

Diseño de un ambiente virtual para entrenamiento muscular de pacientes con una amputación transradial que capta señales electromiográficas

Cancino Escobar Carlos Andrés (sexto semestre en Ingeniería en Sistemas Computacionales)^{1,*}, Cruz Mendoza Carlos Emilio (sexto semestre en Ingeniería Mecatrónica)¹, Hernández Ortega José Miguel (sexto semestre en Ingeniería Biomédica)¹, Nuñez Alonso Nabila (sexto semestre en Ingeniería Biomédica)¹, Morúa

Álvarez Nora del Rocío (profesora responsable)¹.

¹Universidad Iberoamericana Puebla, San Andrés Cholula, Puebla, México

Resumen

Los usuarios de prótesis controladas por contracciones musculares o prótesis mioeléctricas (PM), reportan que son difíciles de usar y en algunos casos las abandonan [1, 2]. La fase de rehabilitación es clave para fortalecer y entrenar los músculos que controlarán la prótesis. Los métodos convencionales de rehabilitación carecen de herramientas que motiven al paciente a continuar con el proceso. Una alternativa sería integrar a los programas un sistema inmersivo e interactivo con apoyo de videojuegos. El objetivo de este proyecto fue diseñar un ambiente virtual para entrenamiento muscular de pacientes con una amputación transradial captando señales electromiográficas (EMG). Primero se analizaron los requerimientos del sistema y seleccionaron las tecnologías a utilizar mediante una revisión de las existentes. Después se propuso un algoritmo para el flujo de datos, así como la comunicación entre hardware y simulador. Más adelante se compararon los tipos de control de una PM y se diseñó el algoritmo con base en una máquina de estados finitos. Por último, se seleccionó un grupo de músculos mediante un análisis de sus características y funciones, a los cuales, se les asignó una acción dentro del simulador y una actividad para su ejercitación. Como resultado, se obtuvo el diseño del simulador para una PM con tres grados de libertad para entrenamiento muscular de un amputado transradial. En un próximo proyecto se busca desarrollar el videojuego de forma que se pueda integrar a un programa de rehabilitación completo para complementar el proceso, motivar al paciente y mejorar la adaptación a su PM.

Palabras clave: ambiente virtual, diseño, entrenamiento muscular, prótesis mioeléctrica, señales mioeléctricas.

***Autor Corresponsal:** carlos.cancino@iberopuebla.mx

Introducción

En México existen cerca de 935 000 personas que presentan alguna amputación, de las cuales se estiman alrededor de 100 000 casos nuevos anualmente [3], donde una de cada diez recibe una rehabilitación y sólo 30% usa correctamente su prótesis [4].

Una amputación es un proceso quirúrgico en el que se extirpa de forma parcial o total un miembro del cuerpo, dejando una extremidad resultante llamada muñón [5]. Se clasifican por segmento inferior y superior, dentro de las superiores encontramos a las amputaciones transradiales, las cuales se dan por debajo de la articulación del codo y dependiendo del nivel al que se realice será el rango de movimientos que tendrá el paciente en el muñón [6].

Después de una amputación se busca compensar el miembro faltante con una prótesis. Según la Organización Mundial de la Salud, las prótesis son dispositivos que reemplazan de forma total o parcial una parte de un miembro faltante [7]. Existen tres tipos de prótesis: las cosméticas, mecánicas y mioeléctricas. El proyecto se centrará en las PM, las cuales son controladas mediante EMG creadas en la musculatura residual [1]. Estas prótesis utilizan un sistema de control sofisticado, ya que requieren un comando preciso del usuario para su funcionamiento [8], en otras palabras, el paciente debe ser capaz de activar un músculo sin activar otro para evitar movimientos prostéticos no intencionales [9].

Debido a esto los usuarios de una PM reportan que son difíciles de usar [1] y la mayoría abandona su uso al cabo de

un tiempo por dificultades de control, fatiga muscular y poca motivación para practicar el control del dispositivo [2]. Lo cual retrasa el proceso de uso de esta herramienta en las actividades de la vida diaria (AVD) de la persona amputada [10] y su integración en la sociedad.

Previo al uso de una prótesis el paciente debe realizar una rehabilitación adecuada, ya que se presentan ciertas complicaciones después de una amputación, como lo es una atrofia muscular y consecuentemente una disminución de la fuerza. En esta etapa se le brindan al paciente las herramientas e información necesaria para tener un manejo y cuidado adecuado de su muñón, así como una correcta rehabilitación y entrenamiento muscular [5]. Esta última se enfocada en ejercitar y/o entrenar zonas en específico con el objetivo de mejorar su funcionamiento [11].

Aunque el programa de rehabilitación estándar ofrece beneficios de fortalecimiento directos, su principal defecto es la falta de motivación para seguirlo. Además, los pacientes pueden desarrollar depresión postraumática por el shock que causa en el individuo la pérdida del miembro y de su autonomía, lo que reduce aún más su voluntad para su rehabilitación [10].

Por otro lado, estudios reportan que una rehabilitación acompañada de juegos de realidad virtual (RV) demuestran una menor demanda física, esfuerzo, frustración y un aumento de motivación del paciente en comparación a otros métodos de rehabilitación [12]. Una prueba realizada en 2021 demostró que las plataformas de RV con la implementación de videojuegos, proporcionan a los

amputados una técnica interactiva e inmersiva que incrementa su coordinación muscular y control general, donde los participantes mostraron una mejora en las habilidades motoras finas [2], evidenciando la utilidad de la implementación de estas tecnologías para el entrenamiento previo a recibir una prótesis y así mejorar sus habilidades en un entorno real para realizar sus AVD.

Por otra parte, en México adquirir una prótesis de este tipo se complica debido a que únicamente se puede lograr a través de una empresa internacional llamada Ottobock, una de las tecnologías que ofrece es PAULA, acrónimo para Prosthetist's Assistant for Upper Limb Architecture, un simulador con actividades dedicadas al entrenamiento previo al uso de la PM, sin embargo, este tipo de tecnologías aún son escasas en México y no se encuentran al alcance de la mayoría, principalmente debido a los precios, según una ingeniera biónica [13].

El sistema muscular está compuesto por músculos esqueléticos que son controlados voluntariamente, estos se unen al hueso permitiendo su movimiento y estabilización. Tener un entendimiento de la anatomía de los músculos ayuda a comprender como se genera el movimiento normal, lo cual es relevante cuando se trata con pacientes que han sufrido alteraciones en su patrón de movilidad física [14]. En este caso se dio un enfoque a los músculos del antebrazo, los cuales se encargan de mover la muñeca, la mano y los dedos. Las EMG se generan en un rango de frecuencia de 20Hz a 1KHz y tienen una amplitud entre 100 pV y 10mV [15]. Estas señales son captadas por electrodos colocados en la superficie de la piel, amplificadas y utilizadas como señales de control para los componentes funcionales de la prótesis [16]. El principio de funcionamiento de una PM se podría clasificar en forma general como se muestra a continuación en la Figura 1.

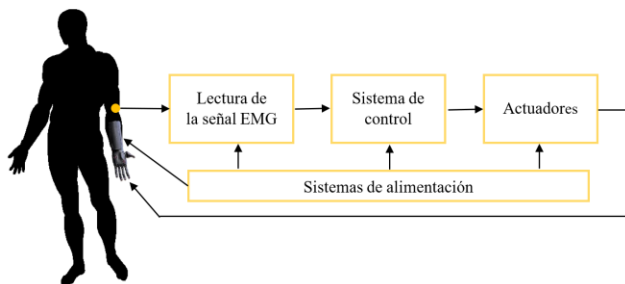


Fig. 1. Principio de una PM. [17].

Por otro lado, la realidad mixta (MR) es un término que engloba todo concepto que involucre la interacción de la realidad con lo virtual. La realidad hace alusión a la construcción de nuestro entorno por medio de nuestros sentidos y la virtualidad ofrece a un individuo representaciones de conceptos, fenómenos, incluso sistemas y mecanismos más complejos creados de manera tangible e intangible con ayuda de cómputo [18].

Al momento de diseñar un sistema es importante centrarse en el usuario y poder satisfacer sus necesidades para ello el área de Interacción Humano-Computadora (HCI) busca poder diseñar, evaluar e implementar sistemas computacionales intuitivos. Para ello se procura entender

como un usuario manipula el sistema y posteriormente se analizan y determinan las interfaces (UI) que pueden ser componentes físicos y virtuales, además se toma en cuenta la satisfacción y experiencia del usuario (UX) dentro del sistema.

En cuanto a sistemas con un enfoque de rehabilitación, es necesario ser capaz de determinar de manera adecuada el hardware y software que se ocupará centrándose en el usuario, basándose en los siguientes cuatro pasos, los cuales se complementan con la Figura 2:

1. Consideraciones para el grupo de usuarios meta
2. La plataforma para el despliegue del software
3. El contenido que el sistema ofrecerá
4. La manera que el usuario tendrá para interactuar

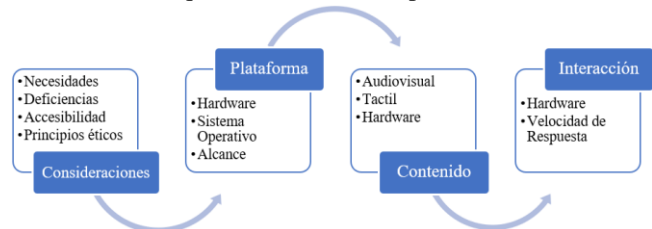


Fig. 2. Proceso para la determinación de un sistema con MR.

Es importante asegurarse que el proyecto haya pasado por este proceso de diseño con la finalidad de verificar que el sistema priorice las necesidades clínicas frente a la utilización de nuevas tecnologías [19].

El proyecto se enfoca en el diseño de una herramienta que apoye las funciones de rehabilitación médica de candidatos aptos a una PM con una amputación transradial para recuperar e incrementar su musculatura del antebrazo. Por lo cual, el objetivo es diseñar un ambiente virtual para entrenamiento muscular de pacientes con una amputación transradial que capta EMG.

Metodología

Análisis de requerimientos del simulador con realidad mixta.

En primer lugar, se conceptualizó el sistema mediante un diagrama de arquitectura. Se propusieron las posibles tecnologías para el desarrollo. Asimismo, se clasificaron las tecnologías por subsistema al que se aplicarán.

Para la captura de señales EMG, existen sensores que captan la actividad eléctrica muscular, clasificándose en invasivos que requieren de su inserción al cuerpo y no invasivos que se mantienen fuera de él. En la tabla 1 se muestran varios tipos de sensores no invasivos y electrodos.

Para la elección del microcontrolador se tomaron en cuenta las necesidades de obtención y procesamiento de información. Se realizó una comparativa la cual se muestra en la tabla 2.

Entre los lenguajes de programación para microcontroladores se encuentran Arduino Programming Language y Python. Para el procesamiento de datos se puede integrar programas matemáticos como MATLAB o cualquier lenguaje de programación que cuente con las herramientas necesarias, permitiendo desarrollar el proyecto con una lectura en tiempo real [20].

Proponer un algoritmo para la obtención y envío de datos.

Se realizó un análisis de diferentes protocolos de comunicación locales, el cual se muestra en la tabla 3. Es común que los dispositivos tengan conexión a una red de internet, el cual se puede usar para envío de datos.

El TCP/IP es un protocolo que funciona mediante un intercambio de datos dentro de una misma red. Es compatible con hardware y software gracias al direccionamiento MAC. Además, es multiplataforma para redes medianas y grandes. No obstante, carece de identificación confiable de interfaces y su velocidad depende del enrutamiento.

Otra tecnología es LoRaWAN, la cual tiene acceso al medio por direccionamiento MAC. Se utiliza en sistemas monitoreo de sensores y actuadores. Su despliegue es sencillo por su poca configuración. Su rango es de 16 km, consume energía e interpola de las diversas redes LoRaWAN, con baja transferencia de datos y una velocidad limitada a Kbits/s.

Tabla 1: Tabla con tipos de electrodos y sensores en el mercado

Electrodos no invasivos	
Electrodos húmedos	Con gel conductor, para buena conductividad.
Electrodos secos	De un solo metal que funciona como conductor.
Electrodos activos	Cuenta con preamplificación, facilitando su procesamiento.
Electrodos pasivos	No cuentan con preamplificación.
Sensores en el Mercado	
MYOWARE 2.0	<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de entrada = 5V • Filtro pasa alta • Rectificador de onda completa
MYOBand	<ul style="list-style-type: none"> • 8 sensores • Brazaletes configurable • Compatibilidad con diferentes dispositivos • Movimientos pre calibrados

Tabla de elaboración propia con datos de [21, 22, 23]

Tabla 2 Comparación de Microcontroladores

Modelo	Memoria	Canales PWM	Puertos	Voltaje de funcionamiento	Dimensiones (mm)
Arduino Uno	2 KB SRAM	6 pines	14 puertos	+5 volts	66 x 50.8
Raspberry Pi 4 Modelo B	1 GB SDRAM	2 pines	28 puertos	+5 volts	85 x 56
Xiao Rp2040	264 KB SRAM	11 pines	11 puertos	+3.3 volts	20 x 17.5

Tabla de elaboración propia con datos de [24, 25, 26].

Tabla 3: Comparación de tipo de envío de datos

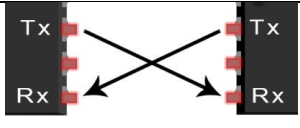

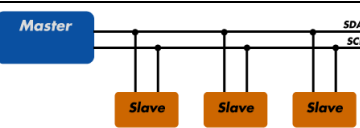
	UART	SPI	I2C
Nombre	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter	Serial Peripheral Interface	Inter-Integrated Circuit
Diagrama			
Pines	RxD: recepción TxD: transmisión	SCK: reloj MOSI: salida (maestro), entrada (esclavo). MISO: entrada (maestro), salida (esclavo). CS: selector (esclavo).	SDA: datos SCL: reloj
Velocidad	230 kbbs – 460 kbbs	10 Mbbs – 20 Mbbs	3.4 Mbbs
Distancia	15 m	Dentro de la placa	Dentro de la placa

Tabla de elaboración propia con datos de [27].

Diseñar la simulación de un brazo protésico transradial.

Para la simulación del brazo protésico, se realizó una comparación de las formas existentes para controlar una

prótesis mioeléctrica, para elegir una como base del diseño del algoritmo de recepción e interpretación de los datos. Los métodos existentes son ON / OFF, proporcional, directo, por una máquina de estados finitos (MEF), regresión lineal

(RL) o reconocimiento de patrones (RP). En la tabla 4 se encuentra la comparación de los distintos tipos de control. Su complejidad de aprendizaje se clasificó en baja, media o alta dependiendo del grado de control que se deba tener sobre la contracción, entre mayor precisión se necesite mayor será la dificultad.

Por otro lado, dentro del sistema será necesario llevar un historial que almacene información del paciente y el progreso que alcanza en cada consulta, además es necesario considerar que el sistema podrá ser usado por distintos pacientes y cada uno de ellos tendrá diferentes valores a vencer en cada músculo.

Tabla 4: Comparación entre controles de prótesis mioeléctricas

Tipo	Modo de interpretación	Comandos	Número de sensores	Complejidad de aprendizaje
ON/OFF	Superación de umbral de un músculo	Dos por sensor	Uno por movimiento	Baja
Proporcional	Amplitud de la señal recuperada	Uno por sensor	Uno por movimiento	Media
Directo	Combina información de varios músculos	$2^N \text{ de músculos} - 1$	Uno por músculo	Alta
MEF	Combinación de N. contracciones (CT)	Uno por contracción	Uno por músculo	Baja
RL	Modelos de regresión lineal sobre EMG	Control Proporcional	Uno por músculo	Media
RP	Reconocimiento de patrones musculares	Control Proporcional	Uno por músculo	Alta

Tabla de elaboración propia con datos de [28].

Determinar los ejercicios de entrenamiento.

Los músculos del antebrazo de mayor interés son los músculos superficiales, puesto que se encuentran al alcance de los electrodos. En la tabla 5 se muestra el nombre del músculo y el movimiento que provoca, por otro lado, su ubicación se representa en la figura 3. Además, se consultaron artículos sobre los músculos que se han empleado para la colocación de electrodos en PM y su movimiento, dicha revisión se muestra en la tabla 6.

Tabla 5: Músculos del antebrazo.

Músculo	Movimiento
Región anterior superficial	
Flexor radial del carpo	Flexiona y abduce la mano
Palmar largo	Flexiona débilmente la mano
Flexor cubital del carpo	Flexiona y aduce la mano
Flexor superficial de los dedos	Flexiona la mano y la falange media y proximal de cada dedo
Pronador redondo	Pronación de antebrazo
Región posterior superficial	
Braquiorradial	Flexión de antebrazo
Extensor radial largo del carpo	Extiende y abduce la mano
Extensor radial corto del carpo	Extiende y abduce la mano
Extensor de los dedos	Extiende todas las falanges de cada dedo y la mano
Extensor del meñique	Extiende la falange proximal del meñique y la mano
Extensor cubital del carpo	Extiende y aduce la mano
Supinador	Supinación de antebrazo

Tabla de elaboración propia con datos de [14].

Tabla 6: Comparación de músculos utilizados y su movimiento.

	Músculo	Movimiento
[29]	Flexor y Extensor Cubital	Aducción de muñeca
	Flexor y Extensor Radial	Abducción de muñeca
	Flexor Radial y Cubital	Flexión de muñeca
	Extensor Radial y Cubital	Extensión de muñeca
[30]	Bíceps braquial	Pronosupinación
	Extensor y Flexor Cubital	Flexión y extensión de muñeca
	Flexor y Extensor largo Radial	Abducción y aducción de muñeca
	Extensor de los dedos y del meñique	Flexión de los dedos
[31]	Flexor superficial de los dedos	Flexión de dedos
	Flexor profundo de los dedos	Flexión de dedos
	Flexor cubital del carpo	Flexión y extensión de la muñeca
	Flexor largo del pulgar	Flexión y extensión de la muñeca

Tabla de elaboración propia con datos de [29, 30, 31].

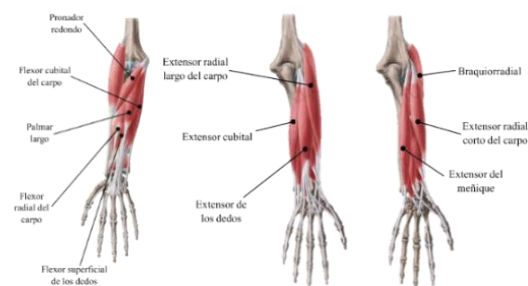


Fig. 3. Imagen de los grupos musculares del antebrazo.

Resultados y Discusión

Análisis de requerimientos

Un sistema de realidad mixta requiere dos perfiles principales, por un lado, la parte que se encargará de recuperar la señal y por el otro la que se hará cargo de interpretar y utilizar los datos. Con la finalidad de dar un panorama general del sistema se realizó un diagrama de arquitectura con la interacción entre cada parte representado en la figura 4.

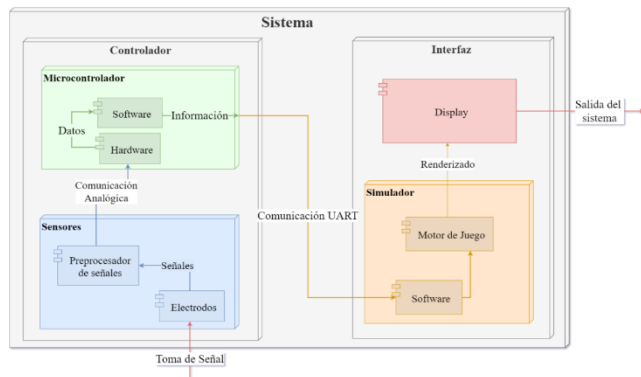


Fig. 4. Diagrama de arquitectura del sistema.

Para el prototipo se utilizarán sensores de superficie debido a su facilidad para colocar electrodos, a pesar de presentar un posible problema con la amplitud y ruido de la onda obtenida. Se optó por la elección de electrodos húmedos, debido a que son más cómodos para el usuario y con el uso del MyoWare 2.0 genera una señal filtrada y amplificada, haciendo su procesamiento más estructurado, minimizando el margen de error en la toma de señal.

Se analizaron las características de los diferentes microcontroladores propuestos, se concluyó que se usará el XIAO Rp 2040 debido a sus múltiples puertos configurables para la captación de señales analógicas del MyoWare 2.0, su reducido tamaño, haciéndolo más adaptable a un circuito para las dimensiones de un brazo y gracias a que existe una experiencia previa.

Dentro de la programación del XIAO Rp 2040 y se determinó que el lenguaje de programación más adecuado para el proyecto es Arduino, debido a su uso previo y por las diferentes librerías que incluye para el procesamiento, almacenamiento y envío de datos en caso de ser necesario, además de ser amigable con el programador. Para el procesamiento de datos se hará en el equipo de cómputo encargado de ejecutar el videojuego.

Por otro lado, para el desarrollo de videojuegos existen una amplia gama de aplicaciones que lo simplifican, las cuales se conocen como motores de juego. En este caso se decidió por Unity ya que existe una familiarización previa con la plataforma. Es importante mencionar que la elección de un motor de juego es subjetiva y dependerá del entorno con que el desarrollador se sienta más cómodo [32].

En este caso se seleccionó el lenguaje de consulta estructurada SQL por la familiarización con este tipo de tecnologías [33].

Diseño de algoritmo de recuperación y envío de datos

Para el proyecto es necesario poder almacenar datos obtenidos de los sensores y enviarlos mediante un microcontrolador a la computadora para poder realizar el análisis e interpretación de estos. Por lo tanto, se realizó un diagrama de flujo para representar el algoritmo que se implementará, el cual se muestra en la figura 5.

La comunicación entre los dos sistemas se eligió hacer mediante el protocolo UART, gracias a su alcance y simplicidad. Por el momento se decidió no optar por una comunicación inalámbrica, debido a su complejidad y el vasto conocimiento en el tema que se requiere para implementar un intercambio de datos rápidos y precisos.

Diseño de la MEF

Para el prototipo se adaptará el simulador para una prótesis controlada por una MEF, para lo cual se debe hacer el diseño de la máquina de estado, a continuación, se muestran las variables de entrada y los posibles estados.

Variables de entrada

AC: Contracción del músculo destinado para apertura y cierre de mano.

FE: Contracción del músculo destinado para flexión y extensión de la mano.

P: Contracción del músculo de apertura y cierre de pinza

S: Contracción del músculo destinado para el freno de los motores

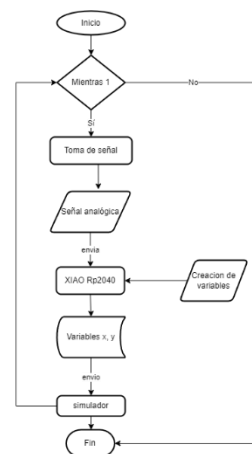


Fig. 5. Diagrama de lectura y envío de datos en el sistema.

Estados posibles de la máquina

- TS: Alto total en todos los actuadores
- C: Cierre de Mano
- A: Apertura de Mano
- F: Flexión de muñeca
- E: Extensión de muñeca
- PC: Cierre de pinza
- PA: Apertura de pinza

Una vez teniendo las variables de entrada y todos los posibles estados, se realizó una matriz, la cual, relaciona los estados con las posibles variables y determina cuál es el siguiente estado que debe de entrar en acción, dependiendo del estado actual y la variable de entrada. Esta matriz está representada en la tabla 7.

Tabla 7: Matriz de relación

	TS	C	A	F	E	PC	PA
AC	C	A	C	C	C	C	C
FE	F	F	F	E	F	F	F
P	PC	PC	PC	PC	PC	PA	PC
S	TS	TS	TS	TS	TS	TS	TS

Por último, se realizó un diagrama para representar la matriz de manera gráfica, donde cada círculo es un estado y cada flecha es un movimiento a otro estado dado por una variable. El diagrama de la máquina de estados finita se muestra en la figura 6, donde el color de las flechas corresponde al color dado a las variables de entrada en la matriz de relación.

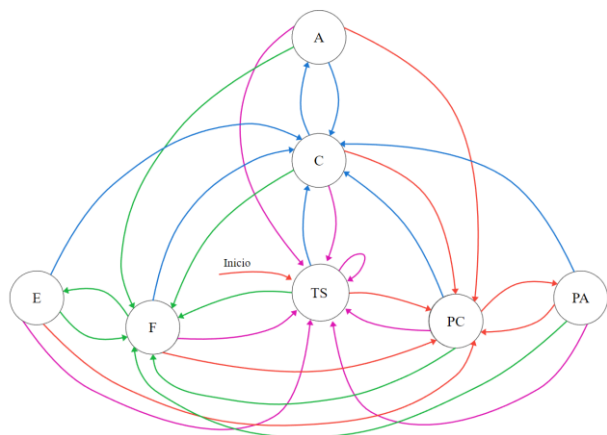


Fig. 6. Diagrama de la MEF.

Diseño de Diagrama entidad relación

Para resolver el almacenamiento de datos se realizó el diseño de una base de datos mediante un diagrama de entidad-relación que se muestra en la figura 7.

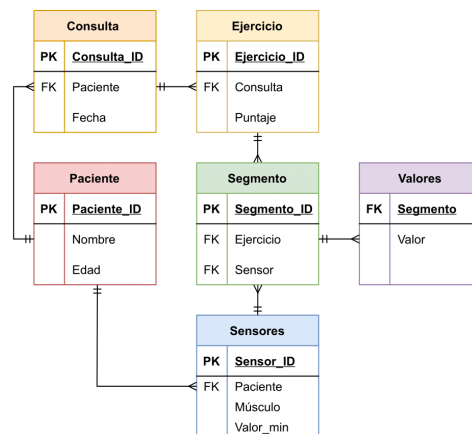


Fig. 7. Diagrama Entidad Relación de la Base de Datos del Sistema.

Determinación de músculos y ejercicios

Para la selección de los músculos específicos se tomó en cuenta la función que realizan los músculos del antebrazo y la variedad de movimientos que se busca realizar dentro del simulador. Así como el tamaño, ya que, el tamaño afecta a la intensidad de la señal electromiográfica obtenida [34]. Además, se consideró una separación de los electrodos de aproximadamente 2 cm, debido a que es necesaria esta distancia para que la señal producida por un músculo no interfiera con la generada por otro [35].

Para finalizar, se establecieron las actividades del simulador destinadas a entrenar al paciente, incluyendo el sistema de control, el cual implica las contracciones musculares necesarias para llevar a cabo una acción específica, así como los músculos que se activan durante cada actividad. Cabe destacar que el bíceps se ejercita en todas las actividades, ya que su contracción está involucrada en el alto total de todas las acciones previamente definidas. Los resultados de este análisis se muestran en la tabla 8.

Tabla 8: Lista de actividades que realizará el usuario dentro del simulador para su entrenamiento muscular.

Movimiento	Sistema de control	Músculo	Actividad
Cierre de pinza	Una contracción del músculo	Extensor radial largo del carpo	El usuario realizará la apertura y cierre de la pinza para tomar un objeto delgado y soltarlo en un tiempo determinado.
Apertura de pinza	Dos contracciones seguidas del músculo		
Cierre de la mano	Una contracción del músculo	Extensor de los dedos	El usuario realizará la apertura y cierre de la mano para agarrar una pelota y soltarla en un tiempo determinado.
Apertura de la mano	Dos contracciones seguidas del músculo		
Flexión de la muñeca	Una contracción del músculo	Flexor cubital del carpo	Se realizará extensión y flexión para colocar un puntero en una zona definida.
Extensión de la muñeca	Dos contracciones seguidas del músculo		
Todos	Una o dos contracciones del músculo dependiendo de la acción a realizar	Todos	El usuario hará flexión y extensión para tomar un elemento señalado, para lo cual deberá elegir entre realizar apertura y cierre de pinza o apertura y cierre de la mano.

Tabla de elaboración propia con datos de [14]

Conclusiones, perspectivas y recomendaciones

De acuerdo con los resultados, se determinaron las tecnologías necesarias para el desarrollo del proyecto, las cuales incluyen al microcontrolador XIAO Rp 2040 por su tamaño reducido y su versatilidad en configuración de puertos para utilizar el sensor MyoWare 2.0 con el cual se usarán electrodos húmedos para la captación de señales. En cuanto al lenguaje de programación del microcontrolador seleccionado, se optó por Arduino, debido a la familiarización que se tiene con el mismo y por su amplia gama de librerías para realizar el manejo de los datos, para la comunicación se destinó del protocolo UART. El procesamiento de la información se hará en el equipo de cómputo donde se ejecute el programa y se optó por Unity como motor de juego. Además, se definió el lenguaje de consulta estructurada SQL para la base de datos, debido a la

previa familiarización con su manejo y se realizó un diagrama de entidad relación de acuerdo con las necesidades de nuestro proyecto. Por otra parte, se diseñó una MEF mediante la definición de las variables de entrada y los posibles estados, así como la relación entre ellos. Por último, se especificaron músculos particulares para la recolección de datos a partir de contracciones y se les asignaron acciones dentro del simulador de acuerdo con los posibles estados establecidos previamente. De igual forma, se estipuló el principio de las actividades para el ejercicio de cada músculo y se añadió una actividad integradora que involucra la activación alterna de todos. La perspectiva a futuro es el diseño y desarrollo del videojuego para su posterior implementación e integración a un programa de rehabilitación de pacientes con una amputación transradial para buscar un aumento en su motivación durante el proceso y una mejora en su adaptación a su PM.

Referencias

1. Chadwell, L. Kenney, S. Thies, A. Galpin, y J. Head, "The reality of myoelectric prostheses: Understanding what makes these devices difficult for some users to control", *Front. Neurobot.*, vol. 10, 2016.
2. N. A. Hashim, N. A. Abd Razak, H. Gholizadeh, y N. A. Abu Osman, "Video game-based rehabilitation approach for individuals who have undergone upper limb amputation: Case-control study", *JMIR Serious Games*, vol. 9, núm. 1, p. e17017, 2021.
3. Instituto Nacional de Desarrollo Social, "En Jalisco devuelven autonomía a personas que han sufrido amputaciones", *gob.mx*. [En línea]. Disponible en: <https://www.gob.mx/indesol/prensa/en-jalisco-devuelven-autonomia-a-personas-que-han-sufrido-amputaciones>.
4. V. Vela, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado*. Academia Nacional de Medicina de México, 2016.
5. J. L. Quispe, *Rehabilitación fisioterapéutica en el adulto con prótesis transradial*. Universidad Nacional de Chimborazo, 2022.
6. Ebensperger y E. Méndez, *Caracterización del paciente con amputación traumática*. Universidad de San Carlos de Guatemala, 2018.
7. Organización Mundial De La Salud, "Normas de ortoprotésica de la OMS. Parte 1", en *Suiza: L'IV Com Sàrl*, Villars-sous-Yens, 2017.
8. S. Tam, M. Boukadoum, A. Campeau-Lecours, y B. Gosselin, "Intuitive real-time control strategy for high-density myoelectric hand prosthesis using deep and transfer learning", *Sci. Rep.*, vol. 11, núm. 1, p. 11275, 2021.
9. Prahm, F. Kayali, A. Sturma, y O. Aszmann, "PlayBionic: Game-based interventions to encourage patient engagement and performance in prosthetic motor rehabilitation", *PM R*, vol. 10, núm. 11, pp. 1252–1260, 2018.
10. Prahm, I. Vujaklija, F. Kayali, P. Purgathofer, y O. C. Aszmann, "Game-based rehabilitation for myoelectric prosthesis control", *JMIR Serious Games*, vol. 5, núm. 1, p. e3, 2017.
11. Portugal, *Medidas de rehabilitación para el tratamiento del dolor y la inflamación*. Robert I. Grossman School of Medicine. 2021.
12. D. Chappell *et al.*, "Virtual reality pre-prosthetic hand training with physics simulation and robotic force interaction", *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 7, núm. 2, pp. 4550–4557, 2022.
13. J. M. Hernández Ortega *et al.*, "Entrevista".
14. J. Tortora y B. Derrickson, "Principios de Anatomía y Fisiología (Edición en español). Editorial Médica Panamericana S. A, 2021.
15. J. D. Aponte Quiñones y N. D. Camacho Ovalle, *Desarrollo de una herramienta de simulación en tiempo real para el entrenamiento de personas en el manejo de PMs en nivel de desarticulación de muñeca mediante EMG*. 2019.
16. N. J. J. Bou, *Kinematic and muscular characterisation of the hand during activities of daily living (Doctoral dissertation)*. Universitat Jaume I, 2019.
17. L. Salazar Ramírez, *Codo robótico de un grado de libertad para integrarse a PM de miembro superior*. 2021.
18. Zeynep Taçgın, *Virtual and Augmented Reality: An Educational Handbook*. Newcastle upon Tyne, UK: Cambridge Scholars Publishing, 2020.

19. W. Powell, A. Rizzo, P. Sharkey, y J. Merrick, *Virtual reality: recent advances in virtual rehabilitation system design*. Cadwell: Nova Science Publishers, 2016.
20. V. Vazquez, S. A. Oubram, O. Bassam, A. Velazquez Aguilar, y J. G. Lopez, “Sistema de reconocimiento inteligente de señales mioeléctricas del movimiento de mano humana”, *Revista Académica de la FI-UADY*, núm. 2, pp. 41–53, 2017.
21. E. Granados, “Electrodos húmedos, secos, activos y pasivos. ¿Qué son, y cuál elegir?”, *BuscaEU*, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.brainlatam.com/blog/electrodos-humedos-secos-activos-y-pasivos.-%C2%BFque-son-y-cual-elegir-412>.
22. M. A. Gorosito y N. Jara, “Prótesis funcional del miembro superior controlada a partir de dispositivo Myo”, Universidad Nacional de Córdoba. Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales., 2017.
23. “Muscle Sensor”, MYOWARE by Advancer Technologies, 04-mar-2022. [En línea]. Disponible en: <https://myoware.com/products/muscle-sensor/>.
24. “UNO R3”, Arduino.cc. [En línea]. Disponible en: <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3>.
25. Raspberry Pi Ltd, “Raspberry pi 4”, Raspberry Pi. [En línea]. Disponible en: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/>.
26. Raspberry Pi Ltd, “Buy a RP2040 –”, Raspberry Pi. [En línea]. Disponible en: <https://www.raspberrypi.com/products/rp2040/>.
27. Z. Peterson, “I2C, SPI y UART: Diferencias y cómo hacer el layout”, Altium, 27-sep-2020. [En línea]. Disponible en: <https://resources.altium.com/es/p/i2c-vs-spi-vs-uart-how-layout-these-common-buses>.
28. P. Sánchez Carratalá, “Construcción y evaluación de una prótesis mioeléctrica de mano de bajo coste”, Universidad de Alicante, España, 2020.
29. Á. Sánchez-Pérez, J. M. Torres, C. A. Jara, J. Pomares, G. J. García, y A. Úbeda, “Evaluación de un esquema de control mioeléctrico bidimensional para prótesis robóticas”, en *XL Jornadas de Automática: libro de actas (Ferrol, 4-6 de septiembre de 2019)*, 2020, pp. 107–112.
30. D. Purizaga y J. L. Alexander, “Diseño y control de prótesis impresa en 3D para extremidad superior empleando movimientos musculares”, Universidad de Piura, 2018.
31. M. Simon *et al.*, “Prosthesis hand grasp control following targeted muscle reinnervation in individuals with transradial amputation”, *bioRxiv*, p. 2022.06.03.22275703, 2022.
32. T. González y J. Del Carmen, *Análisis comparativo para la evaluación de motores de juegos en el desarrollo de juegos serios*. Loja: Universidad Nacional de Loja, 2019.
33. “Base de datos”, *Oracle.com*. [En línea]. Disponible en: <https://www.oracle.com/mx/database/>.
34. Á. Moreno Sanz, “Procesado avanzado de señal EMG”, Universidad Carlos III de Madrid, España, 2017.
35. P. Guevara y D. David, “Sistema de adquisición de señales EMG de superficie multicanal para prótesis de miembro superior”, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador, 2019.