausente, ya que la mano se trata de uno de los miembros mas complejos al proporcionar una amplia gama de movimientos necesarios en nuestro día a día, mientras que el antebrazo, hombro y codo su principal funcionalidad es la colocación adecuada de la mano en una posición correcta para poder realizar los movimientos.

Muchos informes y estudios que pude realizar en proyectos anteriores, en los usuarios de prótesis prevalece un índice de insatisfacción y abandono en el 26 % de la población. Las tasas de rechazo de las prótesis mioeléctricas, mecánicas y pasivas han sido del 39 %, 50 % y 53 %, respectivamente [5]. Además, de existir un alto índice de incapacidad de acceder a este tipo de prótesis mas sofisticadas.

La precisión y el enfoque durante la cirugía determinan la estabilidad y funcionalidad de la extremidad residual, factores esenciales para la posterior adaptación a una prótesis. Del mismo modo, los cuidados postquirúrgicos y la rehabilitación desempeñan un papel crucial en la recuperación del paciente y en la preparación para el uso de dispositivos protésicos.

Ante estas estadísticas, es fundamental contar con programas de rehabilitación innovadores que preparen a los pacientes de manera integral y segura para el uso de prótesis de miembro superior. Dando mas accesibilidad a este entrenamiento previo a muchos mas pacientes y obteniendo mejores métricas y resultados en los próximos años con el objetivo de disminuir este índice de insatisfacción de las personas amputada y mejorar su calidad de vida.

## 1.1. Motivación del Proyecto

El presente Trabajo de Fin de Máster tiene el objetivo de desarrollar protocolos pre-protésicos innovadores que faciliten este proceso. Realizando un estudio para establecer y evaluar un protocolo de entrenamiento individualizado para cada paciente, especializándonos en amputaciones trasradiales, utilizando sensores de electromiografía (EMG) para medir la actividad muscular. El objetivo es crear un entorno de entrenamiento interactivo a través de un videojuego, donde la actividad muscular detectada por los sensores EMG se traduzca en acciones dentro del juego. Este enfoque no solo permitirá evaluar la aptitud de los pacientes para utilizar prótesis mioeléctricas, sino que también proporcionará un entrenamiento motivador y efectivo.

El uso de sensores EMG ofrece la capacidad de medir con precisión la actividad muscular, proporcionando una evaluación detallada y personalizada de la capacidad de los pacientes para controlar una prótesis mioeléctrica. Este nivel de precisión es fundamental para diseñar programas de rehabilitación que respondan específicamente a las necesidades individuales de cada paciente. Al integrar esta tecnología en un videojuego, se crea un entorno de entrenamiento atractivo y menos estresante, lo que aumenta la motivación y el compromiso de los pacientes con su rehabilitación.

Este enfoque innovador tiene el potencial de hacer el entrenamiento pre-protésico más accesible. Las tecnologías involucradas, como los sensores EMG y los videojuegos, son relativamente accesibles y pueden ser implementadas de manera más económica que los métodos tradicionales de entrenamiento. Esto podría ampliar significativamente su alcance, permitiendo que un mayor número de pacientes, independientemente de sus recursos económicos, pueda beneficiarse de un entrenamiento adecuado.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. Objetivo Principal**

Desarrollo de un protocolo de entrenamiento pre-protésico innovador basado en el uso de un videojuego interactivo que, a través de la medición de la actividad electromiográfica de los músculos objetivos, permita evaluar la capacidad de personas con amputaciones trasradiales para adaptarse al uso de prótesis mioeléctricas.

### **2.2. Objetivos Secundarios**

- Estudio y evaluación de la biomecánica y anatomía de amputaciones en miembros superiores.
- Protocolo de adquisición de señales electromiográficas en miembros superiores.
- Diseño del dispositivo de adquisición de señales electromiográficas.
- Adquisición y análisis de señales electromiográficas.
- Diseño de la guía de interfaz de usuario del videojuego para el entrenamiento pre-protésico.
- Desarrollo y control del videojuego interactivo con señales electromiográficas.
- Evaluación del protocolo de entrenamiento pre-protésico.

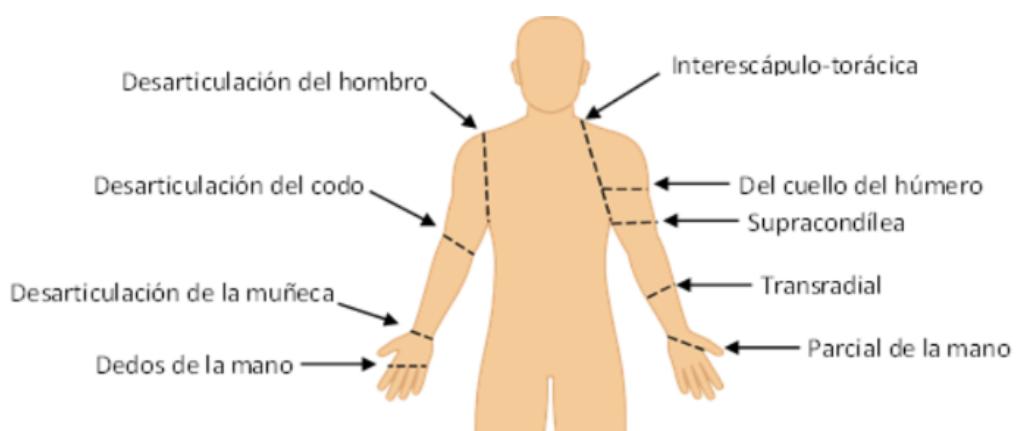
### 3. ESTADO DEL ARTE

El desarrollo e implementación de protocolos pre-protésicos complejos han demostrado ser esenciales para la adaptación y la funcionalidad de pacientes amputados. Estos protocolos, que abarcan desde la fase prequirúrgica hasta la preparación para la colocación de la prótesis, incluyen una serie de intervenciones diseñadas para optimizar la cicatrización, controlar el dolor, y entrenamientos para mejorar la movilidad y la fuerza del miembro residual. Por ello se ha realizado un marco teórico y estudio de todos los aspectos que se deben tener en consideración, centrándonos en el tipo de amputación más común.

#### 3.1. Amputaciones de Miembro Superior

Los niveles más frecuentes de amputaciones para el miembro superior son el transradial o antebrazo (40 % aprox), en el que la amputación se produce por debajo del codo; y el transhumeral o brazo (30 % aprox), en el que la amputación se produce por encima del codo [5], [6]. Sin embargo, existe una mayor cantidad de amputaciones que se pueden realizar según las necesidades de cada paciente, que se pueden observar en la Figura 3.1.

Deben tenerse en cuenta varias consideraciones anatómicas a la hora de realizar estos procedimientos, ya que las extremidades superiores requieren una gran rango de movimiento (ROM) para colocar correctamente la mano en el espacio para la realización de las tareas diarias. La preservación de la movilidad es crucial para mejorar los resultados, lo que puede conseguirse maximizando la longitud del muñón de la amputación [7].



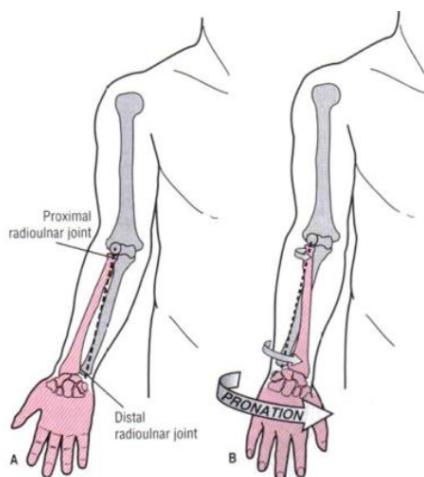
Adaptado de: <https://lc.cx/Fm0lxg>

Fig. 3.1. Amputaciones de Miembros Superiores

### 3.1.1. Amputación del Antebrazo / Transradial

La amputación del antebrazo requiere un profundo conocimiento de las estructuras musculo-esqueléticas y neurovasculares locales, ya que las consideraciones biomecánicas del radio y el cúbito son cruciales para obtener resultados funcionales, así como el trato con otras estructuras circundantes puede suponer un reto para evitar el dolor crónico en la zona.

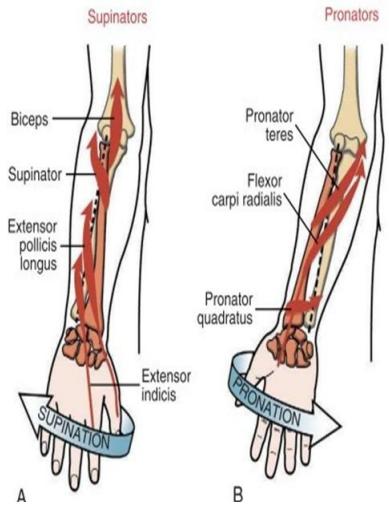
Según la cinemática del antebrazo, debemos tener en cuenta dos articulaciones denominadas radiocubital proximal y distal. Este conjunto de articulaciones permite rotar en pronación y supinación, durante el primer movimiento el segmento distal del radio rota y cruza sobre el cúbito esencialmente fijo, mientras que en el segundo se considera la posición anatómica, cuando el cúbito y el radio yacen paralelos entre sí. Como podemos apreciar claramente en la Figura 3.2, la correcta ejecución de este movimiento requiere un movimiento simultáneo de ambas articulaciones. En consecuencia, la reducción del ROM en una de ellas lo limitará en la otra [8].



Adaptado de : [8]

Fig. 3.2. Supinación-Pronación del Antebrazo

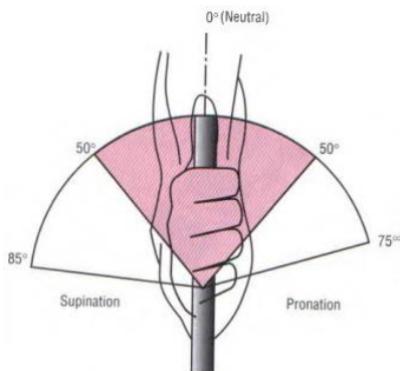
Los músculos principales encargados de estos movimientos el pronador redondo, que permite la pronación o rotación de la muñeca y la palma hacia abajo, y el supinador cuadrado, que facilita la supinación o rotación de la muñeca y la palma hacia arriba. Adicionalmente, los movimientos de flexión y extensión de la mano, que también afectan la funcionalidad del antebrazo, son controlados por el extensor radial del carpo, que permite la extensión de la mano moviéndola hacia arriba (dorso de la mano) y facilita la liberación de objetos, y el flexor radial del carpo, que permite la flexión de la mano moviéndola hacia abajo (palma de la mano) y facilita el agarre de objetos. [9]-[13]



Adaptado de :<https://lc.cx/Ocval8>

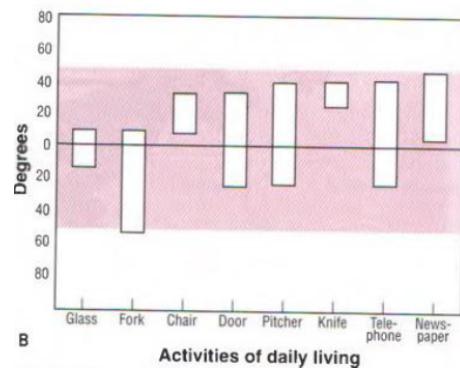
Fig. 3.3. Músculos Supinadores-Pronadores

Por lo general, su rotación es de unos  $75^{\circ}$ - $80^{\circ}$  en pronación y  $85^{\circ}$ - $90^{\circ}$  en supinación, Figura 3.4. Sin embargo con un rango funcional de  $100^{\circ}$ ;  $50^{\circ}$  para cada rotación; es suficiente para realizar Actividades Básicas de la Vida Diaria (ABVD), como las que se muestran en la Figura 3.5. [8].



Adaptado de: [8]

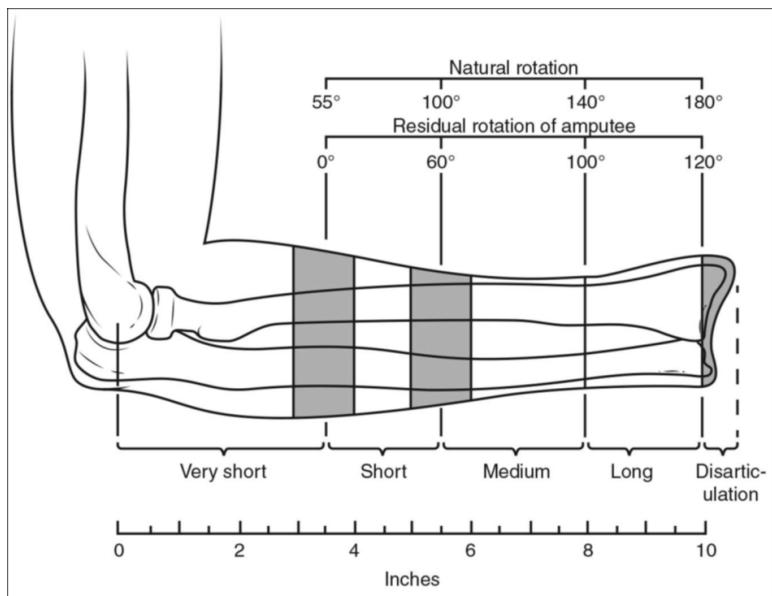
Fig. 3.4. ROM del Antebrazo



Adaptado de: [8]

Fig. 3.5. ROM requerido para ABVD

El objetivo durante esta intervención es preservar la mayor cantidad de longitud del antebrazo como sea posible, ya que esto se correlaciona directamente con el rango de ROM. Debido a que la parte distal es la encargada de estabilizar todo el movimiento, al disminuir también disminuirá el movimiento residual capaz de realizar. Como podemos observar en la Figura 3.6, a longitudes largas-medias del antebrazo residual conservamos la mayor parte del movimiento, pudiendo realizar la mayoría de las ABVD con el uso de prótesis. Mientras que en longitudes más cortas perdemos la mayor parte de la movilidad; en este caso es importante la preservación del cúbito hasta un mínimo de 5 cm para la colocación de una prótesis [7].



Adaptado de: [7]

Fig. 3.6. ROM a Diferentes Niveles del Antebrazo Residual

Además, otro objetivo importante que debe tenerse en cuenta en este tipo de intervenciones es la estabilización muscular para permitir la contracción continua del antebrazo y minimizar el dolor en la extremidad tras la amputación, así como un suministro vascular adecuado para el proceso de cicatrización del muñón. Para ello pueden realizarse varios procedimientos, como la miodesis, la fijación del músculo al hueso o al periostio, que proporciona una fijación más fuerte y una función muscular más individualizada; la mioplastia, la unión de un músculo a su músculo antagonista; o el cierre miofascial, la unión del músculo a la fascia. Ambas potencian la señalización mioeléctrica de la zona, permitiendo la investigación de los resultados y nuevos modelos de prótesis, como las prótesis mioeléctricas. [7]

Una vez que el paciente cumpla todos los requisitos, se realizará la intervención teniendo en cuenta todas las consideraciones anteriormente descritas. Con las nuevas técnicas quirúrgicas y posibilidades de ajuste de una prótesis, la amputación no debe ser vista como una operación destructiva, sino constructiva. Su objetivo es encajar y ajustar el muñón con un dispositivo adecuado, preservando en la medida de lo posible su función básica [14].

Tras la cirugía, los cuidados de rehabilitación y tratamiento son de gran importancia. Se lleva a cabo por un equipo multidisciplinar compuesto por fisioterapeuta, psicólogo, trabajador social, terapeuta ocupacional, enfermeras, etc, con el objetivo de adaptar y capacitar a los pacientes a esta nueva etapa de su vida [14].

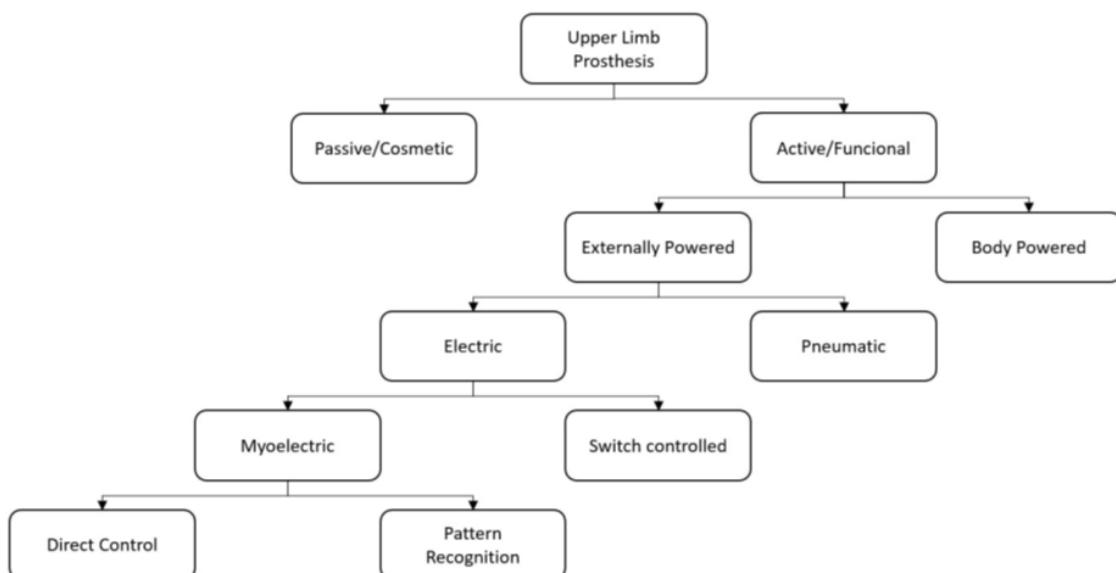
La fisioterapia postoperatoria realiza ejercicios que previenen las contracturas, consiguen la amplitud total de movimiento en las articulaciones, combaten la atrofia muscular, aumentan la fuerza muscular y preparan a los pacientes para el tratamiento. En el caso de la amputación transradial, debe obtenerse una amplitud completa de flexión y extensión del

codo. Si el muñón es largo, se requieren ejercicios de rotación del antebrazo. El objetivo principal es adaptar el uso de una prótesis, identificando y abordando las posibles barreras para su colocación y uso eficaz [14].

Dependiendo del resultado de la cirugía y de los cuidados postoperatorios, el paciente será un candidato adecuado para una prótesis. Dado que son múltiples los factores que deben tenerse en cuenta para determinar si el tipo de prótesis se adapta a las necesidades de cada paciente, como el nivel de amputación, la capacidad cognitiva, las comorbilidades, las necesidades vocacionales/avocacionales y recreativas, los deseos y objetivos funcionales del individuo, la integridad del muñón, las exigencias laborales y domésticas, el nivel y tipo de actividades, así como las prioridades estéticas [14], [15].

### 3.2. Prótesis de Miembros Superiores

Las prótesis son dispositivos artificiales que se ajustan al cuerpo, diseñados para sustituir a los miembros perdidos con el fin de replicar una función similar a la que el miembro solía hacer. En cuanto a las prótesis de miembro superior, las opciones disponibles se clasifican en el siguiente diagrama de la Figura 3.7:



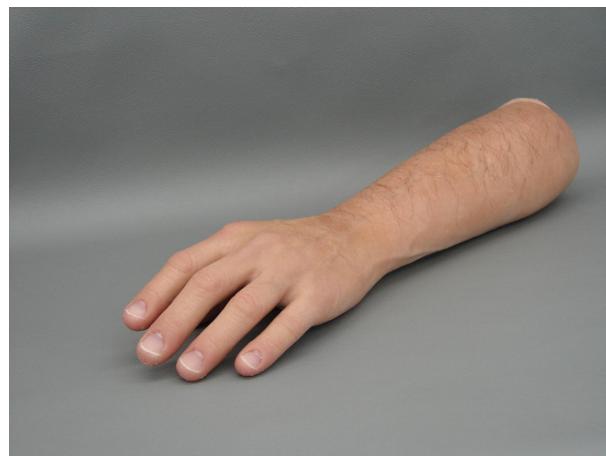
*Adaptado de : [16]*

Fig. 3.7. Diagrama de Bloques de los Tipos de Prótesis de Miembro Superior

#### ■ Prótesis pasivas / cosméticas

Se restablece el aspecto estético y la longitud antropomórfica del miembro para transportar o estabilizar un objeto durante su uso ipsilateral o bilateral. Están fabricadas con material flexible de látex o silicona, siendo ligeras. Además, debido a su diseño cosmético y a su individualización, ayudan a restaurar la imagen corporal del individuo y a mejorar su bienestar psicológico. Sin embargo, son incapaces de

moverse activamente, lo que imposibilita realizar otro tipo de movimientos que no sean los posicionales [15]-[17].



Adaptada de: <https://lc.cx/9s6WxO>

Fig. 3.8. Prótesis Cosmética

#### ■ Prótesis Mecánicas

El movimiento del cuerpo es captado por el arnés. Este movimiento produce la excursión de un cable que está conectado a la prótesis, permitiendo el movimiento de los dispositivos terminales. Suelen ser más ligeras, más duraderas, toleran mejor las condiciones ambientales, tienen un precio inicial más bajo y los costes de mantenimiento son menores en comparación con otras opciones. Sin embargo, su movilidad a veces se ve limitada por los sistemas mecánicos que la componen, ya que en ocasiones puede que no se ejerza la fuerza necesaria, o que los sistemas se atasquen, limitando su movimiento. [15]-[17].



Adaptada de: <https://lc.cx/Ne46g5>

Fig. 3.9. Prótesis Mecánica

### ■ Prótesis Neumáticas

Los movimientos se realizan con aire a presión obtenido mediante un compresor. Proporcionan gran fuerza y velocidad de movimiento, sin embargo los dispositivos que se implementan para su control son relativamente grandes y su mantenimiento es costoso y difícil de mantener. Su uso es más común en los miembros inferiores [17], [18].

### ■ Prótesis Robóticas

El movimiento lo producen motores eléctricos, que pueden controlarse mediante servomotores, transductores lineales o potenciómetros, resistencias de detección de fuerza, interruptores basculantes, pulsadores, botones y tiradores de arnés, así como unidades de medición inercial. Pueden aplicarse múltiples esquemas de control para cada articulación. La energía necesaria para el funcionamiento del motor puede suministrarse mediante baterías recargables. Permiten modular y controlar la velocidad y la fuerza de agarre, el diseño es más antropomórfico, tiene la capacidad de controlar dos componentes simultáneamente y permite un trabajo más funcional. Sin embargo, tiene costes iniciales más elevados, mantenimiento de las baterías, mayor peso, reparaciones más complejas e intolerancia a entornos húmedos, sucios o corrosivos.[15], [17], [18].



Adaptado de: <https://lc.cx/LmLUGs>

Fig. 3.10. Prótesis Robóticas

### ■ Prótesis Mioeléctricas

El movimiento de la prótesis se produce mediante impulsos eléctricos producidos por la contracción de los músculos cercanos al muñón. Para adquirir esta señal, se suelen utilizar electrodos no invasivos que leen las señales EMG superficiales de los músculos. La mayoría de los electrodos filtran y amplifican el impulso eléctrico y producen un mensaje de salida para la prótesis. Es una de las prótesis más utilizadas, ya que proporcionan un aspecto estético, tienen gran fuerza y rapidez de agarre, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación. Sin embargo, tiene un mayor coste inicial, mantenimiento de la batería y un mayor peso, debido a los complejos sistemas que se necesitan para procesar las señales EMG. Más

recientemente, se está desarrollando la tecnología de reconocimiento de patrones para correlacionar un patrón EMG concreto con un movimiento específico. [15], [18], [19].



Adaptado de: <https://lc.cx/JXnidM>

Fig. 3.11. Prótesis Mioeléctricas

#### ■ Prótesis Híbridas

Combina dos tipos de modelos de prótesis en un solo dispositivo. Por ejemplo, en las amputaciones por encima del codo, el control mioeléctrico para las funciones de la mano puede combinarse con un sistema de control accionado por el cuerpo para las funciones del codo. Sus ventajas e inconvenientes dependen de los componentes que lo componen y de su funcionamiento. Por lo general, permiten el control simultáneo de múltiples componentes, son más ligeras que las prótesis eléctricas y ofrecen una mayor fuerza de agarre en comparación con una prótesis mecánica [15].

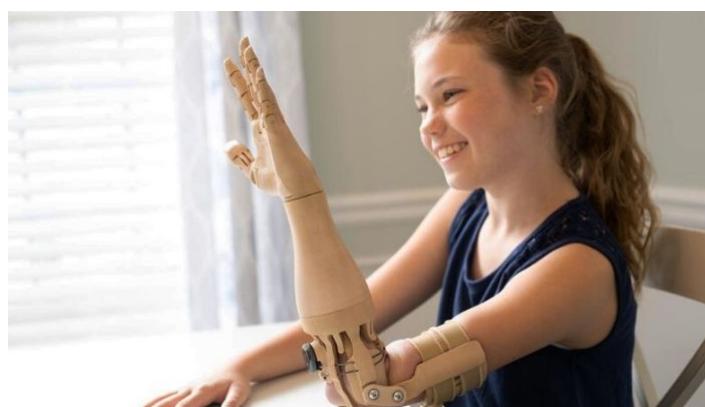


Adaptado de: [15]

Fig. 3.12. Prótesis Híbridas

- **Prótesis impresas en 3D**

Todas las categorías descritas anteriormente pueden realizarse mediante un nuevo método de fabricación denominado impresión 3D. Por tanto, este tipo de prótesis puede considerarse un subtipo de todas ellas. Su principal ventaja es la posibilidad de diseño individual y adaptación a las necesidades del paciente o de un grupo de pacientes. Además, este tipo de prótesis permite la producción local a un coste menor. Sin embargo, existe una gran fluctuación en las propiedades mecánicas en función de la impresora utilizada y de los parámetros seleccionados, así como del material empleado, lo que puede dar lugar a una gran variabilidad en la calidad final del diseño, siendo una limitación importante.



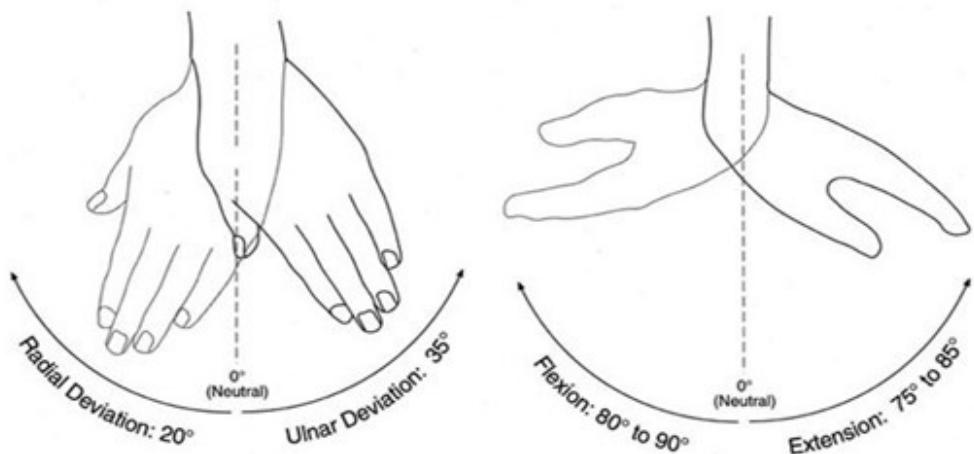
*Adaptado de: <https://lc.cx/U3kIoI>*

Fig. 3.13. Prótesis impresas en 3D

### 3.2.1. Prótesis de Antebrazo

Las prótesis de antebrazo tienen una función principal; como el resto de prótesis de extremidad superior; que consiste en la sustitución de una mano funcional. La mano es el principal órgano efector del cuerpo debido a su amplia capacidad funcional de apoyo, manipulación y prehensión, permitiéndonos realizar múltiples movimientos y acciones necesarias para realizar las ABVD e interactuar con el entorno. Por ello, tener en cuenta la cinemática de la muñeca y la mano es esencial para su creación.

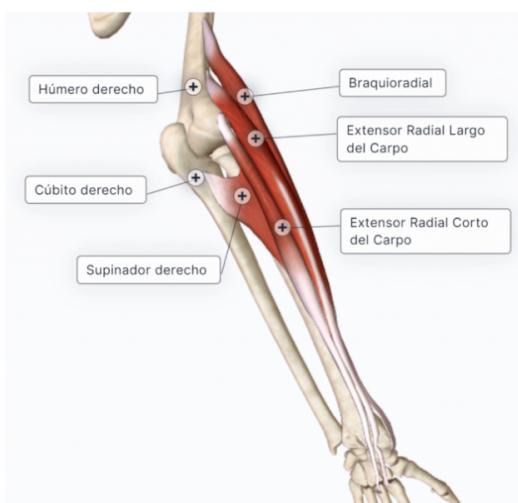
La muñeca es la encargada de unir el antebrazo con la mano, así como de colocar la mano en el espacio. Está compuesta por dos grandes articulaciones llamadas radiocarpiana y mediocarpiana, que permiten la extensión/flexión de la muñeca y la desviación radial/cubital; como se puede observar en la Figura 3.14. En promedio, se requiere ROM funcional de 45° en el plano sagital; 10° para flexión y 35° para extensión; y 25° en el plano frontal; 15° para cubital y 15° para radial; es suficiente para realizar ABVD. Puesto que su función principal es colocar la mano en la posición adecuada para realizar el movimiento requerido para un fin determinado [8].



Adaptado de: [8]

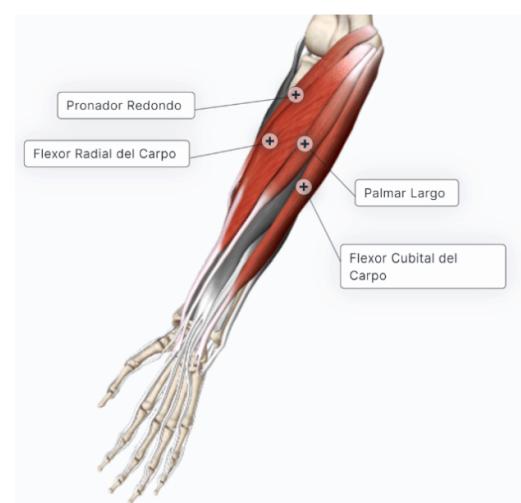
Fig. 3.14. Artrocinemática de la Muñeca

Como se mencionó previamente, la extensión de la muñeca es facilitada predominantemente por el músculo extensor radial largo del carpo y cubital del carpo, los cuales permiten el movimiento ascendente de la mano, posicionándola dorsalmente y contribuyendo así a la liberación de objetos. Por otro lado, la flexión de la muñeca está controlada por el músculo flexor radial del carpo y cubital del carpo, los cuales son responsables del movimiento descendente de la mano, posicionándola ventralmente y facilitando el agarre de objetos. [9]-[13]



Adaptado de: [11]

Fig. 3.15. Extensores del Antebrazo



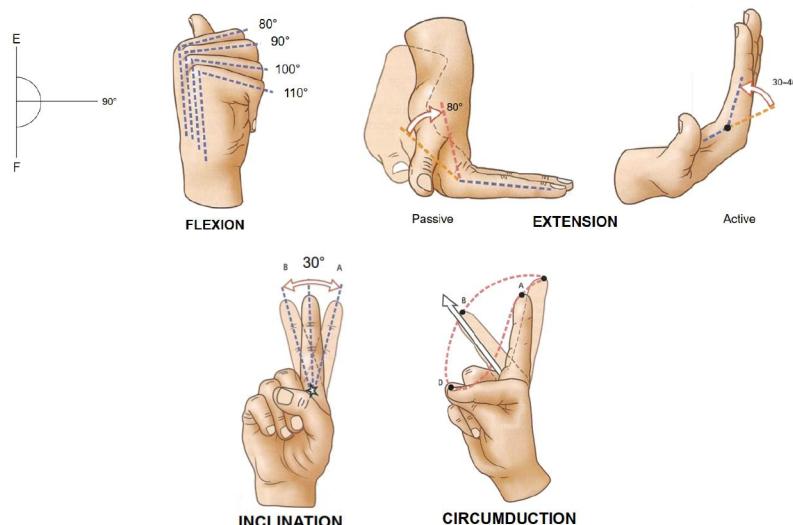
Adaptado de: [11]

Fig. 3.16. Flexores del Antebrazo

La mano es una extremidad muy especializada que realiza manipulaciones muy complejas gracias a los dedos, que requieren infinitos niveles de fuerza y precisión. Está compuesta por las articulaciones carpometacarpiana (CMC), intermetacarpiana (IMC), meta-

carpfalángica (MCP) e interfalángica proximal (PIP) y distal (DIP).

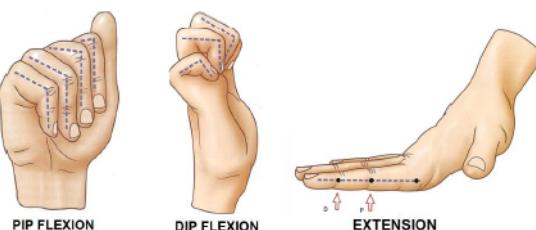
Hablando de los dedos digitales podemos decir que sus principales movimientos son flexión/extensión y abducción/aducción. El ROM en la MCP es de unos  $> 80^\circ$  para la flexión y aumenta del II al V dedo, mientras que en extensión alcanza hasta  $30^\circ$ - $40^\circ$  de hiperextensión activa. Sin embargo, en extensión pasiva podemos alcanzar hasta  $80^\circ$ . Por otro lado el mayor rango de abducción y aducción es de  $30^\circ$  ( $15^\circ$  a cada lado), siendo el dedo índice el que más puede moverse [8]. Como se puede observar en la Figura 3.17.



*Adaptado de: [8]*

Fig. 3.17. Artrocinemática de la Articulación Metacarpofalángica

El ROM en el PIP es de unos  $> 90^\circ$  para la flexión y aumenta de II a V, mientras que en el DIP es de unos  $< 90^\circ$  para la flexión y también aumenta de II a V. Sin embargo en extensión, sólo hay movimiento pasivo en el distal, pudiendo alcanzar los  $30^\circ$  [8].

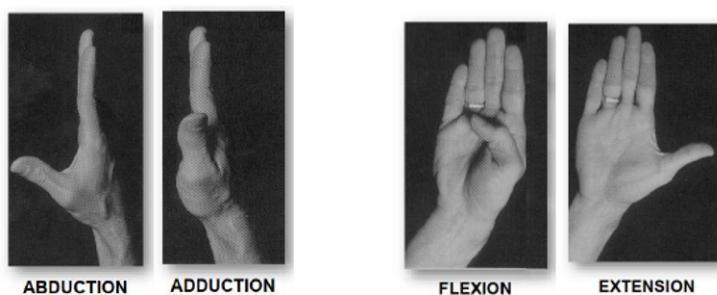


*Adaptado de: [8]*

Fig. 3.18. Artrocinemática de la Articulación Interfalángica

Mientras que en el pulgar, podemos decir que sus principales movimientos son flexión/extensión, abducción/aducción y como consecuencia de los anteriores oposición/reposición . El ROM en el CMC es de unos  $45^\circ$ - $50^\circ$  para la flexión permitiendo la oposición completa del pulgar, mientras que en extensión alcanza unos  $10^\circ$ - $15^\circ$  adicionales. Por otro lado cuando el pulgar se sitúa dentro del plano de la mano se considera aducción, en cam-

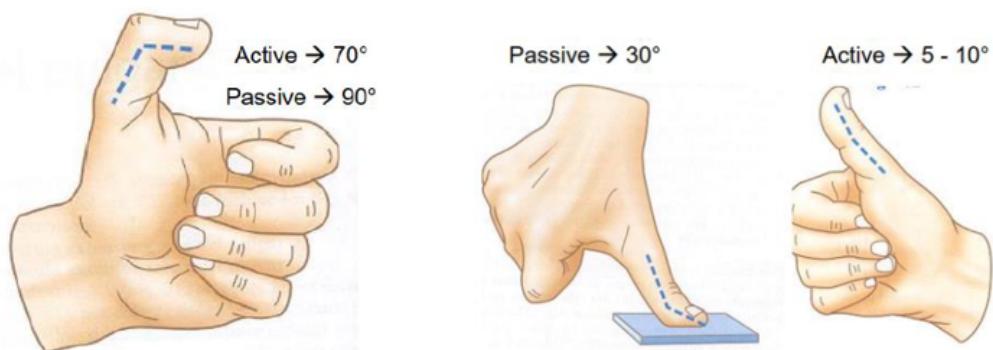
bio, la abducción es capaz de alcanzar unos  $45^{\circ}$  anteriores al plano de la palma; formando una amplia curvatura cóncava útil para agarrar objetos grandes [8].



*Adaptado de: [8]*

Fig. 3.19. Artrocinemática de la Articulación Carpometacarpiana del Pulgar

La estructura y la función de la IP del pulgar son similares a las de la IP de los dedos, permitiendo una flexión activa de unos  $70^{\circ}$  y una flexión pasiva de  $90^{\circ}$ . También puede hiperextenderse pasivamente más allá de la posición neutra hasta unos  $30^{\circ}$ , y activamente unos  $5^{\circ}$ - $10^{\circ}$  [8].



*Adaptado de : [8]*

Fig. 3.20. Artrocinemática de la Articulación Interfalángica del Pulgar

Respecto a los músculos propios de la mano, aunque esenciales para los movimientos finos y precisos en una mano natural, no son útiles en una prótesis de antebrazo debido a su ubicación y función específicas. Por ello se requiere un estudio de los músculos originados en el antebrazo y controlan las articulaciones de la mano para realizar movimientos básicos como la flexión/extensión.

La flexión de los dedos digitales es ocasionada principalmente por el flexor profundo de los dedos, así como el pulgar, por el flexor profundo del pulgar; permitiendo agarrar los objetos con distintas precisiones. Por el otro lado, la extensión de los dedos digitales y del pulgar es realizada por los músculo extensor de los dedos, meñique y del pulgar. [11]



*Adaptado de: [11]*

Fig. 3.21. Flexores de la Mano

*Adaptado de: [11]*

Fig. 3.22. Extensores de la Mano

La combinación de movimientos nos permite manipular objetos mecánicamente. Aunque hay infinidad de formas de utilizar los dedos, podemos encontrar dos grupos principales; agarrar y pellizcar [8].

La prehensión describe la capacidad de los dedos y el pulgar de agarrar a menudo para sostener, asegurar y recoger objetos enormes en los que se requiere el uso de grandes fuerzas de la mano [8].

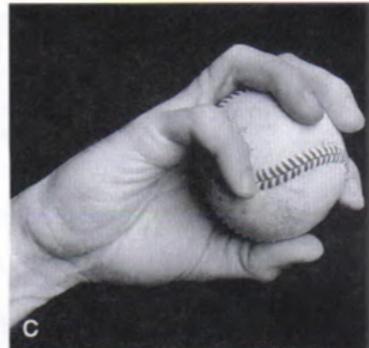
- **Presa de Acción:** Esta actividad requiere grandes fuerzas para flexionar las falanges y para flexionar y abducir el pulgar. La muñeca debe estar parcialmente extendida para estabilizar el movimiento. La forma de los objetos sujetados tiende a ser esférica o cilíndrica [8], [20].



*Adaptado de: [8]*

Fig. 3.23. Presa de Acción

- **Presa de Precisión** : Se utiliza cuando se necesita control y/o alguna acción delicada durante la prehensión [8], [20].

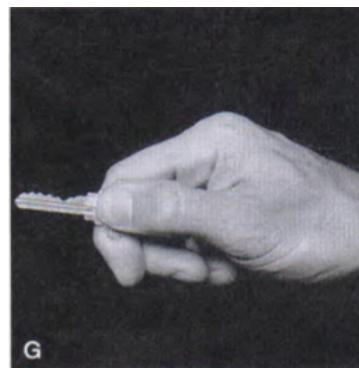


*Adaptado de: [8]*

Fig. 3.24. Presa de Precisión

La pinza describe la capacidad de agarre de los dedos índice y pulgar, a menudo para sujetar, asegurar y coger objetos pequeños que requieren una gran precisión [8], [20].

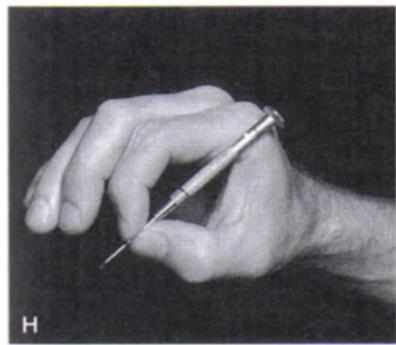
- **Pinza de Fuerza:** Se utiliza cuando se necesitan grandes fuerzas para estabilizar un objeto pequeño entre el pulgar y el borde lateral del dedo índice [8], [20].



*Adaptado de: [8]*

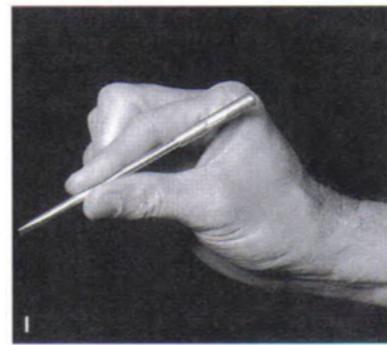
Fig. 3.25. Pinza de Fuerza

- **Pinza de Precisión:** Se utiliza para proporcionar un control fino a los objetos que se sujetan entre el pulgar y el índice, sin necesidad de potencia. Este tipo de pellizco tiene muchas formas, como el método de sujetar un objeto de punta a punta(terminal-terminal; especialmente utilizado para objetos pequeños, cuando se requiere habilidad y precisión; o de yema a yema (subterminal); que proporciona una mayor superficie para agarrar objetos más grandes, aumentando la seguridad del agarre [8], [20], [21].



Adaptado de: [8]

Fig. 3.26. Pinza T-T



Adaptado de: [8]

Fig. 3.27. Pinza Subterminal

- **Pinza de Gancho:** No requiere el pulgar. El agarre de gancho se consigue mediante la flexión parcial de las falanges proximal y distal del dedo. Este agarre se utiliza de forma estática durante largos períodos de tiempo [8], [20].



Adaptado de: [8]

Fig. 3.28. Pinza de Gancho

Además, el movimiento de pronación y supinación del antebrazo, como se ha comentado anteriormente, es de gran importancia, ya que permite colocar la mano de forma eficaz. Por lo tanto, deben tenerse en cuenta varias consideraciones durante la realización de la intervención y la colocación de la prótesis.

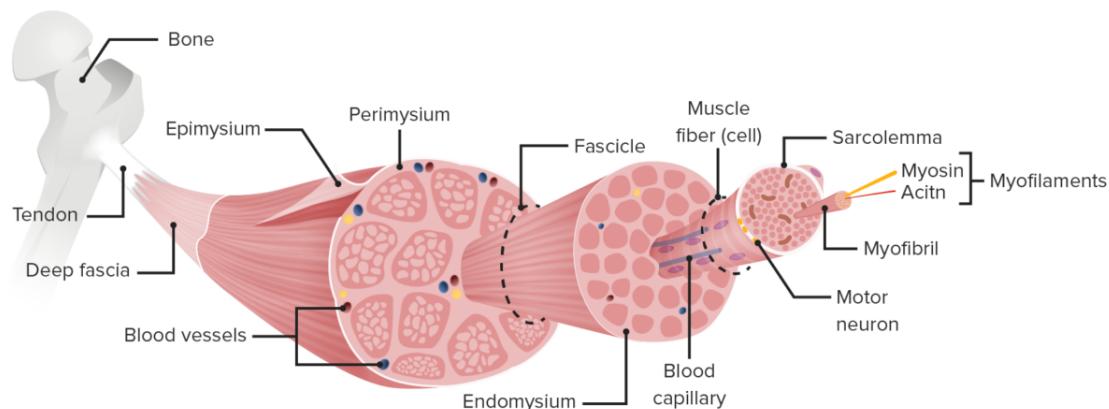
### 3.3. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica avanzada utilizada para estudiar la actividad eléctrica generada por los músculos durante su contracción. Esta actividad, conocida como señal electromiográfica o actividad mioeléctrica, es esencial para comprender el funcionamiento y la composición de esta señal biológica, lo cual requiere un conocimiento básico de la fisiología muscular. [22], [23]

Los músculos esqueléticos están formados por múltiples niveles de organización estructural que permiten su función contráctil y de soporte. En su nivel más básico, los músculos están compuestos por fibras musculares, que son células largas y multinucleadas especializadas en la contracción. Cada fibra muscular está rodeada por una capa de tejido conectivo llamada endomisio. Varias fibras musculares se agrupan en fascículos, los cuales están envueltos en otra capa de tejido conectivo conocida como perimisio. Finalmente, varios fascículos se unen para formar el músculo completo, que está rodeado por una capa externa de tejido conectivo denominada epimisio. [24]

Dentro de cada fibra muscular, la organización continúa con la presencia de miofibrillas, que son las unidades contráctiles compuestas por sarcómeros. Los sarcómeros contienen las proteínas actina y miosina, las cuales interactúan para generar la contracción muscular. Estas proteínas tienen la capacidad única de deslizarse entre sí, acortando la longitud de la fibra en respuesta a estímulos externos, ya sean eléctricos, mecánicos o químicos. Las miofibrillas están organizadas en paralelo dentro de la fibra muscular, lo que permite una contracción eficiente y coordinada del músculo. [24]

La unidad funcional más básica de control motor dentro del músculo es la unidad motora, que consiste en una motoneurona alfa y todas las fibras musculares que esta inerva. El número de fibras en una unidad motora varía en función de la precisión del movimiento requerido; cuantas menos fibras involucre, más preciso será el movimiento, y viceversa. La activación de una unidad motora es fundamental para la contracción de las fibras musculares y, por ende, para la generación de movimiento. Este proceso depende de la sincronización y el reclutamiento de múltiples unidades motoras para lograr movimientos suaves y controlados en los músculos esqueléticos. [23], [24]

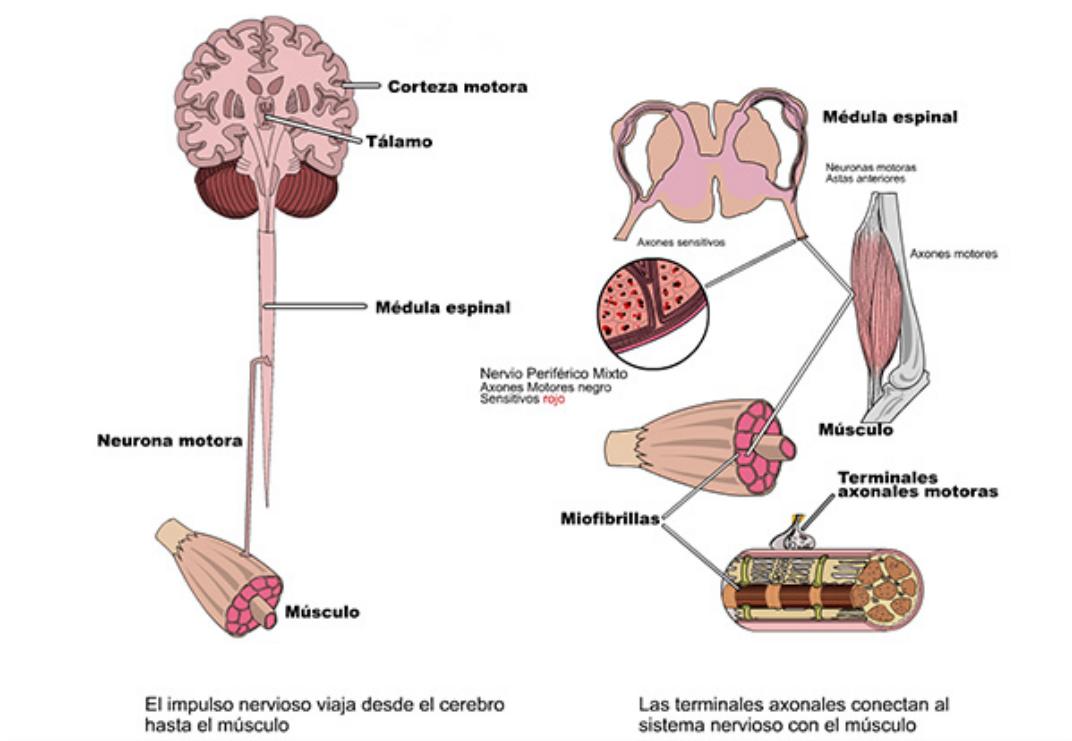


Adaptado de: <https://lc.cx/4QSAfI>

Fig. 3.29. Fisiología Muscular del Músculo Esquelético

El proceso de contracción muscular es un mecanismo altamente coordinado que comienza en el sistema nervioso central. Las señales eléctricas generadas en el cerebro o la médula espinal viajan a través de motoneuronas alfa hacia los músculos a través del sistema nervioso periférico. Al llegar a la unión neuromuscular, el impulso eléctrico provoca

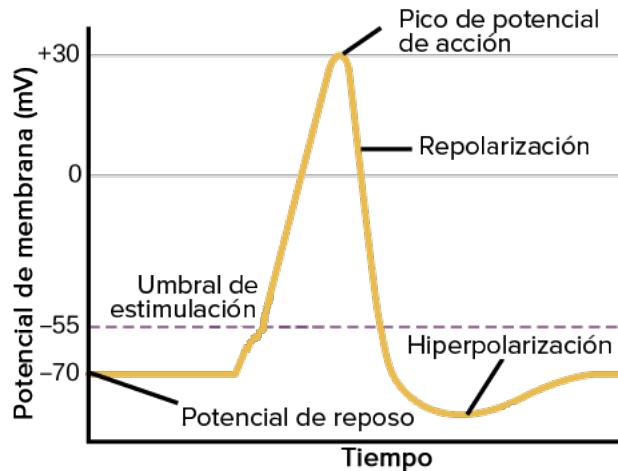
la liberación de neurotransmisores; produciéndose la sinapsis entre las dendritas del axón de una motoneurona y las fibras musculares que inerva; que se acoplan a receptores en la membrana de las fibras musculares. Esto desencadena la apertura de canales iónicos, permitiendo la entrada de iones de sodio ( $\text{Na}^+$ ) y causando una despolarización de la membrana. Si esta despolarización alcanza un umbral específico, se genera un potencial de acción que se propaga a lo largo de la fibra muscular. Este proceso, a su vez, libera calcio dentro de la célula muscular, lo que facilita la interacción entre las proteínas contráctiles, actina y miosina, resultando en la contracción muscular, tal y como se muestra en la Figura 3.30. [22]-[25]



Adaptado de: <https://lc.cx/SSqCHI>

Fig. 3.30. Contracción Muscular

El potencial de acción de las unidades motoras (PAUMs), es un proceso desencadenado por la activación de una motoneurona alfa. Este evento comienza cuando la neurona libera neurotransmisores en la unión neuromuscular, lo que permite la entrada de iones de sodio ( $\text{Na}^+$ ) en la célula muscular. Este flujo de iones provoca una despolarización rápida de la membrana celular, cambiando el potencial eléctrico. Este cambio se propaga a lo largo de la fibra muscular, coordinando la contracción del músculo. Una vez que la señal ha pasado, la membrana se repolariza y retorna a su estado de reposo mediante el intercambio de iones, restaurando el equilibrio inicial. Durante una electromiografía, se mide esta actividad eléctrica que ocurre en las fibras musculares. La señal EMG es el resultado de la suma de los potenciales de acción de múltiples fibras en un área específica, y su amplitud puede variar entre -70 mV y +30 mV. La calidad de esta señal depende de la intensidad de la contracción y de la proximidad de los electrodos a la zona activa. [25]



Adaptado de: <https://lc.cx/j6iUcE>

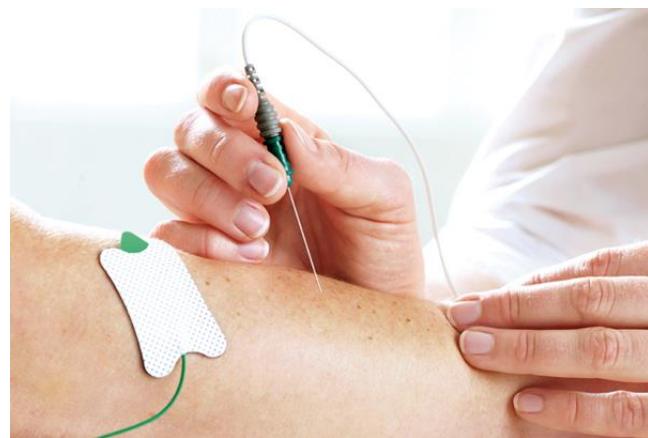
Fig. 3.31. Potencial de Acción

Esta tecnología ha sido usado hasta hace poco, únicamente con objetivos diagnósticos o clínicos, en las que se estudiaban las características o posibles anomalías en la amplitud o duración de los potenciales de acción. Sin embargo, con el avance de la tecnología, estos registros se han convertido en un importante recurso para lograr el control artificial del movimiento de miembros prostéticos. Ya que su uso también permite el estudio de la actividad eléctrica de los potenciales de acción generados por la contracción muscular, relacionando así propiedades como la fuerza generada o tipos de movimiento y su precisión, con la señales generados por estos.

Para la adquisición de estas señales, existen dos tipos de métodos:

#### ■ Adquisición EMG Invasiva

Este método implica la inserción de electrodos de aguja directamente en el tejido muscular tal y como se muestra en la Figura 3.32, lo que permite obtener señales de alta especificidad de un grupo de fibras musculares específico, con baja interferencia de otras señales. Sin embargo, este método es más doloroso, requiere personal especializado y puede limitar los movimientos naturales del paciente durante la adquisición de datos, lo que puede afectar la precisión del análisis. [22], [23]



*Adaptado de: <https://lc.cx/OI0E9>*

Fig. 3.32. Adquisición EMG Invasiva

#### ■ Adquisición EMG No Invasiva

Se utiliza electrodos de superficie colocados sobre la piel tal y como se muestra en la Figura 3.33, permitiendo una adquisición de señales de manera cómoda y sin dolor. Este método es más adecuado para aplicaciones continuas y estudios en entornos clínicos o domésticos, ya que no restringe la movilidad del paciente y es más fácil de aplicar. No obstante, la especificidad es menor, y las señales pueden estar más expuestas a interferencias y ruidos externos, lo que podría requerir técnicas avanzadas de procesamiento para obtener resultados precisos. [22], [23]



*Adaptado de: <https://lc.cx/0sC3gC>*

Fig. 3.33. Adquisición EMG No-Invasiva

Pese a tener un mejor resultado en los métodos invasivos, el registro superficial es usado con mayor frecuencia en diversos estudios, debido a la practicidad de uso y colocación, además de que al utilizar este método no se interfiere con funciones naturales y el valor medio de la señal registrada varía linealmente la fuerza generada. [23], [26]

Las prótesis mioeléctricas, utilizadas principalmente en miembros superiores, emplean motores ubicados en el codo, la muñeca y/o el efector final, los cuales son controlados por la actividad eléctrica captada del miembro residual a través de señales EMG. El análisis de la señales en este contexto es crucial para extraer y modelar características

que permitan reconocer patrones de actividad muscular y diferenciar entre distintos tipos de movimientos. La efectividad de este control depende en gran medida de la precisión de los sensores utilizados y de la adecuada selección y clasificación de las características extraídas. La caracterización correcta de la señal EMG es fundamental para lograr un control eficiente de la prótesis, y esto continúa siendo un área de investigación activa, ya que las diferentes técnicas de procesamiento de señales y los sensores empleados pueden afectar significativamente la calidad del control y la respuesta de la prótesis. [26]

### 3.3.1. Sensores de Electromiografía

Los sensores de adquisición de señales EMG se han convertido en herramientas esenciales tanto en la investigación biomédica como en aplicaciones prácticas como la rehabilitación y el control de prótesis. En esta sección se realizará una comparativa entre distintos tipos de sensores; desde los más sofisticados a aquellos utilizados en prototipos; analizando sus características, ventajas, desventajas y sus aplicaciones típicas.

#### ■ Sensores Trigno Avanti

Los sensores Trigno Avanti, desarrollados por Delsys<sup>1</sup> y lanzados en 2018, representan una evolución avanzada en la tecnología de electromiografía y medición biomecánica. Diseñados para ofrecer precisión y versatilidad, estos sensores combinan captura de señales EMG con datos iniciales, proporcionando a investigadores y clínicos una herramienta compacta y potente para diversas aplicaciones.



Adaptado de: <https://lc.cx/lvuDLP>

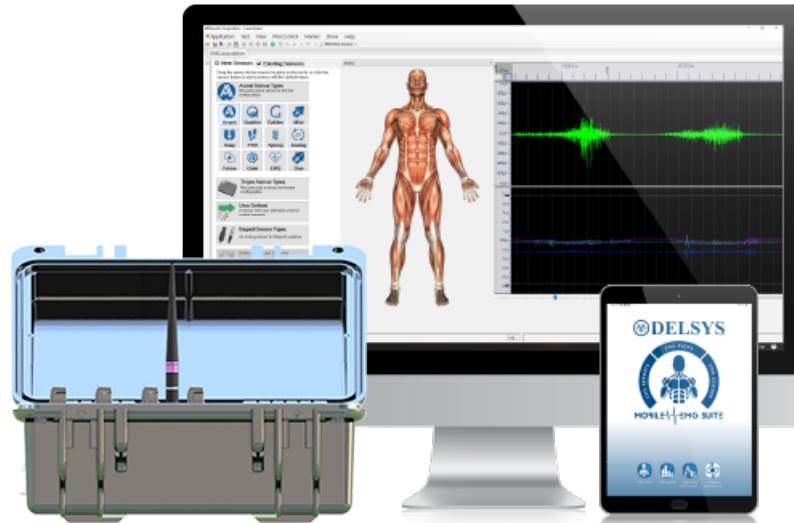
Fig. 3.34. Sensores Trigno Avanti

Para garantizar un uso óptimo de los sensores Trigno Avanti de Delsys, es fundamental seguir las guías disponibles en su página oficial, las cuales ayudan a maximizar su rendimiento. Estos sensores requieren la integración mediante el Kit de Desarrollo de Software (SDK) y la Interfaz de Programación de Aplicaciones (API)<sup>2</sup> para funcionar correctamente con software de terceros y sistemas de análisis personalizados. El SDK permite desarrollar aplicaciones que aprovechan las

<sup>1</sup><https://delsys.com/>

<sup>2</sup><https://delsyseurope.com/api/>

capacidades avanzadas de los sensores, mientras que la API facilita la conexión y configuración del hardware y la gestión de datos.



Adaptado de: <https://delsyseurope.com/trigno-avanti/>

Fig. 3.35. Sistema y Software - Trigno Avanti

Estas herramientas aseguran la interoperabilidad con diversas plataformas como Matlab, Python, y C#, y son esenciales para obtener datos precisos y utilizables en tiempo real en contextos clínicos y de investigación avanzada. Para acceder a estas funcionalidades avanzadas, es necesario contar con licencias específicas que habilitan las opciones de personalización y desarrollo.

Respecto a las especificaciones técnicas las podemos observar en la siguiente Tabla 3.1:

Especificación	Trigno Avanti
<b>Modos de Recolección</b>	EMG, EMG+3D ACC, EMG+3D Gyro, EMG+IMU
<b>Ancho de Banda EMG</b>	20-450 Hz ó 10-850 Hz
<b>Rango de Señal</b>	11 mV ó 22 mV
<b>Rango del Acelerómetro</b>	+/- 2, 4, 8 ó 16 g
<b>Rango del Giroscopio</b>	+/- 250, 500, 1000 ó 2000 deg/s
<b>Soporte Wi-Fi</b>	Sí
<b>Soporte Bluetooth</b>	Sí
<b>Compatibilidad</b>	SDK Y API Trigno
<b>Operación</b>	Sin botones
<b>Procesamiento Incorporado</b>	Sí
<b>IMU Incorporado</b>	Sí
<b>Almacenamiento</b>	Local en Android, nube
<b>Indicadores LED</b>	Sí
<b>Alimentación</b>	No

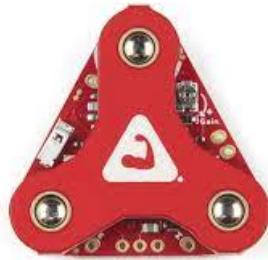
Adaptado de: [27]

**TABLA 3.1. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS - TRIGNO  
AVANTI**

Como conclusión, podemos decir que estos sensores ofrecen ventajas significativas como alta precisión y fiabilidad en la captura de señales, disponen de una alta compatibilidad con diversas plataformas de software y un diseño compacto que facilita su portabilidad y uso en distintos entornos. Sin embargo, presentan desventajas como un costo elevado debido a la necesidad de licencias específicas para acceder a funciones avanzadas, y la exigencia de conocimientos técnicos avanzados para su configuración y uso efectivo, lo que puede ser una barrera para algunos usuarios.

#### ■ Sensor Myoware 2.0

Los sensores Myoware, desarrollados por SparkFun, son una herramienta accesible y versátil para la captura de señales EMG, ampliamente utilizados en proyectos de electrónica, biofeedback, y prototipado rápido. Estos sensores permiten medir la actividad muscular mediante electrodos de superficie, generando una salida de señal que puede ser utilizada en diversas aplicaciones, como el control de prótesis, interfaces hombre-máquina, y proyectos educativos.



Adaptado de: <https://lc.cx/eM0uXR>

Fig. 3.36. Sensor Myoware 2.0

A diferencia de otros sensores más complejos, los Myoware son fáciles de usar, no requieren software especializado ni licencias adicionales. Se distingue por tener accesorios y placas de expansión específicas diseñadas para facilitar su integración y mejorar su funcionalidad, como MSparkFun Mini Screwdriver y el Myoware LED Shield, mostrados en la Figura 3.37. Estos permiten una fácil gestión en visualización de señales, lo que puede ser especialmente útil en proyectos más complejos o para usuarios que buscan una integración más directa con el hardware. Aunque tambien tiene compatibilidad con otros microcontroladores como Arduino. [28]



Adaptado de: <https://lc.cx/YbXcz>

Fig. 3.37. Kit Myoware 2.0

Respecto a las especificaciones técnicas las podemos observar en la siguiente Tabla 3.2:

<b>Especificación</b>	<b>Myoware</b>
<b>Modos de Recolección</b>	EMG EMG Rectificado, Raw y Envolvente
<b>Ancho de Banda EMG</b>	No especificado
<b>Rango de Señal</b>	0-3.3V (dependiendo de la actividad muscular)
<b>Rango del Acelerómetro</b>	No aplicable
<b>Rango del Giroscopio</b>	No aplicable
<b>Soporte Wi-Fi</b>	No
<b>Soporte Bluetooth</b>	No
<b>Compatibilidad</b>	SparkFun Mini Screwdriver y el Myoware LED Shield
<b>Operación</b>	Conectado a través de pines estándar
<b>Procesamiento Incorporado</b>	No
<b>IMU Incorporado</b>	No
<b>Almacenamiento</b>	No aplicable
<b>Indicadores LED</b>	Sí (indicador de señal)
<b>Alimentación</b>	Sí (3.3V a 5V)

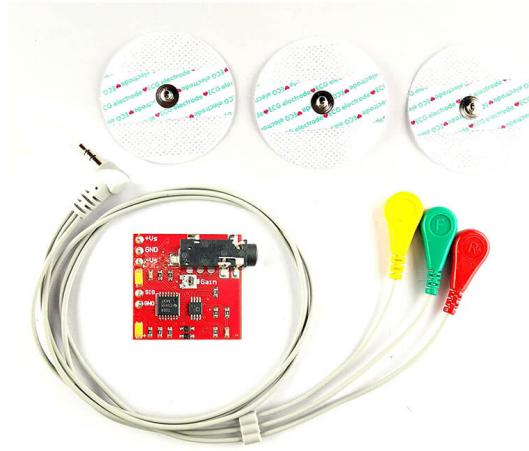
*Adaptado de: [28]*

TABLA 3.2. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS - MYOWARE 2.0

En resumen, los sensores Myoware son una opción ideal para proyectos que requieren la captura de señales EMG de forma sencilla y económica. Son especialmente útiles en entornos educativos y de prototipado, donde la facilidad de uso y la integración rápida son prioridades. Aunque su simplicidad es una ventaja, también implica ciertas limitaciones en cuanto a capacidades avanzadas de procesamiento y precisión, lo que los hace más adecuados para aplicaciones básicas.

#### ■ Muscle Sensor v3

El Muscle Sensor v3 es un dispositivo fabricado por Advancer Technologies, especializado en la captura de EMG. Este sensor es utilizado para medir la actividad muscular en distintos campos como videojuegos, robots, dispositivos médicos y exoesqueletos. [29]



Adaptado de: <https://lc.cx/wzk1AW>

Fig. 3.38. Muscle Sensor v3

Este sensor es robusto y fácil de usar, diseñado para integrarse con plataformas de microcontroladores como Arduino, lo que lo convierte en una excelente opción para desarrolladores e investigadores que buscan una solución confiable para la medición de EMG. Lo que lo hace bastante similar al sensor Myoware 2.0.

Respecto a las especificaciones técnicas, se pueden observar en la siguiente Tabla 3.3:

Especificación	Muscle Sensor v3
<b>Modos de Recolección</b>	EMG Raw, Rectificada y Suavizada
<b>Ancho de Banda EMG</b>	10 Hz a 500 Hz
<b>Rango de Señal</b>	0-3.3V
<b>Rango del Acelerómetro</b>	No aplicable
<b>Rango del Giroscopio</b>	No aplicable
<b>Soporte Wi-Fi</b>	No
<b>Soporte Bluetooth</b>	No
<b>Compatibilidad</b>	Arduino y otras plataformas de microcontroladores
<b>Operación</b>	Conectado a través de pines estándar
<b>Procesamiento Incorporado</b>	No
<b>IMU Incorporado</b>	No
<b>Almacenamiento</b>	No aplicable
<b>Indicadores LED</b>	Sí (indicador de encendido y señal)
<b>Alimentación</b>	Sí (3.5V a 18V)

Adaptado de: [29]

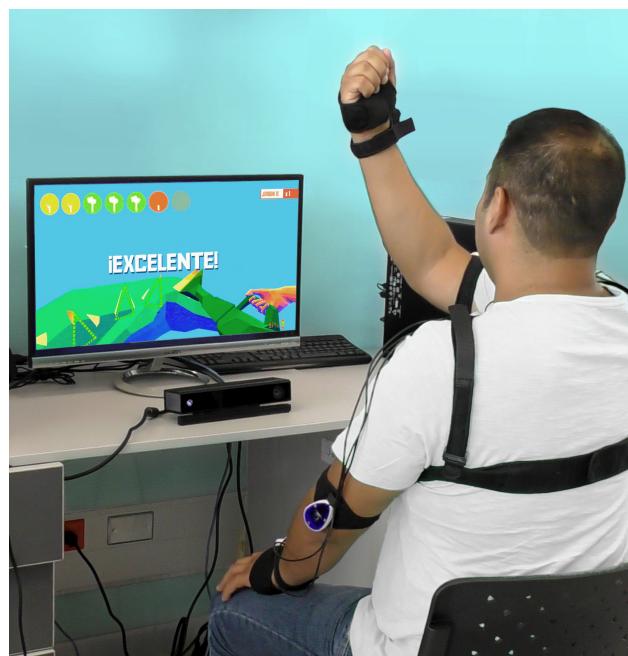
TABLA 3.3. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS - MUSCLE  
SENSOR V3

Este sensor es una excelente opción, comparte la simplicidad de diseño con el Myo-ware 2.0, lo que lo hace ideal para aplicaciones básicas, su popularidad y precio accesible lo convierten en una opción aún más atractiva para aquellos que buscan un equilibrio entre funcionalidad y costo. Sin embargo, el Muscle Sensor v3 destaca por su menor costo y una mayor adopción en la comunidad, lo que se traduce en una mayor cantidad de trabajos y proyectos desarrollados con este dispositivo.

### 3.4. Videojuegos en Rehabilitación

La fisioterapia y las sesiones prolongadas de rehabilitación son cruciales para pacientes con amputaciones de miembros superiores. Estos pacientes necesitan constancia, fuerza de voluntad y alta motivación para adherirse a los tratamientos, que son esenciales para mejorar sus habilidades y calidad de vida. Sin embargo, la monotonía y la rutina de los ejercicios pueden ser desalentadoras, especialmente para los más jóvenes. Aquí es donde las nuevas tecnologías, como los videojuegos, juegan un papel fundamental [30], [31].

Pese a que la opinión pública piensa que el uso de pantallas en un tiempo prolongado puede ser perjudicial para la salud, se ha demostrado que el uso de videojuegos en rehabilitación puede ser efectivo para mejorar la motivación y adherencia al tratamiento. Estos juegos permiten a los pacientes realizar ejercicios de una manera más atractiva y amena, transformando las sesiones en actividades lúdicas y motivadoras. Estos permiten monitorear y registrar los avances del paciente, ajustando las áreas a trabajar y proporcionando una retroalimentación objetiva sobre las mejoras. [30]-[33]



Adaptado de: <https://lc.cx/fMazb2>

Fig. 3.39. Videojuegos en Rehabilitación

La supervisión de la ejecución de la terapia por equipos multidisciplinares, conformados por un fisioterapeuta, terapeutas ocupacionales, enfermeros, médicos..., es esencial para asegurar que los ejercicios se realicen correctamente y maximizar los beneficios terapéuticos. Sin embargo, otras de las ventajas que tiene este tipo de rehabilitaciones es la posibilidad de su realización desde casa, haciendo mas accesible este tipo de terapias. Ya que, evitarían largos desplazamientos a los centros hospitalarios o zonas mas urbanas que en muchas ocasiones puede suponer una gran limitación de acceso para personas que viven en zonas rurales.

Actualmente, se cuenta con una gran variedad de dispositivos pudiéndose utilizar tanto consolas tradicionales como dispositivos de realidad virtual (VR) y realidad aumentada (AR). También con el avance de la tecnología ha permitido incluir la disposición sensores distribuidos en el cuerpo del paciente, permitiendo adquirir ciertas métricas de la evolución de los pacientes. [34]

### 3.4.1. Serious Games

Unity<sup>3</sup> es un motor de desarrollo de videojuegos ampliamente reconocido por su versatilidad y accesibilidad. Este ha sido utilizado para crear una variedad de aplicaciones, desde juegos tradicionales hasta simuladores y experiencias de VR y AR. Su capacidad para desplegar contenido en múltiples plataformas, junto con su potente motor gráfico y su facilidad de uso, lo han convertido en una herramienta esencial en la industria del desarrollo de juegos.

Además de su uso en la creación de videojuegos convencionales, es una herramienta fundamental en el desarrollo de los Serious Games. Estos son juegos diseñados con fines que van más allá del simple entretenimiento, abarcando áreas como la educación, la formación, la salud, y la rehabilitación. En el contexto de la rehabilitación, los Serious Games se destacan por su capacidad para involucrar a los pacientes en ejercicios terapéuticos de manera interactiva y motivadora, lo que puede mejorar significativamente su experiencia y, en muchos casos, acelerar su recuperación. [31], [35]

En la rehabilitación de pacientes que han sufrido amputaciones, estos juegos ofrecen un enfoque innovador para abordar los desafíos físicos y psicológicos que enfrentan estos pacientes. Creándose entornos personalizados y experiencias interactivas lo convierte en una herramienta ideal para desarrollar juegos que se adapten a las necesidades específicas de cada paciente. [34], [35]

Uno de los principales desafíos para los pacientes con amputaciones de miembros superiores es aprender a utilizar una prótesis, especialmente las prótesis mioeléctricas, que requieren un control preciso basado en señales musculares residuales.

Los Serious Games permiten simular este proceso, brindando a los pacientes la oportunidad de practicar en una variedad de escenarios virtuales. No solo facilita el aprendizaje del

---

<sup>3</sup><https://unity.com/es>

control de la prótesis, sino que también contribuye a mejorar la fuerza muscular, la precisión, y la coordinación necesarias para el manejo efectivo de estas. Por lo que, además se realiza de forma simultánea una rehabilitación física, en el que gracias a la medición e interpretación de los movimientos específicos realizados, se pueden medir los siguientes parámetros y realizar un seguimiento del progreso realizado en la rehabilitación del paciente:

- Fuerza Muscular
- Precisión y Coordinación
- Tiempo de Reacción
- Rango de Movimiento
- Adaptabilidad Cognitiva
- Control de la Prótesis

Además, la medición de estas métricas puede integrarse directamente en los resultados obtenidos en el videojuego tal y como se muestra en la Figura 3.40, proporcionando a los pacientes y terapeutas una retroalimentación inmediata sobre el desempeño. Este enfoque no solo permite un seguimiento detallado del progreso, sino que también motiva a los pacientes a esforzarse por superar su propio récord y alcanzar mejores resultados en cada sesión, incentivando así un compromiso continuo con su rehabilitación. [33], [36]



Adaptado de: <https://lc.cx/fMazb2>

Fig. 3.40. Métricas Obtenidas en el Videojuego

## **4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN**

La utilización de prótesis del miembro superior es un proceso muy complejo y amplio; siendo los resultados funcionales de este proceso siempre pobres, en relación con la pérdida sufrida. A pesar del considerable progreso técnico experimentado en éste campo, las prótesis realizadas hasta ahora no son capaces de replicar en la mayoría de los casos los movimientos necesarios para ABVD. Probablemente estos inconvenientes podrán ser resueltos en gran parte en el futuro con el desarrollo de la tecnología mioeléctrica [37].

Por ello, es crucial realizar una evaluación individualizada en cada una de las tres fases de la etapa de protetización del miembro superior. En este trabajo de fin de máster, nos centraremos especialmente en la fase pre-protésica. Esta fase es la más decisiva, ya que los resultados obtenidos en la etapa quirúrgica, junto con la rehabilitación realizada, serán determinantes para evaluar la idoneidad del usuario para el uso de una prótesis. Una evaluación precisa y personalizada durante esta fase garantiza que se tomen decisiones informadas que maximicen las posibilidades de éxito en la adaptación a la prótesis [37]-[39].

### **4.1. Protocolo de Prescripción Pre-Protésico**

El protocolo para colocar electrodos de lectura de EMG para el entrenamiento de una prótesis mioeléctrica depende en gran medida de varios factores. Es por ello que se ha realizado una extensa investigación sobre los distintos protocolos y consideraciones que hay que tener a la hora de realizar esta actividad.

En este estudio nos hemos centrado en la amputación transradial debido a su relevancia y a la incidencia que presenta en comparación con otros tipos de amputaciones de miembros superiores. Aunque, también se contemplarán otros niveles de amputación como posibles líneas futuras de este proyecto fin de máster.

#### **4.1.1. Evaluación del Paciente**

##### **1. Revisión de la historia clínica**

Tras el resultado de la etapa quirúrgica sera necesario tener una revisión de la historia clínica del paciente, para conocer en mayor profundidad nivel de amputación de miembro superior del paciente, además del estado y dimensiones del muñón ya que pueden ocasionar limitaciones a la hora de utilizar una prótesis mioeléctrica. Toda este marco teórico ha sido explicado en la Sección 3.1. [39]

También será necesario conocer las causas que han llevado a la amputación del miembro, ya que puede tratarse por eventos traumáticos; resultado de accidentes

o su causa puede deberse a malformaciones congénitas, ya que en función de la causa se tendrán que tener en cuenta distintas consideraciones. En caso de haber sido intervenido se deberán considerar los procedimientos quirúrgicos y cualquier relación relevante relacionada con la intervención.

## 2. Consulta con el paciente

Será necesaria una completa comprensión de sus necesidades, objetivos y expectativas. Además de tener un conocimiento sobre su nivel de dolor, nivel de actividad previo a la amputación, actividades diarias, y cualquier preocupación específica que puedan tener.

## 3. Evaluación física del muñón

Se llevará a cabo un examen físico general para obtener una visión completa del estado de salud general del paciente. Esto implica evaluar la circulación sanguínea, que es esencial para la cicatrización de heridas y el funcionamiento adecuado de la futura prótesis. Así como verificar la sensibilidad y detectar cualquier condición médica preexistente que pueda influir en la elección y preparación de la prótesis.[\[39\]](#)

Posteriormente, se deberá proceder con la inspección del muñón residual, mediante una revisión visual minuciosa en busca de signos de infección, inflamación, deformidades, cicatrices anormales o áreas de presión excesiva. Esto es crucial para garantizar que el muñón esté en condiciones óptimas para recibir una prótesis.

A continuación, se toman medidas precisas del muñón, incluyendo su longitud, circunferencia y forma, lo que es esencial para la fabricación de una prótesis que se ajuste de manera adecuada al paciente, evitando molestias y problemas de movilidad.

También se debe evaluar el rango de movimiento de las articulaciones cercanas al muñón, como el codo, dado que esto afectará la capacidad del paciente para utilizar la prótesis de manera efectiva. Así como la fuerza muscular en el muñón y las extremidades adyacentes determinando si el paciente posee la fuerza necesaria para su control. Todo este marco teórico ha sido explicado en la Sección 3.1 y la Sección 3.2.1.

Tras esta evaluación se podrá realizar una valoración inicial de amputaciones de MS funcionales o no funcionales para llevar una prótesis mioeléctrica.

Amputaciones Funcionales:

- Desarticulación de la Muñeca
- **Amputación de Antebrazo / Transradial**
- Desarticulación del Codo
- Amputación de Brazo / Transhumeral

### Amputaciones No Funcionales:

- Amputación parcial de la Mano o Dedos.
- Muñones cortos de Brazo o Antebrazo.
- Desarticulación de Hombro.

Un muñón ideal para una amputación funcional de prótesis de antebrazo debe ser similar a el mostrado en la Figura 4.1. Este debe ser cónico o semi-cónico, con una longitud mayor a 5cm y con un revestimiento cutáneo bien nutrido y una piel ni demasiado estirada ni laxa. Las extremidades óseas deben estar adecuadamente cubiertas de tejido blando, y el muñón debe conservar buena movilidad y fuerza, así como una adecuada irrigación sanguínea para evitar complicaciones como cianosis o edema [40].



*Adaptado de: [40]*

Fig. 4.1. Amputación Transradial Funcional

#### 4.1.2. Identificación de los Músculos Objetivo

Para hacer una correcta identificación de los músculos objetivo será necesario conocer el tipo de amputación y los movimientos que se pueden realizar en base a esta.

##### ■ Amputación de Antebrazo / Transradial

Tras una extensa búsqueda e investigación desarrollada en la Sección 3.1 y la Sección 3.2.1, se han identificado los principales movimientos necesarios para la funcionalidad del antebrazo: la pronación y supinación permiten la rotación del antebrazo para orientar la palma de la mano hacia arriba o hacia abajo; la flexión y extensión de la muñeca ajustan la posición de la mano, permitiendo colocarla en el plano adecuado para la manipulación precisa de objetos; y la flexión y extensión de los dedos facilitan el agarre y la liberación de dichos objetos.

No obstante, considerando el concepto de un muñón ideal, que preserva los movimientos de pronación y supinación, y la relevancia de su conservación, se concluye que, para asegurar una funcionalidad óptima en el uso de una prótesis, resulta esencial enfocarse en los movimientos de flexión y extensión tanto de la muñeca como de los dedos. Estos movimientos son esenciales para la manipulación efectiva de una prótesis mioeléctrica, permitiendo un control preciso en la ejecución de ABDV.

La siguiente Tabla 4.1 muestra los músculos principales implicados en estos movimientos, destacando en gris los músculos objetivo en los cuales van a ser colocados los electrodos.

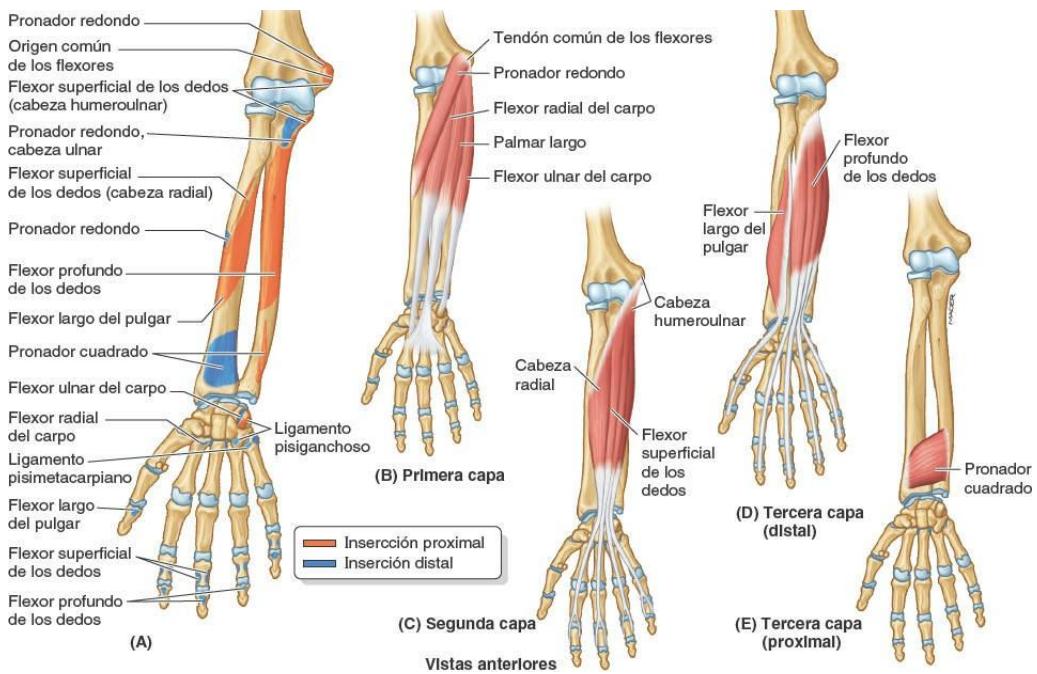
Articulación	Movimiento	Músculo
Dedos	Flexión	Flexor Superficial de los Dedos
Dedos	Flexión	Flexor Largo del Pulgar
Dedos	Extensión	Extensor de los Dedos
Dedos	Extensión	Extensor del Meñique
Dedos	Extensión	Extensor Largo del Pulgar
Muñeca	Extensión	Extensor Radial Largo del Carpo
Muñeca	Extensión	Extensor Cubital del Carpo
Muñeca	Flexión	Flexor Radial del Carpo
Muñeca	Flexión	Flexor Cubital del Carpo

*Adaptado de: [9]-[13]*

TABLA 4.1. PRINCIPALES MÚSCULOS - AMPUTACIONES  
TRANSRADIALES

Aunque existen más músculos implicados en los movimientos, se han seleccionado los flexores de la muñeca y los dedos para medir el potencial de acción, ya que generan la contracción necesaria para movimientos clave como la prehensión y la pinza. Estas contracciones producen señales eléctricas cruciales que pueden ser detectadas y utilizadas.

Sin embargo, debido a que las señales generadas por algunos músculos seleccionados en la tabla no se pueden adquirir de manera efectiva mediante métodos no invasivos, ya que tal y como muestra la Figura 4.2 estos se encuentran en diferentes niveles de profundidad, se utilizarán dos canales de adquisición. Estos se colocarán estratégicamente para medir la actividad en la región, específicamente el **Flexor Radial del Carpo** y el **Flexor Cubital del Carpo**, ya que su actividad de flexión/extensión de la muñeca se realiza de forma simultánea con la de los músculos más profundos. De este modo, se capturará de manera adecuada la señales de EMG necesarias para reflejar los movimientos de manipulación esenciales en el control de la prótesis.



Adaptado de: <https://lc.cx/RaT2lYk>

Fig. 4.2. Capas de los Músculos de Antebrazo

#### 4.1.3. Colocación de los Electrodos

En una buena adquisición de las señales de EMG es de vital importancia una correcta colocación de los electrodos, para ello es necesario conocer la ubicación exacta donde funciona el sensor de EMG.

En la anterior sección se realizó una extensa explicación de la identificación de los músculos permitiéndonos conocer la ubicación precisa, el origen, la inserción y la función del músculo que se va a estudiar, así como cualquier músculo y músculos cercanos que puedan producir señales subyacentes. [41]

Sin embargo pese a conocer los músculos implicados es necesario tener en cuenta ciertas directrices para obtener señales de calidad.:

- *Zona de Inervación*

La peor ubicación para los sensores EMG es sobre o cerca del punto motor, que es el área del músculo donde una mínima corriente eléctrica provoca la contracción de las fibras musculares superficiales. Este punto, que suele coincidir con la zona de inervación del músculo, es inadecuado debido a la propagación multidireccional de la actividad eléctrica. Esta dispersión de la señal puede interferir con la amplificación diferencial, anulando o distorsionando el espectro de frecuencias y comprometiendo la calidad de la señal EMG obtenida [28], [41].

- *Correcta Colocación*

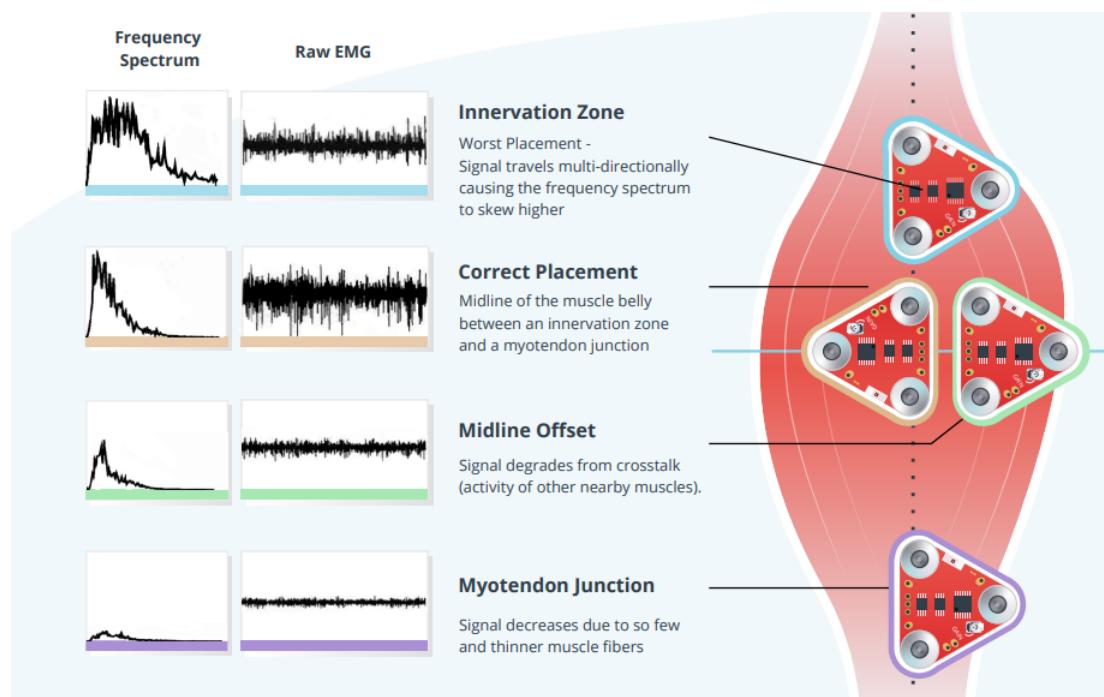
La ubicación ideal para los sensores EMG es próxima línea media del músculo, posicionados entre una zona de inervación y la unión miotendinosa. Colocar el sensor en este punto garantiza la obtención de señales EMG precisas y de alta calidad, ya que se evita la interferencia de señales cruzadas y se maximiza la captación de la actividad eléctrica de las fibras musculares. Ya que al alinearse con las fibras musculares, proporciona una señal clara y representativa del músculo objetivo [28], [41].

- *Desplazamiento de la Línea-Media*

Se debe ubicar el sensor ligeramente fuera de la línea media del músculo, ya puede degradar la señal debido a la interferencia de señales provenientes de músculos adyacentes, lo que compromete la calidad de los datos recolectados [28], [41].

- *Unión del Miotendón*

No se debe colocar el sensor en el tendón del músculo ni cerca de él, ya que a medida que las fibras musculares se aproximan al tendón, se vuelven más finas y menos numerosas, reduciendo la amplitud de la señal EMG [28], [41].



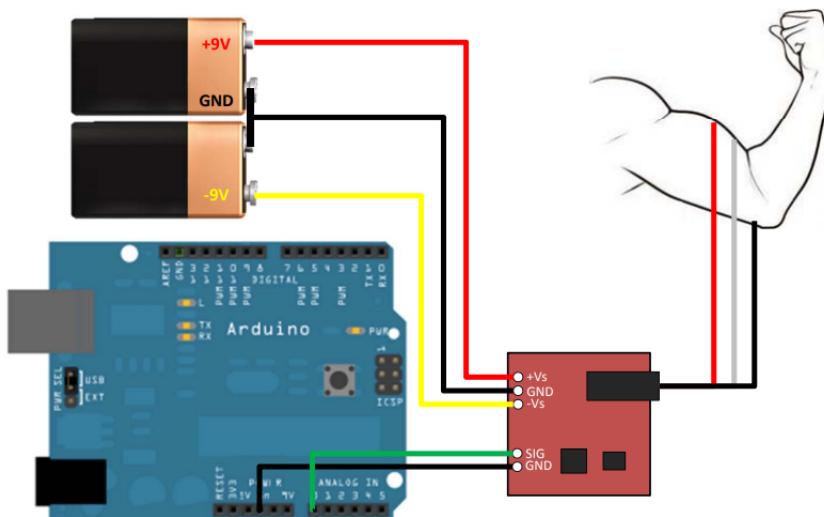
*Adaptado de: [28]*

Fig. 4.3. Correcta Colocación de los Electrodos

Teniendo en cuenta todas las consideración previamente, se seguirán los siguientes pasos para la colocación de los sensores EMG de superficie:

1. Preparación del paciente: explicación del protocolo a el paciente, asegurándonos de que este tranquilo y relajado para tener unos mejores resultados.

2. Selección de los músculos: identificación de los músculos objetivo que se van a evaluar en función del nivel de amputación de MS [41], [42].
3. Limpieza de la piel: limpia la piel en la zona donde se colocarán los electrodos con alcohol isopropílico para eliminar aceites y células muertas que podrían interferir con la señal, dejando que se seque la piel antes de colocar los electrodos. En caso de vello excesivo en el lugar de detección sera necesario rasurarlo [28], [41], [42].
4. Colocación de los Electrodos: se debe de retirar al adhesivo del electrodo de superficie y presionarse firmemente para asegurar un buen contacto. Posteriormente
  - Electrodo Activo (Rojo): colócalo en la linea próxima del musculo, ya que es donde se espera la mayor actividad eléctrica. [29]
  - Electrodo de Referencia (Verde): colócalo en un área no activa o en un sitio cercano pero neutral, como un tendón o una zona ósea cercana al músculo de interés.[29]
  - Electrodo de Tierra (Amarillo): colócalo en una zona neutral, cercana a estructuras oseas. [29]



*Adaptado de: [29]*

Fig. 4.4. Colocación de los Electrodos de Muscle Sensor v3

5. Calibración y Pruebas: realización pruebas de las contracciones de los músculos para asegurarse de que se detectan señales de calidad. Se le solicita al usuario que realice varios movimientos específicos mientras se observan las señales EMG registradas. El objetivo es ajustar la ganancia y la sensibilidad del sistema según sea necesario para obtener señales claras y fuertes. Esto es fundamental para asegurar que el usuario pueda controlar la prótesis de manera precisa y eficiente. [41]

Finalmente, una vez seguidos los pasos detallados previamente para la colocación de los electrodos de EMG, el resultado deberá tener un aspecto similar al mostrado en las Figuras 4.5 y 4.6, que ilustran la colocación exacta de los electrodos en los músculos seleccionados para amputaciones transradiales.

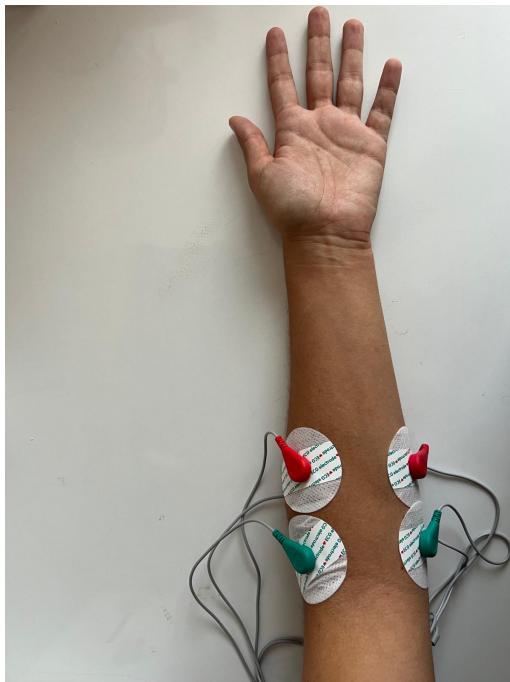


Fig. 4.5. Colocación Ventral de Electrodos

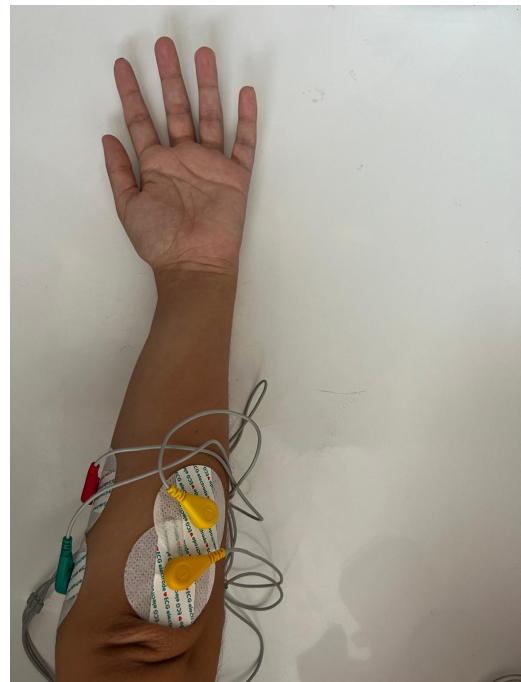


Fig. 4.6. Colocación Dorsal de Electrodos

## 4.2. Dispositivo de Adquisición EMG

Actualmente en el mercado existen diversos dispositivos de adquisición de señales EMG que varían en complejidad y aplicación, desde dispositivos sofisticados hasta prototipos de bajo coste. En la Sección 3.3.1, se realizó una búsqueda detallada y se explicaron las opciones más relevantes según las necesidades específicas del proyecto.

Inicialmente se optó por la opción de los Sensores Trigno Avanti, ya que formaban parte del equipamiento proporcionado por el Laboratorio de Robots de Asistencia y Rehabilitación. Estos sensores estaban dotados de numerosas Guías Técnicas<sup>4</sup> de como deben ser usados y su implementación para la adquisición y análisis de las señales.

Inicialmente se definió una Arquitectura de Adquisición basado en la Figura 4.7. En ella se proponía que, tras la conexión de los Sensores de Delysis, los cuales funcionan en un software con sistema operativo de Windows, se hiciera una transmisión TCP/IP de los datos de las señales generados por Trigno Control Utility (TCU) a Pytrigno<sup>5</sup>. Esta imagen de Docker permite una interacción directa con la TCU, facilitando la adquisición, procesamiento y análisis de los datos, así como su publicación en un nodo publicador

<sup>4</sup><https://delsy-europe.com/support/documentation/#usersguide>

<sup>5</sup><https://github.com/axopy/pytrigno>

de ROS2, permitiéndonos tener una comunicación directa con Unity de las señales de la EMG para el control del juego. Además de no utilizar la API, ya que estas requieren licencia.

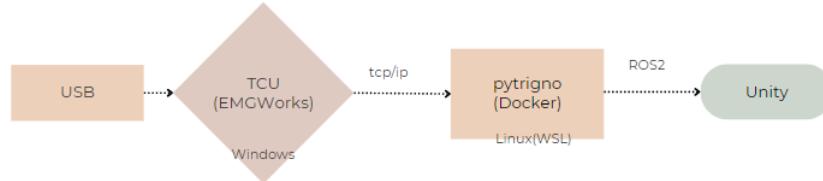


Fig. 4.7. Arquitectura de Adquisición Inicial

Durante la implementación de esta Arquitectura surgieron diversos problemas, en la comunicación TCP/IP, ya que la imagen de Pytrigno lleva sin ser actualizada desde hace mucho tiempo y no permitía una correcta creación del entorno necesario, así como establecer cualquier tipo de comunicación.

Como solución se pensó en utilizar los software dados por la marca, sin embargo las licencias eran limitadas y estaban restringido su uso para ciertos ordenadores, por lo que se tuvo que pensar otra alternativa.

En consecuencia, con el objetivo de continuar el trabajo y finalizarlo en los plazos establecidos, se miraron otras opciones de bajo coste que lo hiciera mas accesible y escalable. Tras una la búsqueda realizada, se vieron dos sensores compatibles con Unity, el Sensor de Myoware 2.0 y el Sensor Muscular v3. estos tienen una funcionalidad bastante parecida descrita en la Sección 3.3.1. Sin embargo se realizó la siguiente Tabla 4.2 con el objetivo de realizar una comparativa y seleccionar uno de los dos.

	<b>Muscle Sensor v3</b>	<b>MyoWare 2.0</b>
<b>Fuente de Alimentación</b>	Fuente de Alimentación Externa.	Fuente de Alimentación del Arduino
<b>Señal</b>	Señal Suavizada y Rectificada	Señal Pre-Procesada
<b>Precio</b>	Sensor Económico: 44,68	Sensor Caro: 106,13
<b>Versión</b>	Es una versión anterior al sensor MyoWare.	Es una versión muy buena, de buena calidad.
<b>Accesible</b>	Mucho Stock y envío rápido	Poco Stock y envío lento.

TABLA 4.2. TABLA DE COMPARACIÓN SENSORES

Aunque el Myoware parecía un sensor mas sofisticado, con accesorios y placas de extensión, el coste y la adquisición este era mucho mas elevado y complejo que el Sensor v3, por lo que finalmente se decidió utilizar este sensor, ya que había sido utilizado por

la comunidad para proyectos o investigaciones de bajo coste para el control de prótesis impresas en 3D, y para el estudio y análisis de las señales de EMG.

Una vez seleccionado el Muscle Sensor v3 fue necesario mirar en las fichas técnicas, cuales eran los componentes necesarios y como debía de realizarse su conexión para su correcto funcionamiento. Por lo que la Arquitectura de Adquisición pasó a ser la siguiente mostrada en la Figura 4.8.



Fig. 4.8. Arquitectura de Adquisición Final

Gracias a la existencia de librerías como **System.IO.Ports** en C#, podemos realizar una comunicación directa con desde el microcontrolador con Unity, permitiendo usar las señales EMG para el control del juego. Por lo que pese a utilizar una tecnología menos avanzada la funcionalidad del de este proyecto se ha preservado.

#### 4.2.1. Componentes para la Creación del Dispositivo

La selección se basó en la búsqueda de los componentes más pequeños, eficientes y rentables para la adquisición de señales. Después de una extensa investigación, se seleccionaron los siguientes componentes, que se describen a continuación:

##### ■ Arduino Uno R3

Es una placa de desarrollo compacta, completa, basada en el microcontrolador ATmega328P. Tiene 14 pines de entrada/salida digital (6 de los cuales se pueden utilizar con PWM), 6 entradas analógicas y una conexión USB tipo B. Su peso es de 25 g y sus dimensiones son 68.6 x 53.4 x 15 mm.



Adaptado de: <https://lc.cx/25N5Ik>

Fig. 4.9. Arduino Uno R3

#### ■ Placa de Circuito Impreso

Es una placa electrónica de pruebas que contiene 280 orificios en los que se pueden insertar cables y otros componentes electrónicos para montar y soldar circuitos. Su peso es de 10 g (aprox) y sus dimensiones de 4 x 6 x 1 cm.

#### ■ Cables de Puente

Se trata de cables de aluminio revestidos de cobre con buena conductividad eléctrica, baja densidad, resistentes a la corrosión y fáciles de soldar. Incluye cables de puente de 40 clavijas macho a hembra, clavija hembra a macho y clavija hembra a hembra. Cada cable mide unos 20 cm.

#### ■ Hebilla de Batería

Se trata de un paquete de 90 piezas de conectores de pila de 9V, con núcleo de alambre de cobre puro, fuerte conductividad eléctrica, no genera calor fácilmente, estabilidad duradera y larga vida útil. cada cable cuenta con una carcasa hecha de cuero suave, que es suave, resistente al desgaste y a los pliegues. Sus dimensiones son de 2cm la carcasa y 15 cm de longitud de cable.



Adaptado de: <https://lc.cx/jqjaui>

Fig. 4.10. Hebilla de Batería

### ■ Pilas Alcalinas

Son 4 pilas de 9V, que proporcionan a los Sensores Musculares una fuente de energía estable y eficiente, a través de los cables. Su peso es de 45 g (aprox) cada una y sus dimensiones de 48.5 x 26.5 x 17.5 mm.



Adaptado de: <https://lc.cx/YdJRvK>

Fig. 4.11. Pilas Alcalinas 9V

### ■ Sensor Muscular v3

Se trata de un sensor electromiográfico compatible con sistemas de Arduino. Esta compuesto por la placa, por los cables de EMG y por ultimo por los electrodos redondos de superficie desechable. La placa cuenta con 5 pines, 3 de ellos están destinados a la conexión con la batería y los otros 2 a la conexión del microprocesador, además cuenta con puerto de conexión tipo jack para conectar los cables de EMG. Su peso es de 40 g (aprox) y sus dimensiones de 25 x 26 x 10 mm. Puedes verlo en la Figura 3.38.

### ■ Electrodos Redondos

Con la compra del Sensor Muscular v3, venían 3 electrodos redondos, estos están recomendados para zonas pequeñas y curvas como los brazos y el codo. Como se tratan de electrodos desechables se realizó la compra de estos mismos electrodos para la realización de pruebas. Su tamaño son de 5cm de diámetro.

#### 4.2.2. Esquema de Conexión

La adquisición de señales EMG necesita una fuente de alimentación externa para suministrar energía a la placa Muscle Sensor v3. El esquema de cableado que se muestra en la Figura 4.12 fue creado a través de Fritzing<sup>6</sup>, en el que se establecen las conexiones entre el controlador y los diferentes elementos para su correcto funcionamiento.

<sup>6</sup><https://fritzing.org/>

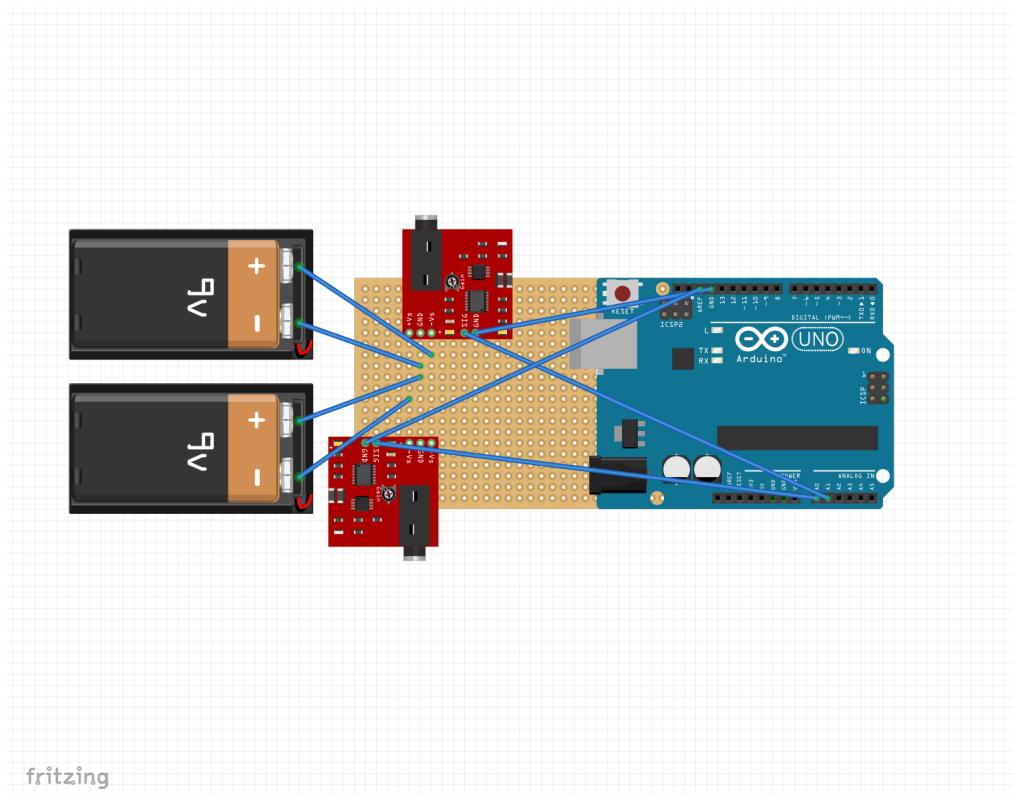


Fig. 4.12. Cableado de los Componentes Electrónicos

En el podemos observar como ambos sensores están conectados a dos baterías externas de 9V. En ellos se deberá conectar el terminal positivo de la primera batería al pin Vs+, el terminal negativo de la segunda batería al pin Vs- y por ultimo el terminal negativo de la primera batería al terminal positivo de la segunda batería creado GND, este deberá ser creado al pin GND que se encuentra entre medias de los dos pines Vs+ y Vs-. [29]

Una vez que los sensores están conectados con las fuentes de alimentación procederemos a conectarlo con el microprocesador para poder procesar las señales EMG. Ambos Sensores deben conectar el pin SIG a un puerto analógico del Arduino UNO, el primero sera conectado a A0 y el segundo a A1. El pin de GND situado al lado de SIG deberá conectarse a un pin GND del Arduino UNO. Finalmente se conectara a través del puerto de conexión Jack los cables de EMG. [29]

Con el objetivo de asegurar una conexión sólida y estable, se realizó la soldadura de los cables correspondientes a las conexiones de las baterías y aquellos que se vinculan con el Arduino, así como de unos pines destinados a la adecuada colocación de los sensores. Esto minimiza el riesgo de desconexiones accidentales y optimiza la integridad del circuito, permitiendo una transmisión eficiente de energía y señales, lo que garantiza un funcionamiento fiable y consistente del sistema en su conjunto.

#### 4.3. Adquisición y Análisis de Señales EMG

El IDE Arduino<sup>7</sup> se utilizó para la implementación de la adquisición de las señales EMG. Se trata de una aplicación multiplataforma escrita en Java que se utiliza para escribir y cargar programas en placas compatibles con Arduino.

El objetivo principal era garantizar que el juego fuese controlado por los movimientos que permitan las manipulaciones esenciales para el control de las prótesis mioeléctricas. Como conclusión de la Sección 4.1.2, se monitorizara y analizara las señales obtenidas del Flexor Radial del Carpo (Señal 1), por la realización del movimiento de prehensión, y del Flexor Cubital del Carpo (Señal 2), por la realización del movimiento de la pinza.

Para ello, se ha desarrollado el código incluido en el Apéndice A. Este código nos permitió adquirir las señales en bruto de los músculos, lo que facilitó un análisis preliminar con el objetivo de mejorar la calidad de las señales y desarrollar un sistema de clasificación. Este sistema se basaría en la detección de umbrales, de modo que, al superarse uno de estos umbrales, se considere que se ha generado una señal significativa. Esto representa un paso crucial hacia la interpretación precisa de las señales musculares para el control de dispositivos.

Como resultado del movimiento de prehensión obtuvimos la Figura 4.13. En esta podemos observar actividad eléctrica en ambos músculos, lo cual es esperado dado que ambos participan en los movimientos de manipulación, aunque es importante señalar que también se hayan detectan posibles interferencias debido a la proximidad de los electrodos. Se destaca una diferencia significativa entre las señales: la Señal 1, correspondiente al Flexor Radial del Carpo, presenta picos más altos, reflejando la intensa actividad de los dedos digitales durante la prehensión. En contraste, la señal del Flexor Cubital del Carpo, la Señal 2, muestra picos más bajos, ya que su participación en este movimiento se limita principalmente a la actividad del pulgar.

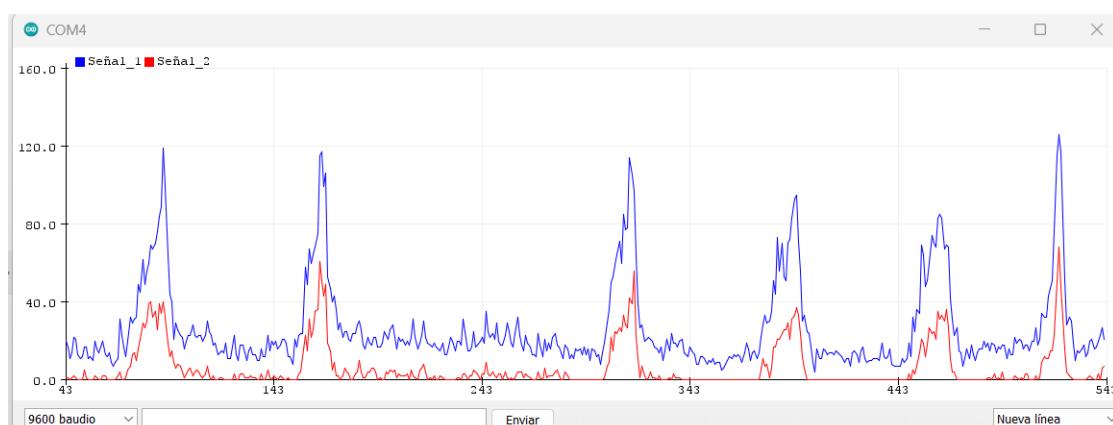


Fig. 4.13. Señales del Movimiento de Prehensión

<sup>7</sup><https://www.arduino.cc/en/software>

A continuación se realizó el movimiento de pinza obteniendo la Figura 4.14. Al igual que en la anterior Figura se muestra actividad en ambos músculos, sin embargo en esta podemos observar distintas peculiaridades. En este caso, la Señal 1 presenta picos más moderados, manteniéndose en su umbral basal, ya que la participación en este movimiento consta únicamente del dedo digital I. Por el otro lado, la Señal 2, muestra picos más diferenciados, reflejando la activación del pulgar.

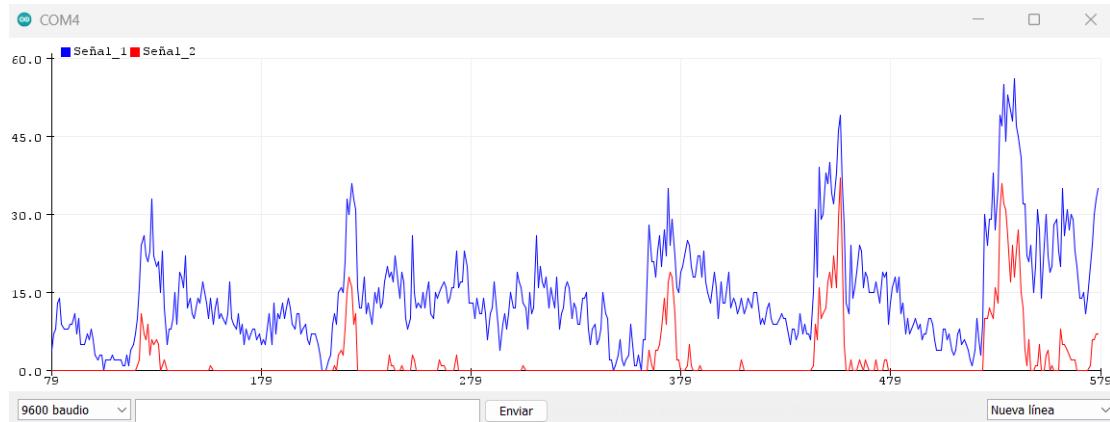


Fig. 4.14. Señales del Movimiento de Pinza

Como conclusión del análisis de estas señales brutas, se puede observar que en la pinza hay menos actividad muscular que en la prehensión, debido a que la pinza implica principalmente la oposición del pulgar contra uno o dos dedos, lo que requiere menos fuerza y activa un número más limitado de músculos, con picos de actividad en el Flexor Cubital del Carpo que oscilan entre 2 y 20 unidades. Por otro lado, en la prehensión, que involucra la oposición de todos los dedos, el Flexor Radial del Carpo muestra picos de actividad más elevados, entre 50 y 160 unidades, indicando una mayor demanda muscular. Estos resultados permiten detectar y diferenciar claramente los movimientos de manipulación mediante el monitoreo de estos músculos, aprovechando la variación en los umbrales de actividad entre ellos.

Dada esta diferenciación en los umbrales, se desarrolló el siguiente código incluido en el Apéndice B. Este tiene como objetivo procesar y calcular umbrales personalizados para señales EMG utilizadas en el control de prótesis mioeléctricas, permitiendo la detección precisa de movimientos como la prensión y la pinza. Para lograr esto, el código realiza una rectificación de las señales mediante una media móvil, suavizando las mismas para reducir artefactos causados por los cables o el dispositivo de adquisición. Durante un minuto, se recopilan datos, excluyendo los primeros 5 segundos para evitar artefactos iniciales. El umbral se calcula como la media más dos desviaciones estándar de las señales suavizadas, lo que permite distinguir claramente entre la actividad muscular de reposo y las contracciones significativas. Por lo que, tras este periodo de calibración, cuando se realicen los movimientos de manipulación, estos podrán ser perfectamente clasificados y detectados para su posterior uso de forma individualizada para cada paciente.

Durante la realización de la prehensión en intervalos de 3 segundos (aprox) durante un minuto, se calculó el umbral a través del cual se podría considerar que se estaba realizando ese movimiento. Como resultado se obtuvo la Figura 4.15, en esta se puede observar con claridad la Señal Bruta, la suavizada y el threshold. Este se encuentra entre los valores de 80-100 unidades, aunque puede variar en función del paciente.

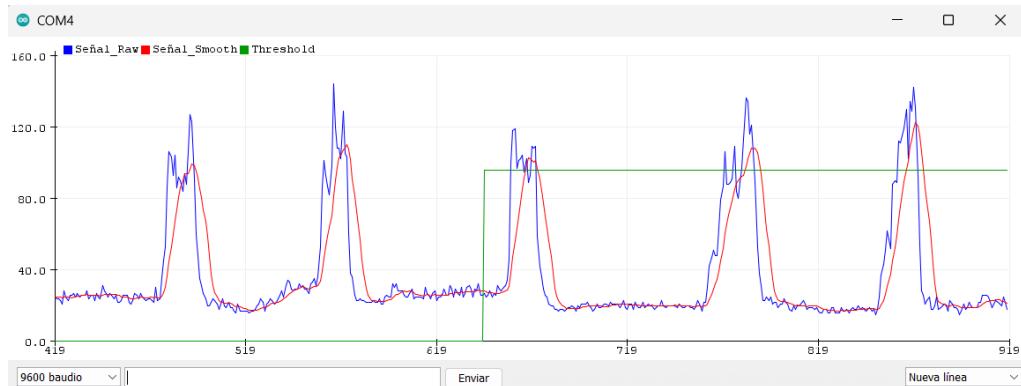


Fig. 4.15. Umbral del Movimiento de Prehensión

Durante la realización de la pinza en intervalos de 3 segundos (aprox) durante un minuto, se calculó el umbral a través del cual se podría considerar que se estaba realizando ese movimiento. Como resultado se obtuvo la Figura 4.16, en esta se puede observar con claridad la Señal Bruta, la suavizada y el threshold. Este se encuentra entre los valores de 6-9 unidades, aunque puede variar en función del paciente

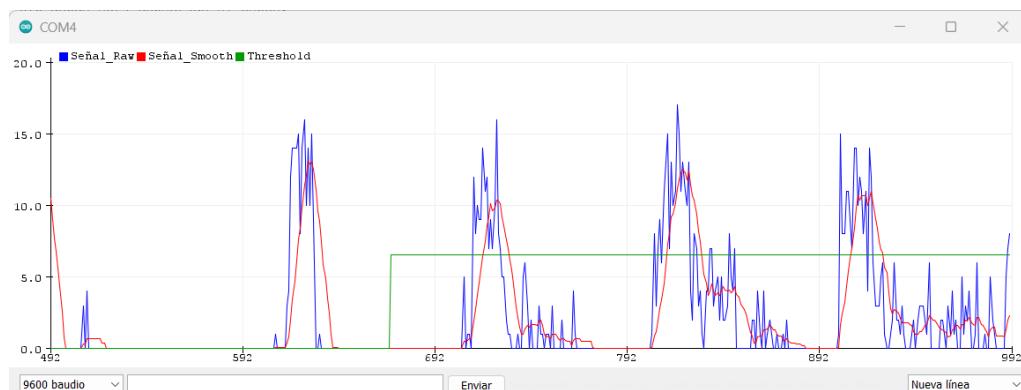


Fig. 4.16. Umbral del Movimiento de Pinza

Como conclusión tras este análisis y adquisición de señales EMG, se ha podido establecer umbrales precisos para los movimientos de prehensión y pinza con los músculos objetivo, utilizando técnicas de rectificación y suavizado de señales para mejorar la calidad de los datos. Los resultados obtenidos demuestran que los umbrales calculados permiten distinguir claramente entre la actividad muscular de reposo y las contracciones significativas, adaptándose a las características individuales de cada paciente. Esto asegura una detección confiable de los movimientos, esencial para el control efectivo de prótesis mioeléctricas, mejorando su precisión y personalización.

## 4.4. Diseño del Videojuego de Entrenamiento Pre-Protésico

El diseño de este videojuego va más allá de la simple creación de un entorno lúdico convencional, alineándose con el concepto de Serious Games de la Sección 3.4.1. Este juego está específicamente orientado a facilitar terapias de rehabilitación que no solo promuevan el entrenamiento, sino que también permitan a los pacientes con amputaciones transradiales adaptarse de manera efectiva al uso de prótesis mioeléctricas. Para ello es necesario una integración meticulosa de los protocolos y dispositivos médicos con la interfaz del videojuego.

Para el desarrollo del videojuego, será crucial centrarnos en varios aspectos clave. Primero, es fundamental incluir guía de experiencia de usuario (UX) sobre el protocolo de entrenamiento pre-protésico, abarcando tanto la evaluación del paciente como la correcta utilización de los sensores electromiográficos. Posteriormente, se desarrollara el juego cuyo control sera realizado por la lectura de los sensores. Finalmente, se debe integrar un sistema de métricas en tiempo real que permita evaluar el progreso del paciente, proporcionando retroalimentación continua y permitiendo ajustes personalizados en el tratamiento.

### 4.4.1. Guía de Interfaz de Usuario del Protocolo de Entrenamiento Pre-Protésico

Con el objetivo de familiarizar el Protocolo de Prescripción Pre-Protésico, se diseñaron dos Interfaces de Usuario (UI). Estas permitirían la creación de una guía accesible y fácil de seguir, que, independientemente del nivel de conocimientos médicos del usuario, facilita la realización de una evaluación precisa y el registro de datos necesarios para personalizar el entrenamiento.

La primera escena es la mostrada en la Figura 4.17, esta puede ser considerada la pantalla de inicio del protocolo. Según el protocolo definido en la Sección 4.1, o primero que se debe hacer es realizar una evaluación del paciente. Para ello, es crucial conocer la identidad del paciente y los detalles sobre su situación médica, realizando una evaluación del muñón del paciente. Permitiéndonos, conocer su tipo de amputación, dimensiones y características propias.

En respuesta a estos pasos, se han creado los siguientes campos fundamentales a llenar, para garantizar que se recopila la información esencial del paciente antes de proceder a la colocación de los sensores.

- **Nombre del Paciente:** permite identificar de manera única al paciente, asegurando que toda la información registrada esté correctamente asociada a la persona en tratamiento.
- **Número de Sesión:** facilita el seguimiento y registro de cada sesión del paciente, lo que es crucial para monitorizar su progreso a lo largo del tiempo.

- **Nivel de Amputación:** dimensiones de la amputación. Este campo proporciona información clave que influye en la clasificación inicial de si se trata de una amputación funcional o no.
- **Tipo de Amputación:** este campo es particularmente importante ya que determina las especificidades del protocolo a seguir, ya que cada una requiere un enfoque personalizado en la identificación de los músculos objetivo, suponiendo un cambio en la colocación de los sensores y su calibración. Las opciones de este desplegable son:
  - Muñeca: se refiere a la amputación funcional de la desarticulación de la muñeca.
  - Transradial: se refiere a la amputación funcional de antebrazo, localizada entre la muñeca y el codo.
  - Codo: se refiere a la amputación funcional de desarticulación del codo.
  - Transhumeral: se refiere a la amputación funcional de brazo, localizada entre el codo y el hombro.

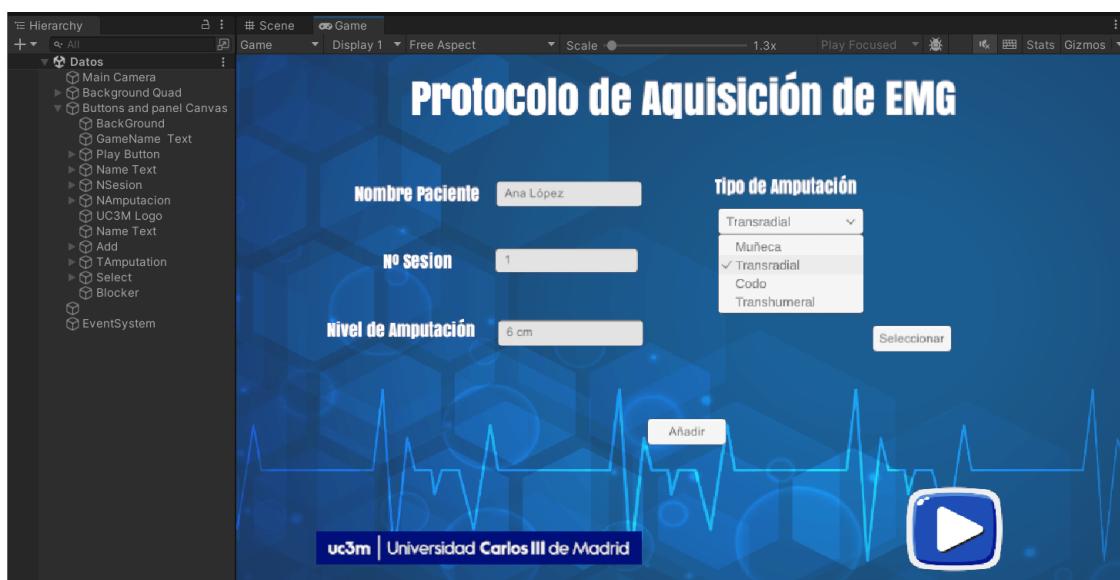


Fig. 4.17. Primera Escena UI - Adquisición de Datos

Una vez se hayan llenado todos los campos y seleccionado la opción del desplegable, se debe hacer clic en el botón «Añadir», lo que generará una carpeta con el nombre del paciente. Dentro de esta carpeta se creará un informe que contendrá los datos ingresados en los campos anteriores, así como una subcarpeta con el nombre de la sesión. En esta subcarpeta se guardarán las métricas y datos relevantes que permitirán realizar un seguimiento del progreso del paciente o, en el futuro, llevar a cabo investigaciones adicionales.

Así mismo, la selección del Tipo de Amputación servirá como indicador para dirigirnos a la siguiente escena al pulsar el botón de «Play». Esta escena corresponde a la guía detallada sobre la colocación de los sensores y su calibración. Actualmente, esta guía está disponible únicamente para la amputación transradial, ya que es el foco principal de este protocolo. Sin embargo, en el futuro, se desarrollarán guías específicas para cada tipo de amputación, siguiendo los protocolos correspondientes para la identificación y ubicación de los músculos relevantes.

La segunda escena es la mostrada en la Figura 4.18, esta es la mas importante en toda la elaboración de la guía, ya que con ella se definirán los parámetros para el posterior control del videojuego. Este diseño de la interfaz está pensado para proporcionar al usuario tanto una guía visual clara como un feedback en tiempo real, facilitando la correcta colocación de los sensores y la calibración del sistema. La combinación de instrucciones detalladas y monitoreo continuo asegura que los electrodos estén correctamente posicionados y que los umbrales de control se ajusten de manera precisa a las necesidades individuales del paciente.

A la izquierda de la pantalla se presenta una imagen explicativa que detalla la correcta colocación de los electrodos del sensor en los músculos objetivo, que en este caso son el Flexor Radial del Carpo y el Flexor Cubital del Carpo tras la investigación realizada en la Sección 4.1.2 . Esta visualización es esencial para guiar al usuario en la correcta colocación de los electrodos, asegurando una captura precisa de la actividad electromiográfica y garantizando que se obtengan datos fiables para la calibración y el control, tal y como se describe en la Sección 4.1.3.

En la parte derecha de la pantalla se encuentran las gráficas que monitorizan la actividad muscular durante el periodo de calibración. Para su creación se ha utilizado el repositorio de código abierto de XCharts<sup>8</sup>, así como las guías de documentación proporcionadas. Estas gráficas ofrecen una visualización en tiempo real de la señal electromiográfica rectificada de cada uno de los músculos, específicamente el Flexor Radial del Carpo y el Flexor Cubital del Carpo. Durante el proceso de calibración, estas señales seguirán el mismo análisis que en la Sección 4.3 para calcular el umbral de detección, un valor crucial que determinará cuándo los músculos están suficientemente contraídos para realizar movimientos específicos, como la manipulación de objetos mediante prehesión para el primer músculo y la acción de pinza para el segundo. Este umbral es fundamental para el control del videojuego.

---

<sup>8</sup><https://github.com/XCharts-Team/XCharts/tree/master>

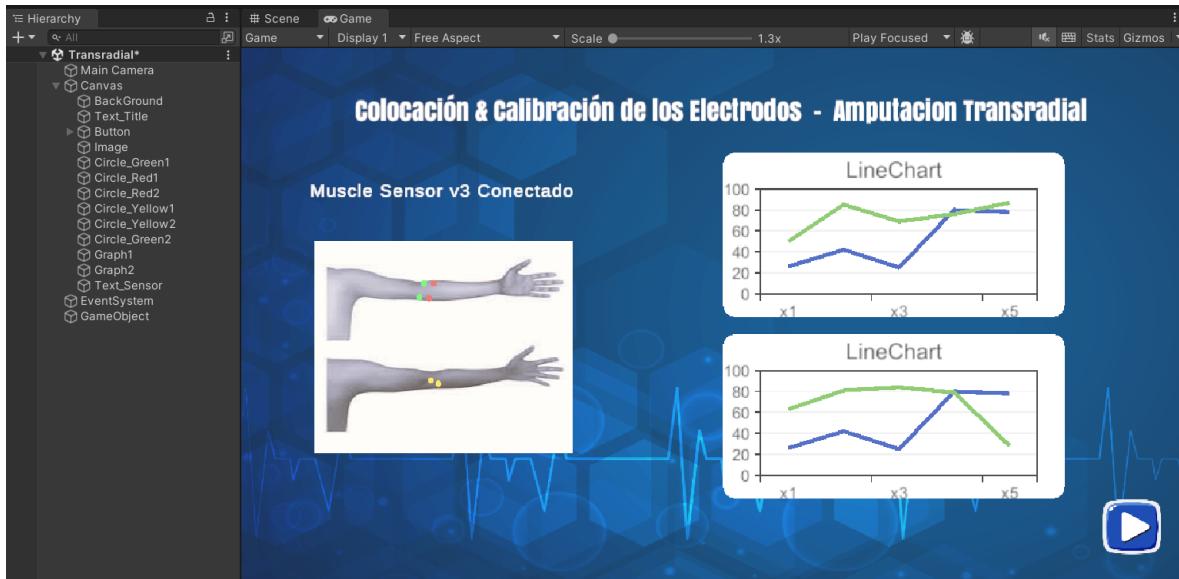


Fig. 4.18. Segunda Escena UI - Colocación y Calibración de los Electrodos

Durante el proceso de conexión, el sistema intenta establecer comunicación con el Sensor Muscular V3 a través de un puerto serial COM4 del Arduino UNO. Al iniciar la escena, el texto de estado de la conexión en la interfaz muestra «Conectando...», lo que indica que el sistema está intentando establecer una conexión con el microprocesador. Este continuamente monitorea la conexión con el sensor. Si logra conectarse, y el sensor comienza a enviar las señales brutas y el estado de la conexión se actualiza a «Muscle Sensor V3 Conectado». En ese momento, los electrodos mostrados en la imagen explicativa reaccionan al cambio: los círculos que representan los puntos de colocación de los electrodos cambian a una tonalidad más oscura para indicar que la conexión y la detección muscular han sido exitosas. Este cambio visual proporciona una retroalimentación clara al usuario de que el sensor está funcionando y detectando la actividad muscular correctamente. En caso de que la conexión falle o el sensor no detecte la actividad esperada, el sistema sigue mostrando «Conectando...» o, si se detecta un error crítico, cambia a «Muscle Sensor V3 Desconectado». Este mensaje alerta al usuario para que revise la colocación de los electrodos o el estado del hardware.

Una vez realizada la conexión, comienza la calibración de los sensores mediante un proceso escalonado que involucra la adquisición de datos, el suavizado de los valores, y el cálculo de umbrales para identificar eventos relevantes en las señales capturadas por los sensores. Durante este proceso, se mostrarán en tiempo real en las gráficas correspondientes los valores suavizados de la señal electromiográfica rectificada de cada músculo, así como el valor del umbral tras su cálculo.

Primero se realiza la calibración de la primera señal, correspondiente a el movimiento de prehensión, en ella se realizará este movimiento en intervalos de 5 segundos, durante un minuto. Posteriormente, una vez que se haya completado la calibración de la primera señal, comenzará la segunda realizando el movimiento de pinza, de la misma forma que el anterior movimiento.

Durante este periodo de tiempo, se procesa la señal de manera continua para calcular su valor suavizado mediante una media móvil, utilizando una ventana circular que va almacenando 10 valores de la señal cruda, que posteriormente se promediaran con el objetivo de obtener una señal suavizada, que ayudara reducir el ruido de la señal. Una vez pasado el tiempo de adquisición definido de un minuto, se realiza el cálculo del umbral usando todos los valores de la señal suavizada durante ese periodo de tiempo.

Este cálculo utiliza un enfoque estadístico que combina la media y la varianza de los valores suavizados durante la calibración para establecer un límite que distingue entre ruido de fondo y eventos significativos en la señal. Primero, se calcula la media aritmética de todos los valores suavizados, que representa el valor promedio de la señal en condiciones normales. Este valor actúa como un punto de referencia que describe el comportamiento típico de la señal. Luego, se calcula la varianza, que mide cuánto varían los datos respecto a la media. La varianza refleja la dispersión de los valores, y su raíz cuadrada, la desviación estándar, proporciona una medida del grado de fluctuación que puede esperarse en la señal. El umbral se establece sumando dos veces la desviación estándar a la media. Este enfoque asegura que el umbral cubra la mayoría de las variaciones esperadas en la señal, permitiendo al sistema identificar picos que superen este límite como eventos significativos, mientras filtra el ruido de fondo.

Tras el cálculo de los umbrales, estos se guardarán en la subcarpeta del número de sesión del paciente, para que en un futuro se pueda hacer un análisis de los umbrales en las distintas sesiones realizadas.

Esta calibración servirá como filtros para el posterior control del videojuego, permitiendo que las acciones relacionadas con los movimientos de prehensión y pinza solo se activen en respuesta a los potenciales de acción de la señal.

#### **4.4.2. Desarrollo y Control del VideoJuego**

El videojuego diseñado para la realización de entrenamiento pre-protésico inicialmente consideró basarse en el clásico Pac-Man, donde los movimientos de pinza y prehensión controlarían los desplazamientos del personaje dentro del laberinto. Sin embargo, se decidió optar por un enfoque diferente utilizando el Chrome Dino Run que se agacha y levanta el personaje para evitar obstáculos. Esta decisión se basó en varias razones clave.

En primer lugar, el juego del dinosaurio ofrece una mecánica de control más sencilla y directa, lo cual es crucial para asegurar que el usuario pueda concentrarse en los movimientos de rehabilitación sin la distracción de manejar un entorno complejo como el de Pac-Man. La simplicidad del juego del dinosaurio, que se basa en movimientos verticales (agacharse y levantarse), es más adecuada para traducir los movimientos específicos de pinza y prehensión en acciones dentro del juego. Esto reduce la carga cognitiva sobre el usuario y permite un enfoque más claro en el objetivo terapéutico.

Además, este videojuego es menos dependiente de la coordinación de múltiples di-

recciones, lo que hace que el control basado en señales musculares sea más intuitivo. En Pac-Man, el control direccional en cuatro ejes podría complicar la interacción, especialmente para usuarios que están en las primeras etapas de rehabilitación y pueden tener dificultades para realizar movimientos precisos y rápidos en varias direcciones.

Otra razón fue la capacidad de ajustar dinámicamente la velocidad y la dificultad de los obstáculos, lo que permite personalizar la experiencia de juego de acuerdo con el progreso del usuario. Esta flexibilidad en el diseño es esencial para crear un entorno de entrenamiento adaptativo, que puede responder a las necesidades individuales de cada usuario, algo que sería más difícil de implementar en un juego como Pac-Man, donde el ritmo y la dificultad están más fijados.

Tras estos motivos, se procedió al desarrollo de la escena del videojuego del Chrome Dino Run, mostrada en la Figura 4.19. En este, el paciente controla un dinosaurio que puede agacharse o saltar, evitando obstáculos, como pájaros o arboles, que aparecen a medida que el juego avanza. Las acciones del dinosaurio, están directamente vinculadas a los movimientos musculares del usuario, específicamente a la prehensión y la pinza, lo que permite utilizar el juego como una herramienta de rehabilitación.

El principal objetivo es esquivar los obstáculos para mantener el juego en marcha, acumulando puntos, mostrados en el score, a medida que se avanza. La dificultad del juego puede ajustarse en función del progreso del usuario, permitiendo que este se adapte al nivel de control muscular del jugador. Si el dinosaurio choca con un obstáculo, el juego termina y se muestra la pantalla de "Game Over", desde donde el jugador puede intentar nuevamente o salir del juego. La interfaz también incluye un contador de puntuación y un temporizador que rastrean el rendimiento del usuario en tiempo real.

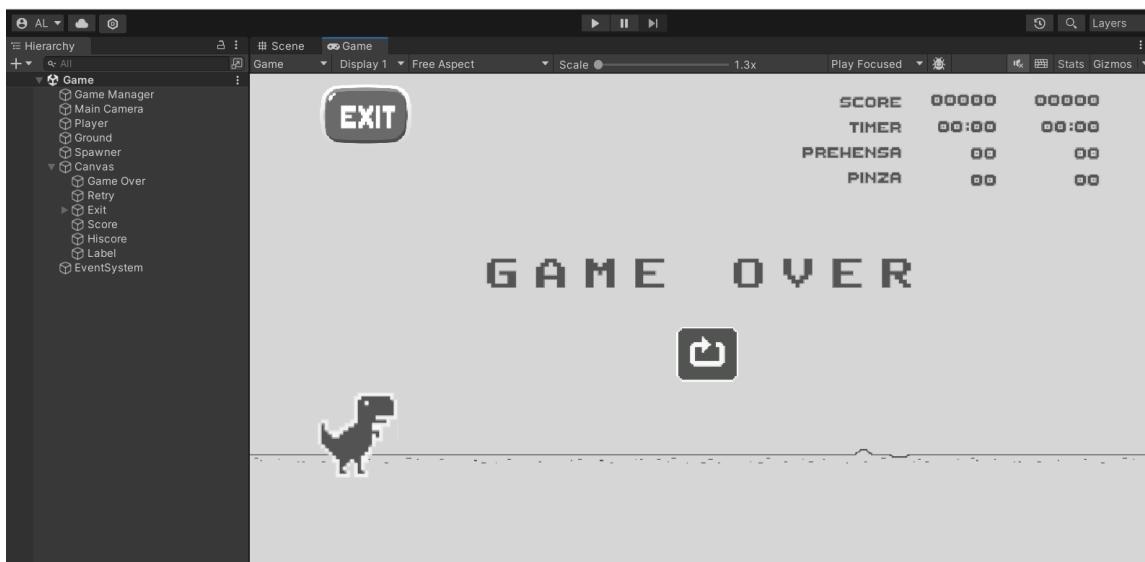


Fig. 4.19. Tercera Escena - VideoJuego

Para el control del videojuego, en la escena anterior se realizó una calibración para calcular los umbrales que identificarían las contracciones relacionadas con los músculos. Sin embargo, esto no sería suficiente para tener un buen control del videojuego, ya que se reciben datos de las señales cada 100 milisegundos, por lo que tendríamos varios datos, los cuales se encuentran por encima de nuestros umbrales en ambas señales. Además, ambas señales estarían relacionadas a los movimientos de extensión de la muñeca y de los dedos, por lo que, tal y como se mostró en la Sección 4.3, la realización de los movimientos se ve reflejada en ambas señales de forma simultánea, pero con distinta intensidad, por lo que será también necesario discriminar cual de las dos se está realizado.

Para poder ajustar este control, este se han utilizado dos variables booleanas (iscontracted1 y iscontracted2) que indican al jugador si se ha detectado una contracción significativa asociada a la Prehensión (Salto del Dinosaurio), o la Pinza (Dinosaurio Agachado), tal y como muestra el código de control del jugador mostrado a continuación:

```

1 private void Update()
2 {
3     direction += gravity * Time.deltaTime * Vector3.down;
4
5     if (character.isGrounded)
6     {
7         direction = Vector3.down;
8
9         if (ArduinoReaderUI.isContracted1)
10        {
11            StandUp();
12            Jump();
13        }
14
15        if (ArduinoReaderUI.isContracted2 && !isCrouching)
16        {
17            StartCrouch();
18        }
19
20        if (isCrouching)
21        {
22            HandleCrouchTimer();
23        }
24    }
25
26    character.Move(direction * Time.deltaTime);
27 }
```

Para poder cambiar el estado de estas variables booleanas, el primer paso es detectar el pico máximo que supere los umbrales de cada una de las señales, tal y como se muestra a continuación:

```

1   windowSignal1.Enqueue(smoothedValue1);
2   if (windowSignal1.Count > windowSize)
3   {
4       windowSignal1.Dequeue();
5   }
6
7   maxSignalValue1 = Peak(windowSignal1, maxSignalValue1);
8
9   timeElapsed1 += (int)(Time.deltaTime * 1000);
10 }
11
12 windowSignal2.Enqueue(smoothedValue2);
13 if (windowSignal2.Count > windowSize)
14 {
15     windowSignal2.Dequeue();
16 }
17
18 maxSignalValue2 = Peak(windowSignal2, maxSignalValue2);
19
20 timeElapsed2 += (int)(Time.deltaTime * 1000);
21 }
22
23 int Peak(Queue<int> window, int currentMax)
24 {
25     // Encontrar el valor máximo en la ventana
26     int maxInWindow = Mathf.Max(window.ToArray());
27     // Devolver el máximo entre el valor actual y MaxWindow
28     return Mathf.Max(currentMax, maxInWindow);
29 }
```

Tal y como ha mostrado, se han creado ventanas móviles que a medida que llegan los valores suavizados de las señales, se agregan a la cola correspondiente. Cada ventana tiene un tamaño fijo de 30 muestras, lo que correspondería a 3 segundos, permitiéndonos almacenar el potencial de acción por completo. Si el número de muestras en la cola excede el tamaño de la ventana, se elimina el valor más antiguo, manteniendo así una ventana móvil de los datos más recientes.

Una vez que la ventana esta llena se procede a calcular el valor máximo de esta, con el objetivo de utilizar este valor para detectar que movimiento se esta realizando a través del siguiente código:

```

1  if (windowSignal1.Count == windowSize && windowSignal2.Count ==
2      windowSize)
3  {
4
5      bool wasContracted1InLastSecond = (Time.time -
6          lastContracted1Time) <= 1.0f;
7
8      if (maxSignalValue1 > threshold1 && !wasContracted1InLastSecond)
9      {
10         isContracted1 = true;
11         isContracted2 = false;
12         lastContracted1Time = Time.time;
13         contractionTimer = contractionDuration;
14         Debug.Log("Contracción atribuida a la Señal 1.");
15     }
16
17     if (maxSignalValue1 < threshold1 && maxSignalValue2 > threshold2
18         && maxSignalValue2 < 35 && HasDescendingValuesAfterPeak(
19             windowSignal2, maxSignalValue2) && !
20             wasContracted1InLastSecond)
21     {
22
23         isContracted1 = false;
24         isContracted2 = true;
25         contractionTimer = contractionDuration;
26         Debug.Log("Contracción atribuida a la Señal 2.");
27     }
28
29
30     // Reiniciar los valores máximos para la próxima detección
31     maxSignalValue1 = 0;
32     maxSignalValue2 = 0;
33
34 }
35
36 if (contractionTimer > 0)
37 {
38     contractionTimer -= Time.deltaTime;
39     if (contractionTimer <= 0)
40     {
41
42         isContracted1 = false;
43         isContracted2 = false;
44         Debug.Log("Contracción finalizada.");
45     }
46 }

```

Tal y como se muestra en el anterior código, para la detección de la Prehension (Señal 1 - Musculo Flexor Radial del Carpo), si el pico máximo calculado en la ventana de la señal supera el umbral de esta, se cambiara la variable booleana de control a True durante medio segundo, para que el control del jugador pueda recibirla y que el Dinosaurio salte correctamente. Sin embargo, para evitar activaciones consecutivas no deseadas (rebotes)

que podrían ocurrir debido a la calidad variable de la señal o a la detección de múltiples picos dentro de la ventana, se implementa una restricción que impide que otro salto se active hasta que haya pasado al menos un segundo desde la última contracción detectada.

Al igual que la anterior caso, para la detección de la Pinza (Señal 2 - Músculo Cubital del Carpo), si el pico máximo calculado en la ventana de la señal supera el umbral de esta, se cambiara la variable booleana de control a True durante medio segundo, para que el control del jugador pueda recibirla y que el Dinosaurio se agache correctamente. Sin embargo, esta señal tiene mas restricciones que deben cumplirse para su detección:

- Contracción en la Señal 1: para evitar conflictos entre señales debido a su semejanza , se asegura que el valor máximo de la ventana móvil de la Señal 1 no haya superado su umbral, lo que previene que ambas variables booleanas se activen simultáneamente.
- Umbral Superior: la detección de esta señal también tiene un umbral superior fijado en 35, lo que evita filtra posibles artefactos o señales no deseadas por la activación de la Señal 1.
- Contracciones consecutivas: para evitar activaciones consecutivas no deseadas (rebotes) que podrían ocurrir debido a la calidad variable de la señal o a la detección de múltiples picos dentro de la ventana, se implementa una restricción que impide que otro salto se active hasta que haya pasado al menos un segundo desde la última contracción detectada.
- Verificación de Descenso: tras alcanzar el pico maximo calculado, los siguientes valores de la ventana deben mostrar un comportamiento descendente lo que sugiere que la contracción se ha realizado de forma natura y no son artefactos. Para ello se ha creado la siguiente función:

```

1     bool HasDescendingValuesAfterPeak(Queue<int> signal, int peak)
2     {
3         bool peakReached = false;
4         int descendingCount = 0;
5         int lastValue = peak;
6
7         foreach (var value in signal)
8         {
9             if (value == peak)
10             {
11                 peakReached = true;
12                 continue;
13             }
14
15             if (peakReached)
16             {
17                 if (value < lastValue)
```

```

18     {
19         descendingCount++;
20         if (descendingCount >= 5)
21         {
22             return true; // Hay al menos 5 valores que
23             descienden
24         }
25     else
26     {
27         descendingCount = 0; // Resetear si un valor
28         no es descendente
29     }
30
31     lastValue = value;
32 }
33
34 return false; // No se encontraron 5 valores descendentes
35 }
```

Con la implementación de estas restricciones, se logra un control preciso y funcional que permite llevar a cabo el entrenamiento del paciente de manera efectiva. Esto asegura que las interacciones del paciente con el sistema sean confiables, reflejando fielmente sus movimientos musculares y facilitando un proceso de rehabilitación más fiable y eficiente.

#### 4.4.3. Evaluación del Progreso del Protocolo Entrenamiento

La evaluación del progreso del entrenamiento es una parte fundamental del proceso de rehabilitación, especialmente en contextos donde el videojuego se utiliza como herramienta terapéutica, ya que debe proporcionar la información necesaria a el personal sanitario del progreso del paciente, así como ser una herramienta motivacional para el paciente para intentar lograr superarse, tal y como se explico en la Sección 3.4.

Durante el desarrollo y diseño del juego, también se implementó una IU que aparece durante todo el videojuego, que permite a el paciente visualizar su desempeño durante la sesión mediante las siguientes métricas seleccionadas:

- **Score:** se trata de la puntuación acumulado durante la sesión. A medida que el jugador avanza en el juego, esta métrica aumenta, reflejando tanto la duración de su supervivencia como la velocidad con la que se desplaza. El resultado del juego, similar al del clásico Dino Chrome, puede tener un impacto positivo en la experiencia del paciente al hacer que la actividad se sienta más como un juego y menos como

una tarea de rehabilitación. Este enfoque lúdico ayuda a que el paciente se sienta menos presionado, lo que puede fomentar mejores resultados al permitirle concentrarse en superar su propio resultado, como lo haría en un juego convencional.

- **Timer:** se trata de un temporizador que muestra el tiempo total del dinosaurio antes de la colisión. Esta métrica nos proporciona información sobre el tiempo total que el usuario ha mantenido un control muscular efectivo, lo que es un indicador positivo en la coordinación muscular y resistencia para el uso de prótesis mioeléctricas.
- **Contadores de Prehensión y Pinza:** durante cada sesión de juego, se registran cuántas veces el jugador ha realizado correctamente los movimientos de prehensión y pinza. Estos contadores se muestran en la pantalla para que el jugador pueda ver cuántas veces ha ejecutado cada acción, además de la capacidad de consistencia y precisión en la ejecución de estos, permitiendo mejorar la destreza de estos en base a los resultados.

Además de las estadísticas actuales mostradas en la parte derecha superior, a su izquierda se muestra en escena de la Figura 4.20 la mejor puntuación alcanzada en todas las sesiones previas, una vez que el Dinosaurio colisiona con un objeto y aparece la pantalla de Game Over. Este marcador de mejor récord permanece visible para que el jugador pueda compararlo con su rendimiento actual, actuando como una métrica motivadora que incentiva al jugador a superar su propio récord, promoviendo un enfoque en la mejora continua. Este tipo de gamificación es muy efectivo para mantener al usuario comprometido con el juego y, por extensión, con su entrenamiento. Cada vez que un jugador supera su mejor puntuación, experimenta un sentido de logro, lo que refuerza su motivación para seguir jugando y mejorando.



Fig. 4.20. Tercera Escena - Resultados

En conjunto, la visualización de estas estadísticas y la inclusión de un marcador de mejor puntuación no solo permiten una evaluación objetiva del progreso por parte del personal sanitario, sino que también añaden un componente motivacional significativo. Este sentimiento de logro, refuerza a el paciente a seguir jugando y en consecuencia a enfocarse en su rehabilitación, además de ayudarle a establecerse metas personales y a sentirse recompensado por su progreso continuo.

Todas estas métricas obtenidas en cada uno de los intentos serán guardadas en distintos ficheros en la subcarpeta de la sesión del paciente, para poder una evaluación del progreso del paciente así como posteriores análisis o investigaciones.

## 5. RESULTADOS

En este apartado se presentan los resultados obtenidos tras el diseño e implementación del protocolo de entrenamiento pre-protésico mediante electromiografía de superficie, utilizando videojuegos como herramienta en pacientes amputados de extremidad superior. Durante todo su desarrollo, se validaron exhaustivamente los objetivos, realizando las investigaciones y ajustes necesarios para asegurar que los resultados obtenidos fueran sólidos y de utilidad práctica.

Para evaluar la efectividad del protocolo una vez finalizado, se realizó una prueba práctica con un sujeto, documentando todo el proceso mediante la grabación de un vídeo, con el objetivo de visualizar su efectividad y potencial aplicación en el contexto de rehabilitación.

En la Figura 5.1 se presentan la representación de las señales durante la escena de colocación y calibración de los electrodos, utilizando el dispositivo que fue creado durante su desarrollo.

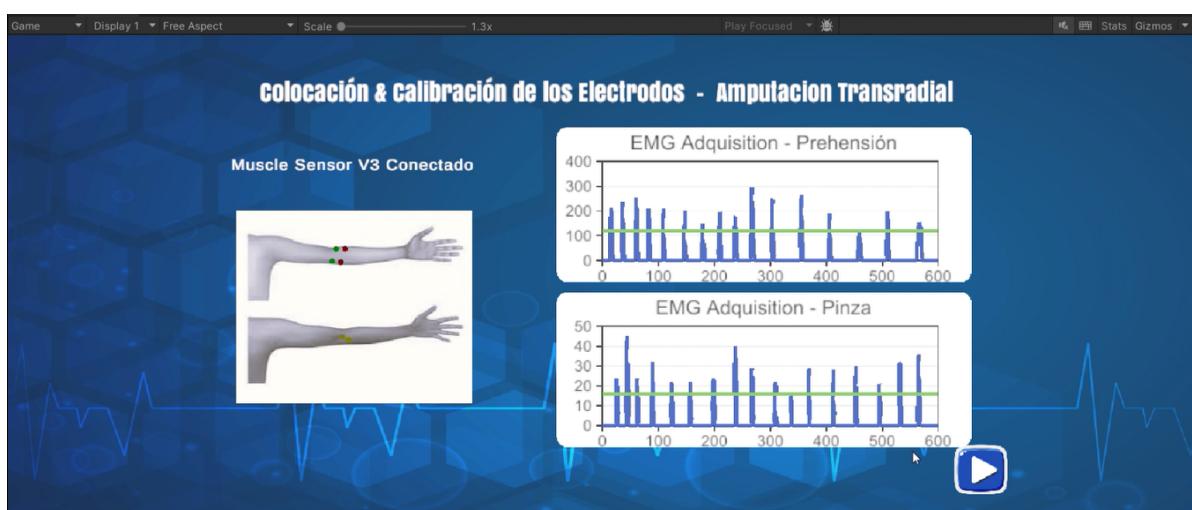


Fig. 5.1. Resultados - Adquisición Señales

Gracias a el estudio e investigación de la biomecánica de las estructuras músculo-esqueléticas, se pudieron detectar los músculos objetivo Flexor Radial del Carpo y Flexor Cubital de Carpo que realizan los movimientos de prehensión y extensión de la mano respectivamente. Esto permitió que tras el desarrollo de nuestro prototipo de adquisición de señales de EMG se obtuviera una correcta adquisición de las señales correspondientes a la realización de estos movimiento, confirmándose a través de su ilustración en las gráficas, la activación efectiva de los potenciales de acción al contraer estos músculos.

En la Figura 5.2 y la Figura 5.3 se muestra como el sujeto realiza los movimientos de pinza y prehensión como entrenamiento durante el videojuego.

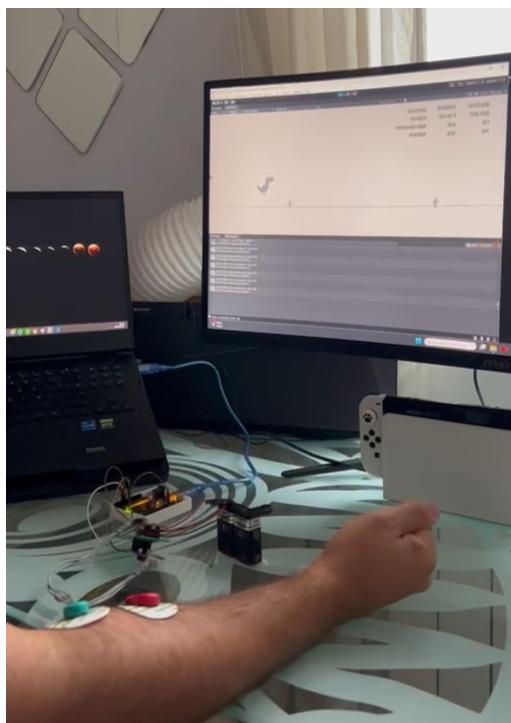


Fig. 5.2. Resultado - Prehensión



Fig. 5.3. Resultado - Pinza

Esto fue posible gracias al exhaustivo análisis y estudio de las señales realizado durante la implementación, lo que permitió adquirir un profundo conocimiento sobre ellas. A pesar de las limitaciones en la calidad de los sensores, que al ser dispositivos de bajo coste suelen presentar más interferencias, se logró un control efectivo del videojuego utilizando estas señales, al implementar mas restricciones para evitar movimientos no deseados en el juego por la presencia de artefactos.

Además, todos los datos de la evaluación de la amputación del paciente, así como los datos asociados a las sesiones de entrenamiento, como los umbrales y resultados obtenidos, han sido guardados en carpetas ya que en un futuro tras su implementación estos podrán ser usados para su posterior evaluación o la realización de investigaciones para su mejora.

Como conclusión de la prueba realizada con el sujeto, los resultados obtenidos son alentadores y sugieren que este enfoque de entrenamiento pre-protésico tiene un gran potencial para sentar las bases de futuras rehabilitaciones más efectivas y atractivas. El uso de videojuegos combinado con la electromiografía de superficie no solo facilita el control de prótesis mioeléctricas, sino que también ofrece una experiencia de rehabilitación más interactiva y motivadora para los pacientes. Este método podría revolucionar la forma en que se abordan las terapias para amputados, haciendo el proceso de adaptación a las prótesis más accesible y estimulante.

## 6. CONCLUSIONES

El objetivo principal de este proyecto consistía en el desarrollo de un protocolo de entrenamiento preprotésico innovador basado en el uso de un videojuego interactivo que, a través de la medición de la actividad electromiográfica de los músculos objetivos, permita evaluar la capacidad de personas con amputaciones trasradiales para adaptarse al uso de prótesis mioeléctricas.

Para lograrlo, se llevaron a cabo los siguientes objetivos secundarios:

- Estudio y evaluación de la biomecánica y anatomía de amputaciones en miembros superiores.

Gracias ha la realización de una profunda búsqueda y análisis, se ha proporcionando una base sólida para comprender las estructuras musculoesqueléticas implicadas en los movimientos de las ABVD. Este estudio ha permitido comprender como en función del tipo de amputación, en concreto transradiales/antebrazo, hay un gran impacto en la capacidad de realizar estos movimientos, siendo esencial la preservación y entrenamiento de los músculos objetivo para garantizar una funcionalidad básica del antebrazo mediante el control de prótesis mioeléctricas.

- Protocolo de adquisición de señales electromiográficas en miembros superiores.

El conocimiento teórico adquirido, ha permitido establecer un método riguroso y preciso para la medición de la actividad muscular, permitiendo personalizar el proceso de rehabilitación. Teniendo unas directrices claras sobre los procedimientos a seguir para la colocación de los electrodos, así como para la adquisición de señales de los músculos objetivo, se garantiza que estos sean monitorizados adecuadamente en función del tipo de amputación. Esto permite obtener datos precisos y fiables, además de asegurar que los movimientos relevantes sean detectados de manera efectiva.

- Diseño del dispositivo de adquisición de señales electromiográficas.

Pese a los desafíos técnicos encontrados en el desarrollo de este objetivo, se consiguió establecer una arquitectura funcional y adaptable de adquisición de señales mioeléctricas, con el uso de sensores menos sofisticados. Tras la identificación los componentes y su posterior conexión, se pudo comprobar como se preservó tanto la funcionalidad como la compatibilidad requeridas, asegurando que el sistema cumpliera con los estándares de rendimiento necesarios.

- Adquisición y análisis de señales electromiográficas.

Se ha podido establecer umbrales precisos para los movimientos de manipulación con los músculos objetivo seleccionados, utilizando técnicas de rectificación y suavizado de señales para mejorar la calidad de los datos. Los resultados obtenidos

demuestran que los umbrales calculados permiten distinguir claramente entre la actividad muscular de reposo y las contracciones significativas, adaptándose a las características individuales de cada paciente, para su posterior uso.

- Diseño de la guía de interfaz de usuario del videojuego para el entrenamiento pre-protésico.

Tras el diseño de las UI, se han podido crear una guía accesible y fácil de seguir, que, independientemente del nivel de conocimiento médico de los usuarios, permite una evaluación, colocación y visualización de los datos y dispositivos necesarios para poder llevar a cabo un entrenamiento individualizado para cada paciente.

- Desarrollo y control del videojuego interactivo con señales electromiográficas.

Se ha diseñado y desarrollado un videojuego enfocado en la rehabilitación, que combina elementos lúdicos con objetivos terapéuticos. A través de este juego, se han implementado mecánicas de control precisas y funcionales que aseguran que las acciones en el juego reflejen fielmente los movimientos musculares del paciente, garantizando así un proceso de rehabilitación motivador y eficiente.

- Evaluación del protocolo de entrenamiento pre-protésico.

Se han establecido métricas claras que permiten una evaluación objetiva por parte del personal sanitario. Además, su visualización durante el juego añade un componente motivacional, reforzando al paciente por seguir jugando y en consecuencia a enfocarse en su rehabilitación.

En conclusión, el objetivo principal planteado en este Trabajo Fin de Máster se ha cumplido con un alto grado de satisfacción, a pesar de las limitaciones derivadas del uso de dispositivos de bajo coste. Se ha logrado desarrollar un protocolo innovador que incorpora nuevas tecnologías, haciendo más accesibles estas terapias a las personas con menos recursos y aumentando la motivación de los pacientes en el proceso de rehabilitación.

## 7. LÍNEAS FUTURAS

El desarrollo del presente protocolo de entrenamiento pre-protésico ha sentado las bases para un avance significativo en la rehabilitación de personas con amputaciones transradiales, utilizando la innovación tecnológica y accesible como eje central. No obstante, este trabajo también abre un vasto campo de posibilidades para futuras investigaciones y desarrollos, orientados a perfeccionar y expandir los beneficios obtenidos.

Las líneas futuras que se proponen a continuación tienen como objetivo no solo mejorar la precisión y eficacia del protocolo actual, sino también adaptar y diversificar su aplicación para responder a las necesidades de un espectro más amplio de usuarios.

- La implementación de técnicas avanzadas como la Descomposición en Valores Singulares (SVD) y modelos basados en factores bayesianos permitiría una identificación más precisa de los movimientos musculares. Esto resultaría en una personalización más efectiva del entrenamiento, ajustando el sistema a las necesidades específicas de cada usuario.
- La adaptación del protocolo a otros tipos de amputaciones funcionales de miembros superiores; como la desarticulación de la muñeca, del codo o amputación del brazo/transhumeral, permitirá ampliar la aplicabilidad de este protocolo.
- El desarrollo de videojuegos con distintas temáticas, niveles de complejidad e interactividad, que se adapten a diferentes grupos demográficos, permitiría atender las preferencias y necesidades de usuarios de distintas edades y contextos culturales.
- La implementación de realidad aumentada y virtual ofrece un gran potencial para hacer el entrenamiento más inmersivo y realista, permitiendo a los usuarios practicar con prótesis en entornos simulados que mejoran su imagen física.
- Uso de sensores más avanzados y cómodos, como los Trigno Avanti, que podrían proporcionar mediciones más precisas.

Además, sería esencial evaluar el protocolo con pacientes en entornos hospitalarios para identificar posibles mejoras basadas en su feedback, así como si efectividad e índice de satisfacción. Sin embargo, debido a la falta de recursos y tiempo, esta fase no pudo llevarse a cabo en el presente proyecto.

## 8. PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO

La planificación seguida para la elaboración de las tareas realizadas durante este Trabajo Fin de Máster se puede observar en el siguiente Figura 8.1.



Fig. 8.1. Diagrama de Gantt

Respecto a el presupuesto destinado a la realización de este proyecto, tal como se ha detallado en la Sección 4.2.1, se selecciono cada dispositivo de adquisición priorizando aquellos que ofrecían el menor costo posible sin comprometer la funcionalidad necesaria de adquisición de señales de EMG. A continuación, se presenta la Tabla 8.1 que resume el costo total, así como el desglose de cada uno de los artículos comprados.

Artículo	Cantidad	Precio Unitario (EUR)	Total (EUR)
AZDelivery Jumper Wire	1	6,99	6,99
Warrios 4X Pilas 9V Alcalinas	1	5,99	5,99
CESFONJER 30 Piezas Conector Pila	1	7,99	7,99
Sensor muscular v3	3	44,68	134,04
50 Electrodos EMG	1	6,62	6,62
Arduino UNO R3	1	19,99	19,99
<b>Total</b>			<b>181,62</b>

TABLA 8.1. DESGLOSE DEL PRESUPUESTO DE LOS ARTÍCULOS COMPRADOS

Todos los artículos fueron adquiridos a través de Amazon<sup>9</sup>, ya que, tras realizar una exhaustiva comparativa de mercado, se determinó que esta plataforma ofrecía los precios más competitivos.

---

<sup>9</sup><https://www.amazon.es/>

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. Maduri y H. Akhondi, *Upper Limb Amputation*, [Updated 2023 Aug 8]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK540962/>.
- [2] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Travison y R. Brookmeyer, “Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 89, n.º 3, pp. 422-429, 2008. doi: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>. [En línea]. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999307017480>.
- [3] A. Mesquita Dummar, “Amputación y salud mental: una revisión sistemática,” Trabajo de Fin de Máster, Universidad de Oviedo, Oviedo, 2021.
- [4] H. Shahsavari et al., “Upper limb amputation; Care needs for reintegration to life: An integrative review,” *International Journal of Orthopaedic and Trauma Nursing*, vol. 38, p. 100773, 2020. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijotn.2020.100773>. [En línea]. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1878124119301911>.
- [5] L. Resnik, M. Borgia, S. Biester y M. A. Clark, “Longitudinal study of prosthesis use in veterans with upper limb amputation,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 45, pp. 26-35, 2021. doi: <https://doi:10.1177/0309364620957920>.
- [6] R. H. Meier y D. Melton, “Ideal Functional Outcomes for Amputation Levels,” *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, vol. 25, pp. 199-212, 2014.
- [7] P. Fitzgibbons y G. Medvedev, “Functional and Clinical Outcomes of Upper Extremity Amputation,” *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 23, 2015.
- [8] D. A. Neumann y E. E. Rowan, *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundational for Physical Rehabilitation*. Mosby, 2002, pp. 133-172.
- [9] A. Alonso Alonso et al., “Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano,” *MAPFRE MEDICINA*, vol. 13, n.º 1, A. Alonso Alonso et al., eds., 2002.
- [10] I. Galcerán Montañá, “Estudio de la funcionalidad y eficiencia en el control y uso de prótesis mioeléctrica en niños y adolescentes,” Tesis doctoral dirigida por Juan Carlos Miangolarra Page, Tesis doct., Universidad Rey Juan Carlos, Madrid, España, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://burjcdigital.urjc.es/handle/10115/14800?locale-attribute=fr>.
- [11] Miología de la Extremidad Superior, *Miología de la Extremidad Superior*, Accedido: 2024-08-13, Paradigmia, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://paradigmia.com/curso/locomotor/modulos/miologia-de-la-extremidad-superior/>.

- [12] M. E. Rodríguez-García, G. Dorantes-Méndez y M. O. M. Gutiérrez, “Desarrollo de una Prótesis para Desarticulado de Muñeca Controlada por Señales de Electromiografía,” *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 38, n.º 3, pp. 602-620, 2017. doi: [10.17488/rmib.38.3.8](https://doi.org/10.17488/rmib.38.3.8). [En línea]. Disponible en: [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0188-95322017000300602&lng=es&nrm=iso](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322017000300602&lng=es&nrm=iso).
- [13] A. Sánchez-Pérez et al., “Evaluación de un esquema de control mioeléctrico bidimensional para prótesis robóticas,” en *XL Jornadas de Automática: libro de actas*, 4-6 de septiembre de 2019, Ferrol, 2019, pp. 107-112. doi: [10.17979/spudc.9788497497169.107](https://doi.org/10.17979/spudc.9788497497169.107). [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497497169.107>.
- [14] T. V. Steinbach, “Upper Limb Amputation,” *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, vol. 16, pp. 224-248, 1979.
- [15] L. Trent et al., “A narrative review: current upper limb prosthetic options and design,” *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2019. doi: <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1594403>.
- [16] F. Mereu et al., “Control Strategies and Performance Assessment of Upper-Limb TMR Prostheses: A Review,” *Sensors*, vol. 21, n.º 6, 2021. doi: [10.3390/s21061953](https://doi.org/10.3390/s21061953). [En línea]. Disponible en: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/6/1953>.
- [17] J. L. Brito, D. Cusco, M. X. Quinde y J. I. Calle, “Estudio del estado del arte de las prótesis de mano,” Español, *Ingenius. Revista de Ciencia y Tecnología*, 2013. [En línea]. Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=505554814008>.
- [18] C. A. Q. Burgos, “Diseño y construcción de una prótesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres,” Tesis de Maestría, Universidad del Cauca, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, 2010.
- [19] T. J. Bates, J. R. Fergason y S. N. Pierrie, “Technological Advances in Prosthetic Design and Rehabilitation Following Upper Extremity Limb Loss,” *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 13, pp. 485-493, 2020. doi: <https://doi.org/10.1007/s12178-020-09656-6>.
- [20] Y. Carretero Serrano. “Las diferentes configuraciones de la mano para el agarre y la manipulación (Parte I).” Accedido: 2024-08-05. (jul. de 2020), [En línea]. Disponible en: <https://rhbneuromad.com/2020/07/02/nuevo-articulo-las-diferentes-configuraciones-de-la-mano-para-el-agarre-y-la-manipulacion-parte-i/>.
- [21] EMAlbacete. “Las pinzas más usadas en las actividades de la vida diaria.” Accedido: 2024-08-05. (2020), [En línea]. Disponible en: <https://emalbacete.es/pinzas-mas-usadas-en-las-actividades-de-la-vida-diaria/>.

- [22] J. Villamizar Pinzón, R. Padilla Mayorga y G. Cabrera Hurtado, “Brazo robótico controlado por electromiografía,” *Scientia et Technica*, vol. 17, n.º 52, pp. 165-170, 2012.
- [23] E. Guzmán-Muñoz y G. Méndez-Rebolledo, “Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación,” *Salud Uninorte*, vol. 34, n.º 3, pp. 753-765, 2018, Accedido: 2024-08-14. [En línea]. Disponible en: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0120-55522018000300753](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-55522018000300753).
- [24] J. Merino Pérez y M. J. Noriega Borge. “Fisiología del Músculo - Tema 10, Bloque II.” Accedido: 2024-08-05. (), [En línea]. Disponible en: <https://ocw.unican.es/pluginfile.php/715/course/section/397/Tema%252010-Bloque%2520II-Fisiologia%2520del%2520Musculo.pdf>.
- [25] J. I. Gómez Angarita, “La electromiografía: un acercamiento al concepto fisiológico, la construcción de un equipo electromiográfico con registro no invasivo; y la resistencia galvánica de piel como método de relajación muscular,” Accedido: 2024-08-05, Tesis doct., Universidad Tecnologica de Pereira, 2009.
- [26] M. E. Rodriguez-Garcia, G. Dorantes-Mendez y M. O. Mendoza Gutierrez, “Desarrollo de una Prótesis para Desarticulado de Muñeca Controlada por Señales de Electromiografía,” *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 38, n.º 3, pp. 602-620, 2017, Accedido: 2024-08-14. doi: [10.17488/rmib.38.3.8](https://doi.org/10.17488/rmib.38.3.8). [En línea]. Disponible en: [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0188-95322017000300602&lng=es&nrm=iso](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322017000300602&lng=es&nrm=iso).
- [27] D. Inc., *Trigno Wireless Biofeedback System: User’s Guide*, Accedido: 2024-08-14, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://delsys.com/downloads/USERSGUIDE/MAN-031-1-7%20Trigno%20Wireless%20Biofeedback%20System.pdf>.
- [28] A. Technologies, *MyoWare v2 Advanced Guide*, Accedido: 2024-08-14, 2022. [En línea]. Disponible en: [https://cdn.sparkfun.com/assets/learn\\_tutorials/1/9/5/6/MyoWare\\_v2\\_AdvancedGuide-Updated.pdf](https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/1/9/5/6/MyoWare_v2_AdvancedGuide-Updated.pdf).
- [29] A. Technologies, *Muscle Sensor v3 User’s Manual*, Accedido: 2024-08-14, 2013. [En línea]. Disponible en: <https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Sensors/Biometric/Muscle%20Sensor%20v3%20Users%20Manual.pdf>.
- [30] A. Jaume i Capó, J. Varona Gómez, G. Moyà Alcover y F. J. Perales López, “Rehabilitación motivacional basada en la utilización de serious games,” *Virtual Archaeology Review*, vol. 4, n.º 9, pp. 167-173, 2013. doi: [10.4995/var.2013.4270](https://doi.org/10.4995/var.2013.4270). [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.4995/var.2013.4270>.
- [31] E. Martínez. “Videojuegos para la rehabilitación.” Accedido: 2024-08-05. (2024), [En línea]. Disponible en: <https://www.salud.mapfre.es/enfermedades/tecnologicas/videojuegos-para-la-rehabilitacion/>.
- [32] K. Fuerte. “¿Qué son los serious games?” Consultado: 13 de agosto de 2024, Observatorio de Innovación Educativa. (2018), [En línea]. Disponible en: <https://observatorio.tec.mx/edu-news/que-son-los-serious-games/>.

- [33] A. I. Ledo Rubio, J. J. de la Gándara Martín, I. García Alonso y R. Gordo Seco, “Videojuegos y Salud Mental: De la adicción a la rehabilitación,” *Revista Iberoamericana de Psicosomática*, n.º 117, pp. 72-83, 2016.
- [34] J. A. Leyva Regalón e I. Mayol Céspedes, “Los juegos serios en el entrenamiento y la rehabilitación cognitiva,” *Revista Cubana de Informática Médica*, vol. 11, n.º 2, pp. 140-157, 2019, Accedido: 2024-08-13. [En línea]. Disponible en: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1684-18592019000200140](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1684-18592019000200140).
- [35] C. D. Viracocha Suntaxi, V. Proañoa y P. Morenoa, “Diseño e implementación de un Serious Games con técnicas de inteligencia artificial para el diseño de un curso interactivo 3D de introducción a Unity,” *Latin American Journal of Science Education*, 2018, Consultado: 13 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: [https://www.lajse.org/may19/2019\\_12041.pdf](https://www.lajse.org/may19/2019_12041.pdf).
- [36] Y. M. Battellini. “El uso de la Gamificación y Serious Games como herramientas útiles para mejorar la adherencia del paciente a los programas de rehabilitación virtual.” Accedido: 2024-08-13, Hospital Italiano de Buenos Aires. (2022), [En línea]. Disponible en: <https://www.hospitalitaliano.org.ar/#!/home/mis/noticia/148463>.
- [37] C. López Cabarcos, *Rehabilitación del amputado de miembro superior*, <https://andade.es/dra-celia-lopez-cabarcos/item/rehabilitacion-del-amputado-de-miembro-superior>, Accessed: 2024-08-05, 2009.
- [38] ASEPEYO. “Nuevo artículo sobre la utilidad de la prótesis mioléctrica de antebrazo en pacientes amputados transradiales.” Accedido: 2024-08-05. (2020).
- [39] Y. Govantes Bacallao, C. J. Alba Gelabert y A. Arias Cantalapiedra, “Rehabilitación integral en pacientes con enfermedades cardiovasculares,” *Revista Cubana de Medicina Física y Rehabilitación*, vol. 8, n.º 1, pp. 33-43, 2016, Accedido: 2024-08-05.
- [40] J. L. Quispe Monar, “Rehabilitación fisioterapéutica en el adulto con prótesis transradial,” Accedido: 2024-08-05, Universidad Nacional de Chimborazo, Riobamba, Ecuador, 2022.
- [41] *DELSYS Technical Note 101: EMG Sensor Placement*, Accedido: 2023-09-24, DELSYS, s/f. [En línea]. Disponible en: <https://delsyseurope.com/downloads/TECHNICALNOTE/101-emg-sensor-placement.pdf>.
- [42] *Colocación de los Electrodos*, Accedido: 2024-08-17, eFisioterapia, 2023. [En línea]. Disponible en: [https://www.efisioterapia.net/tienda/blog/colocacion\\_de\\_los\\_electrodos.html](https://www.efisioterapia.net/tienda/blog/colocacion_de_los_electrodos.html).

## A. CÓDIGO IDE ARDUINO - 1

```
1 void setup() {
2     // Inicia la comunicación serie para monitorear las lecturas
3     Serial.begin(9600);Serial.println("Señal_1\tSeñal_2");
4
5 }
6
7 void loop() {
8     // Lee el valor del sensor EMG en los pines A0 y A1
9     int emgSignalA0 = analogRead(A0); // Flexor Cubital del Carpo
10    int emgSignalA1 = analogRead(A1); // Flexor Radial del Carpo
11
12    // Imprime las señales en el formato adecuado para el Serial
13    Plotter
14    Serial.print(emgSignalA0);
15    Serial.print(" ");
16    Serial.println(emgSignalA1);
17
18    // Pequeña pausa antes de la siguiente lectura
19    delay(100);
20 }
```

## B. CÓDIGO IDE ARDUINO - 2

```
1 const int sensorPin1 = A0; // Flexor Cubital del Carpo
2 const int sensorPin2 = A1; // Flexor Radial del Carpo
3 const int numSamples = 10; // Muestras para la media móvil
4 int rawValues1[numSamples]; // Muestras de Prehensión
5 int rawValues2[numSamples]; // Muestras de Pinza
6 int currentIndex1 = 0; // Array para Prehensión
7 int currentIndex2 = 0; // Array Valores Pinza
8 float smoothedValue1 = 0; // Valor suavizado para Prehensión
9 float smoothedValue2 = 0; // Valor suavizado para Pinza
10 float threshold1 = 0; // Umbral Prehensión
11 float threshold2 = 0; // Umbral Pinza
12
13 unsigned long startTime = 0;
14 const unsigned long ignoreTime = 5000; // Ignorar los primeros
15      5 segundos
16 const unsigned long captureTime = 60000; // Tiempo para capturar
17      el umbral (1 minuto)
18
19 // Variables para el cálculo de media y desviación estándar
20 float sum1 = 0, sum2 = 0;
21 float sumSq1 = 0, sumSq2 = 0;
22 int sampleCount1 = 0, sampleCount2 = 0;
23
24 void setup() {
25     Serial.begin(9600);
26     Serial.println("Señal_Raw1\tSeñal_Smooth1\tThreshold1\
27                     \tSeñal_Raw2\tSeñal_Smooth2\tThreshold2");
28     startTime = millis();
29 }
30
31 void loop() {
32     // Leer los valores brutos de los sensores
33     int rawValue1 = analogRead(sensorPin1);
34     int rawValue2 = analogRead(sensorPin2);
35
36     // Añadir la nueva muestra y quitar la más antigua
37     rawValues1[currentIndex1] = rawValue1;
38     rawValues2[currentIndex2] = rawValue2;
39     currentIndex1 = (currentIndex1 + 1) % numSamples;
40     currentIndex2 = (currentIndex2 + 1) % numSamples;
41
42     // Calcular la media móvil para ambas señales
43     float total1 = 0, total2 = 0;
44     for (int i = 0; i < numSamples; i++) {
45         total1 += rawValues1[i];
46         total2 += rawValues2[i];
47     }
48
49     smoothedValue1 = total1 / numSamples;
50     smoothedValue2 = total2 / numSamples;
51
52     if (smoothedValue1 > threshold1) {
53         // Acciones para prehensión
54     }
55     if (smoothedValue2 > threshold2) {
56         // Acciones para pinza
57     }
58 }
```

```

43     total2 += rawValues2[i];
44 }
45 smoothedValue1 = total1 / numSamples;
46 smoothedValue2 = total2 / numSamples;
47
48 // Solo capturar datos después de los primeros 5 segundos
49 if (millis() - startTime > ignoreTime && millis() - startTime
50     <= captureTime) {
51     sum1 += smoothedValue1;
52     sum2 += smoothedValue2;
53     sumSq1 += smoothedValue1 * smoothedValue1;
54     sumSq2 += smoothedValue2 * smoothedValue2;
55     sampleCount1++;
56     sampleCount2++;
57 }
58
59 // Fijar los umbrales después de 1 minuto
60 if (millis() - startTime > captureTime + ignoreTime) {
61     if (!threshold1) {
62         float mean1 = sum1 / sampleCount1;
63         float variance1 = (sumSq1 / sampleCount1) - (mean1 * mean1
64             );
65         float stddev1 = sqrt(variance1);
66
67         // Establecer el umbral como la media más 2 desviaciones
68         // estándar
69         threshold1 = mean1 + 2 * stddev1;
70     }
71     if (!threshold2) {
72         float mean2 = sum2 / sampleCount2;
73         float variance2 = (sumSq2 / sampleCount2) - (mean2 * mean2
74             );
75         float stddev2 = sqrt(variance2);
76
77         // Establecer el umbral como la media más 2 desviaciones
78         // estándar
79         threshold2 = mean2 + 2 * stddev2;
80     }
81 }
82
83 // Comparar con los umbrales para detectar contracción
84 bool isContracted1 = smoothedValue1 > threshold1;
85 bool isContracted2 = smoothedValue2 > threshold2;
86
87 // Enviar los valores al Monitor Serial con etiquetas claras
88 Serial.print(rawValue1);
89 Serial.print("\t");
90 Serial.print(smoothedValue1);
91 Serial.print("\t");
92 Serial.print(threshold1);
93 Serial.print("\t");

```

```
89     Serial.print(rawValue2);
90     Serial.print("\t");
91     Serial.print(smoothedValue2);
92     Serial.print("\t");
93     Serial.println(threshold2);
94
95     // Indicar contracción detectada
96     if (isContracted1) {
97         Serial.println("Prehension = true");
98     }
99     if (isContracted2) {
100        Serial.println("Pinza = true");
101    }
102
103    // Espera 100 milisegundos antes de la siguiente lectura
104    delay(100);
105 }
```