

Integración de señales EMG y EEG en domótica EMG and EEG signals integration in domotics

A. del R. Zárate-Ruiz ^a, F. U. Nava-Andrés ^a, B. U. Cruz-Reyes ^a, M. Arias-Montiel ^{a,*}, E. Lugo-González ^a, A. Velarde-Galván ^b

^aInstituto de Electrónica y Mecatrónica, Universidad Tecnológica de la Mixteca, 69000, Huajuapán de León, Oaxaca, México.

^bInstituto de Diseño, Universidad Tecnológica de la Mixteca, 69000, Huajuapán de León, Oaxaca, México.

Resumen

Este artículo presenta la integración de señales electromiográficas (EMG) y una interfaz cerebro-computadora (BCI) basada en señales electroencefalográficas (EEG) en un diseño domótico de asistencia. La interfaz EMG utiliza la señal miográfica extraída del tibial anterior en dos secciones: músculo activo y en reposo. La BCI utiliza el potencial visual evocado de estado estable (SSVEP) generado en respuesta a cuadros parpadeantes. Se empleó un método de extracción de características basado en la Transformada Rápida de Fourier (FFT) para la clasificación fuera de línea y las pruebas de integración.

Palabras Clave: Interfaces BCI, EMG, domótica, potencial visual evocado en estado estable (SSVEP).

Abstract

This article presents the integration of electromyographic (EMG) signals and a brain-computer interface (BCI) based on electroencephalographic (EEG) signals in a domotic design for assistance. The EMG interface uses the myographic signal extracted from tibialis anterior in two sections: active muscle and resting muscle. BCI uses the steady state visual evoked potential (SSVEP) generated as a response to blinking pictures in a display. A feature extraction method based on the Fast Fourier Transform (FFT) was used for off-line classification and the integration tests.

Keywords: BCI, EMG, domotics, steady state visual evoked potential (SSVEP).

1. Introducción

El desarrollo de nuevos dispositivos de comunicación y movimiento para personas que presentan discapacidades motoras o del habla, ha cobrado relevante importancia desde el surgimiento de interfaces basadas en señales electromiográficas (EMG) y las interfaces cerebro-computadora (BCI, por sus siglas en inglés) basadas en señales electroencefalográficas (EEG) pues estos han demostrado ser de gran utilidad en diversas áreas. Las interfaces de control electromiográfico para prótesis han sido una de las más grandes aportaciones que esta tecnología ha dado. En estas aplicaciones, se colocan electrodos en la superficie de la piel en algún músculo sano del paciente, lo que permite captar la actividad eléctrica muscular y del sistema nervioso que posteriormente será amplificada, digitalizada, procesada, caracterizada e interpretada para su uso. Habitualmente, se analiza la

variación de potencia de la señal eléctrica captada para poder realizar algún movimiento o posicionamiento de los servomotores de las prótesis. Por lo general, este tipo de sistemas requiere de poco entrenamiento, cuestión de horas, para poder adaptarse a él, siendo además un sistema altamente ergonómico pues no se requieren de métodos invasivos o voluminosos para su utilización (Igual *et al.*, 2019).

Las interfaces BCI, han proporcionado diversas estrategias de comunicación como los deletreadores basados en potenciales evocados. Estas interfaces presentan al paciente un estímulo visual que provoca un cambio en la actividad cerebral que es registrada mediante señales EEG. Posteriormente, estas señales son procesadas, caracterizadas e interpretadas de acuerdo al experimento realizado. El paradigma utilizado en este tipo de deletreadores son los potenciales visuales evocados de estado estable (SSVEP, por sus siglas en inglés), los cuales se basan en

*Autor para correspondencia: mam@mixteco.utm.mx

Correo electrónico: zara991007@gs.utm.mx (Ángel del Rosario Zárate-Ruiz), naaf990628@gs.utm.mx (Freddy U. Nava-Andrés), curb970302@gs.utm.mx (Beny U. Cruz-Reyes), mam@mixteco.utm.mx (Manuel Arias-Montiel), elugog@mixteco.utm.mx (Esther Lugo-González), alevelar@mixteco.utm.mx (Alejandra Velarde-Galván).

la generación de un estímulo visual a una determinada frecuencia que se ve reflejada en la actividad cerebral a la misma frecuencia. Los SSVEP son frecuentemente usados en la literatura consultada pues muestran una gran robustez y estabilidad en diversas condiciones, además de que el usuario final no requiere de entrenamiento alguno para el uso de los dispositivos que usan estos potenciales (Portillo-Lara *et al.*, 2021).

Actualmente, se ha buscado ampliar el panorama de aplicaciones de las BCI y de las interfaces basadas en señales EMG a nuevas líneas de investigación como lo es su integración en sistemas domóticos. Con el rápido crecimiento del Internet de las Cosas (IoT, por sus siglas en inglés), se han podido desarrollar sensores de bajo costo y potencia pero con una alta fiabilidad, así como la interconexión de distintos dispositivos por medio de aplicaciones y el control remoto de las mismas, por lo que actualmente la aplicación de BCI e interfaces basadas en señales EMG sea un área de interés para el desarrollo de nuevos sistemas. Debido a esto, se encontró un área de oportunidad para la aplicación de las interfaces pues en la literatura solo es posible encontrar sistemas domóticos de asistencia con una sola interfaz basada en señales electrofisiológicas, por lo que se propone realizar un sistema novedoso que consiste en la integración de las BCI y las interfaces basadas en señales EMG en un sistema domótico. Para ello, el método propuesto contempla el rediseño de un sistema de adquisición de señales EMG de arquitectura propia, el establecimiento de un protocolo de adquisición de señales EMG y EEG, el preprocesamiento de las señales, el análisis de las señales en el dominio de la frecuencia para extraer características importantes y la clasificación mediante una red neuronal que permitirá identificar la selección del usuario.

El artículo está organizado de la siguiente manera: en la Sección II se presenta la metodología empleada para el desarrollo del trabajo, el diseño de la interfaz basada en señales EMG se muestra en la Sección III, la Sección IV corresponde al desarrollo de la BCI, la Sección V detalla el diseño de un mecanismo de soporte para las interfaces, en la Sección VI se presenta el circuito que recibe las señales de la interfaz EMG y de la BCI y que envía las señales de control para las acciones a realizar, mientras que la Sección VII describe la integración de ambas interfaces al sistema domótico, la Sección VIII presenta los resultados de los experimentos y finalmente, la Sección IX menciona las conclusiones del trabajo.

2. Metodología

La metodología utilizada en este trabajo es la propuesta por Lugo-González *et al.* (2020). Esta metodología está basada en el diseño mecatrónico, se centra en el cumplimiento de los requerimientos de usuario y permite, además, el desarrollo de la ingeniería concurrente en cualquiera de sus fases. Para hacer uso de esta metodología, se adaptó al caso de estudio y se identificaron 4 etapas importantes en esta metodología aplicables al trabajo.

1. Diseño conceptual. Contempla la identificación del problema, la definición de los requerimientos de ingeniería y las propuestas de solución para cada uno de ellos.

2. Diseño preliminar. Se traslada el concepto desarrollado a un software de diseño permitiendo, a través de matrices morfológicas, la selección preliminar de componentes. Contempla también el desarrollo de un prototipo virtual para la simulación del sistema.
3. Diseño detallado. Se realiza la selección final de componentes así como la construcción del prototipo. En este apartado se realiza el control del sistema en general.
4. Evaluación y resultados. En este apartado se realiza la comparación entre los datos de simulación y los resultados del prototipo físico. Además, se valida la funcionalidad del sistema para posteriormente realizar un reporte de resultados donde se plasma si se cumplieron los requerimientos y cómo se cumplieron los objetivos.

3. Diseño de la interfaz EMG

3.1. Circuito de adquisición

Para la adquisición de las señales EMG se realizó el diseño de un circuito que cuenta con diferentes etapas de amplificación y filtros analógicos (ver Figura 1).

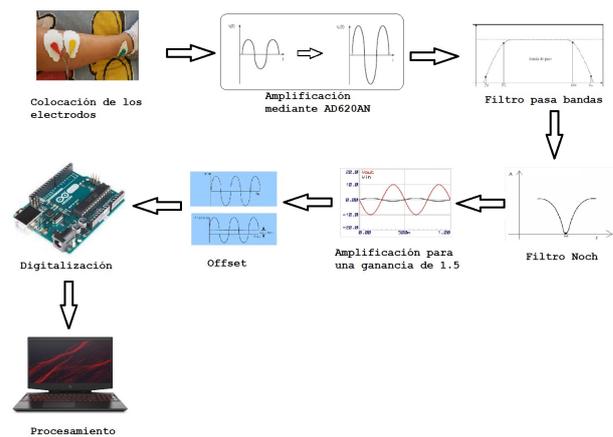


Figura 1: Diagrama de flujo de la adquisición de las señales EMG.

3.1.1. Amplificación de la señal

Las señales EMG se encuentran en el rango de 20 a 5000 μV por lo que es necesaria una etapa de amplificación, la cual se implementó mediante un amplificador AD620 que es utilizado en las lecturas de señales biológicas.

3.1.2. Filtro pasa bandas

El rango de frecuencias de las señales EMG se encuentra en un intervalo entre 5 y 2000 Hz, por lo que se implementó un filtro pasa bandas de 20 a 1000 Hz, con la finalidad de obtener una señal libre de ruidos externos para su estudio. Para lograr la implementación del filtro pasa bandas, se dividió en dos etapas, un filtro pasa altas con frecuencia de corte en 20 Hz y un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 1000 Hz.

3.1.3. Filtro rechaza bandas

El ruido ambiente, tal como el de la línea de alimentación, llega a ser un contaminante para la captación de señales EMG. Este tipo de ruido se tiene bien caracterizado pues se encuentra en una frecuencia de 60 Hz, por lo que se implementa un filtro rechaza bandas del tipo Notch centrado en esta frecuencia con la finalidad de eliminar la mayor cantidad de contaminantes en la señal.

3.1.4. Offset

Debido a que el microcontrolador utilizado para la digitalización de las señales solo maneja valores positivos de voltaje, se implementó una etapa de desplazamiento de la señal u *offset* para llevar los valores negativos a un rango detectable por el microcontrolador.

3.1.5. Construcción del circuito

Se realizó el diseño de la PCB en un simulador, sin embargo, no poseía ciertos componentes para el diseño en PCB por lo que fue necesario realizar el diseño de la máscara del componente, el diagrama de conexiones y el modelo en 3D para simulación. Obteniendo de este modo la plantilla con la que se realizaron las impresiones en dos baquelitas vírgenes, mediante el método conocido como planchado. Posteriormente se realizó la impresión de la máscara de componentes para tener una guía al momento de colocar y soldar los componentes.

El circuito cuenta con una entrada Jack 3.5 PJ307 comúnmente utilizado en proyectos con PCB ya que, al ser soldados, poseen una gran resistencia mecánica. De igual modo, para la alimentación del circuito se requieren de baterías de 9V que se conectarán mediante un Jack DC, el circuito implementado en la PCB se muestra en la Figura 2



Figura 2: Circuitos fabricados para la adquisición de señales EMG.

3.2. Adquisición

3.2.1. Materiales

Para la adquisición de las señales EMG se usaron electrodos de contacto superficial, fueron elegidos por su facilidad de uso y por ser no invasivos al cuerpo humano. Siguiendo las recomendaciones de la SENIAM (2006) (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), los electrodos utilizados cuentan con una capa de gel conductor para minimizar la impedancia de la piel. Los electrodos cuentan con un botón que se conecta a un cable de salidas y en el otro extremo a un plug 3.5 mm.

3.2.2. Protocolo de medición

Para obtener una señal fiable se establecen las siguientes recomendaciones.

- No aplicar cremas 24 horas antes de la adquisición de los datos.
- Depilar perfectamente el área donde se realizarán las mediciones.
- Limpiar el área con alcohol.

Para la posición en la que se debe encontrar el paciente, se toman las recomendaciones de la SENIAM, en este caso, al tomar la señal del músculo tibial anterior, el paciente debe estar en decúbito supino o sentado con la finalidad de mantener el músculo relajado al momento de obtener las mediciones y poder captar su activación. Posterior a esto, se realiza la toma de muestras mediante dos protocolos.

- Protocolo 1.
Se empieza la lectura con un tiempo de 5 segundos de inactividad, posterior a esto se toman 5 segundos de activación normal del músculo, repitiendo esto 3 veces, después de la tercera toma se tendrán 5 segundos más de relajación del músculo y después una toma de 5 segundos realizando la activación con fuerza para notar la diferencia entre las activaciones. Por último, un periodo de 5 segundos de relajación.
- Protocolo 2.
En un tiempo de 45 segundos se realiza la activación del músculo cada 5 segundos de forma rápida, para emular espasmos musculares.

3.2.3. Sujetos

Se realizó la toma de señales EMG a cinco personas, las cuales tienen un rango de edad entre 22 y 25 años. Se les preguntó si contaban con alguna lesión activa en el miembro inferior y si realizaban alguna actividad física intensa, moderada o escasa.

3.2.4. Captura de los datos

Durante un periodo de 45 segundos se obtuvieron 4300 muestras del potencial muscular, en el que se puede apreciar el músculo en reposo y el momento en el que se activa en tres ocasiones de forma normal y una cuarta se percibe un impulso de mayor intensidad en amplitud, como se muestra en la Figura 3.

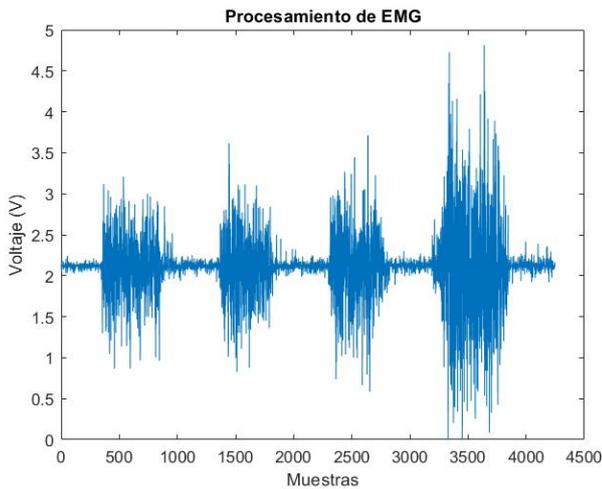


Figura 3: Señal EMG del músculo tibial anterior sin tratar.

3.3. Clasificación

3.3.1. Procesamiento digital

Después de la toma de datos, se realiza la centralización de la señal, debido al desplazamiento (*offset*) antes mencionado, con la finalidad de tener un mejor procesamiento de las señales. Una vez centrada la señal se procede a eliminar los valores negativos y a filtrar la señal mediante un filtro pasa bajas de 2 Hz tomando en cuenta lo presentado por Merlo y Campanini (2010) (ver Figura 4). Esto se realiza con la finalidad de obtener la envolvente de la señal, estudiar la activación y desactivación del músculo en un análisis de tiempo - amplitud (De-Luca, 2008).

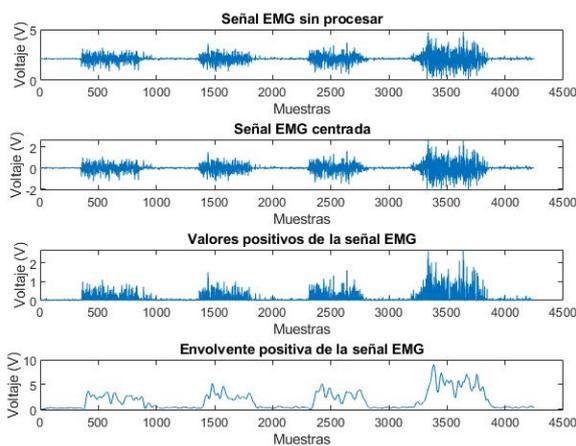


Figura 4: Señal EMG del músculo tibial anterior procesada.

3.3.2. Resultados

Al analizar las muestras tomadas a una paciente con lesión de ligamentos cruzados en la rodilla, se obtuvieron valores de activación menor a los demás pacientes sin ninguna enfermedad, por lo que se tomaron los valores de esta paciente para hacer el umbral de activación de los elementos. Teniendo los

valores de 1.5 V para la activación a un tiempo de 30 segundos. Al procesar todos los datos obtenidos con este umbral se tienen los resultados presentados en la Tabla 1.

Protocolo	Activa	No activa	Eficiencia	
Pruebas: Protocolo 1	64	59	5	92.18
Pruebas: Protocolo 2	16	0	19	0

4. Diseño de la interfaz EEG

4.1. Métodos

4.1.1. Sujetos

En la adquisición de señales EEG participaron cinco sujetos, cuatro hombres y una mujer, con edades de entre 22 y 27 años. Todos los sujetos tenían una visión normal o corregida a normal.

4.1.2. Configuración experimental

Los sujetos son colocados a 70 cm de un monitor de 40 cm (15.6 pulgadas). Las señales EEG fueron adquiridas en una sala libre de ruido, con buena iluminación, a partir de cuatro electrodos superficiales de AgCl para el cuero cabelludo colocados en los sitios POz, Oz, O1 y O2 de acuerdo a la norma internacional de colocación de electrodos 10-20 (Sharbrough *et al.*, 1991). Los electrodos se sitúan en los hemisferios central (POz y Oz), izquierdo y derecho de la corteza visual respectivamente. Las impedancias de la unión entre el electrodo y la piel se mantuvieron por debajo de los 5kΩ. Cada canal fue referido al lóbulo de la oreja y fue amplificado por medio de la tarjeta Cyton de la empresa OpenBCI. Posteriormente, se aplicó un filtro de 60 Hz para eliminar la influencia del ruido ambiental y finalmente se usó un filtro pasa banda de 5-125 Hz dividido en un filtro pasa altas de 5 Hz y un pasa bajas de 125 Hz. Cada etapa de filtrado fue implementada de manera digital de acuerdo al diagrama de flujo de la Figura 5.

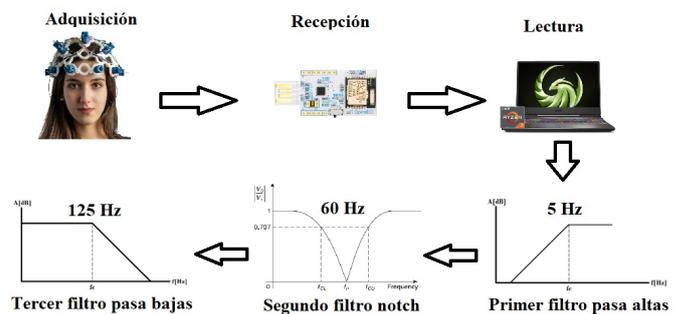


Figura 5: Diagrama de flujo de la adquisición de las señales EEG.

Asumiendo que el movimiento del ojo y los artefactos de parpadeo no amenazaban la integridad de la señal en las frecuencias de interés, no se realizó un preprocesamiento para eliminar estas imperfecciones. Cada uno de los sujetos fueron controlados visualmente a lo largo de todo el proceso para comprobar su conformidad y estado visual. Las señales fueron digitalizadas a una frecuencia de muestreo de 250 Hz.

Se realizó una prueba experimental para analizar el estado y la calibración del dispositivo de adquisición de señales. Para esto se realizó una prueba de identificación de la banda alpha. De la misma manera, se llevó a cabo una prueba del estímulo visual mediante la adquisición de las señales EEG, mientras un sujeto al azar observaba el estímulo visual durante algunos segundos para poder analizar el espectro en frecuencia de las señales adquiridas y corroborar la evocación del potencial visual en estado estable.

Cada sesión de adquisición de señales consistió en 3 pruebas de 25 segundos distribuidos en dos secciones: 10 segundos de relajación y 15 segundos de visualización del estímulo. Durante cada sesión, se le presentó al sujeto un solo estímulo que consistía en un cuadro parpadeante de pantalla completa a una frecuencia específica elegida al azar entre 8.065, 10, 12.195 y 15.625 Hz. A cada sujeto se le indicó que intentara mantener la vista fija en el estímulo y que, en la medida de lo posible, se abstuviera de parpadear así como también se le pidió que no realizara ningún tipo de movimiento que pudiera afectar la adquisición de las señales.

4.1.3. *Extracción de características*

Para la extracción de características, se utilizaron ventanas cuadradas de 3 segundos (750 muestras) sin solapamiento en la sección activa de las pruebas de adquisición, dando como resultado 5 ventanas por prueba. De cada ventana se calculó la Transformada Rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés) para identificar las frecuencias presentes en la señal. Este método de extracción fue aplicado a cada uno de los cuatro canales (POz, Oz, O1 y O2) de interés. Un ejemplo se presenta en la Figura 6.

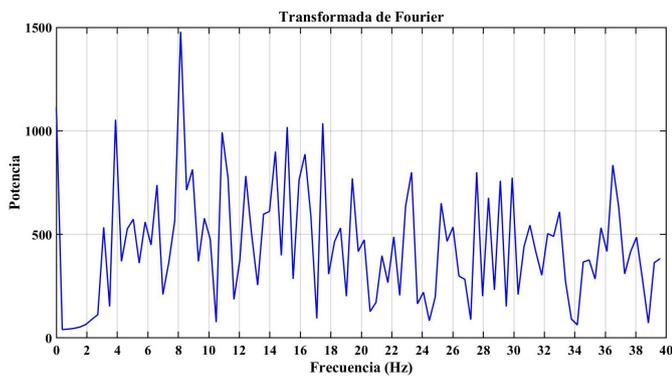


Figura 6: Transformada de Fourier del canal POz correspondiente a 8.065 Hz.

4.1.4. *Clasificación*

Para la clasificación de las señales, se utilizó una red neuronal artificial debido a la gran capacidad de aprendizaje y adaptabilidad que posee. Como se mencionó anteriormente, en cada señal adquirida se obtienen 4 características correspondientes a cada uno de canales utilizados. Para el entrenamiento de la red se utilizó el 20% de los datos obtenidos como secuencia de validación. La topología de la red neuronal implementada se resume en la Tabla 2.

Tabla 2: Topología de la red neuronal

Tipo	FeedForward
Entradas	4
Salidas	4
Capas ocultas	1
Neuronas en la capa oculta	50
Épocas	100
Performance	0.893
Aprendizaje	Supervisado

Los resultados del desempeño de la red neuronal se resumen en la matriz de confusión de la Figura 7.

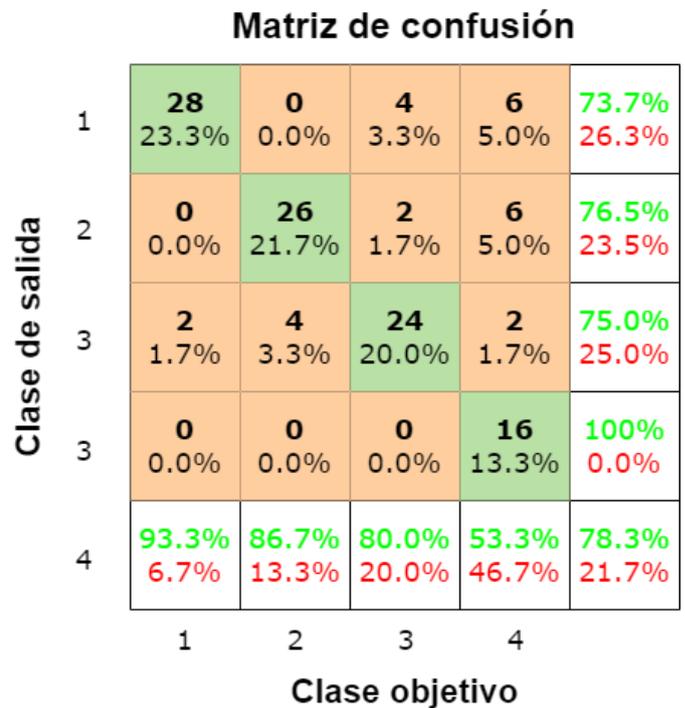


Figura 7: Matriz de confusión de la red neuronal.

5. **Diseño Mecánico**

Debido a que los estímulos visuales necesitan de un monitor para ser aplicados, se requiere de un mecanismo que sostenga el monitor durante su uso. El mecanismo debe ser lo menos invasivo en el entorno y ajustarse a las distintas capacidades de los usuarios. Por ende, la movilidad es un factor indispensable a considerar en el diseño del mecanismo.

Tomando en consideración los puntos anteriores, se diseñó un mecanismo que consta únicamente de tres piezas, una parte fija que estará empotrada en la cabecera de la cama, un eslabón de unión y un eslabón final donde se colocará el monitor. El movimiento del mecanismo se realizará mediante cuatro servomotores que le permitirán al mecanismo extenderse para mostrar el monitor y retraerse a una posición donde no obstaculice las actividades del personal. En la Figura 8 se muestra un esquema del diseño propuesto.

5.1. Selección de material

Debido a que el mecanismo será utilizado en habitaciones médicas y se someterá a esfuerzos de tensión y flexión se propone la aleación de aluminio 6063-T5, que es muy usada en la industria de la construcción por sus propiedades mecánicas, maquinabilidad, ligereza y acabado fino. Esta aleación posee una resistencia a la tensión de 186 MPa y es tres veces más ligera que el acero, lo que disminuirá la carga que tendrán que mover los servomotores.

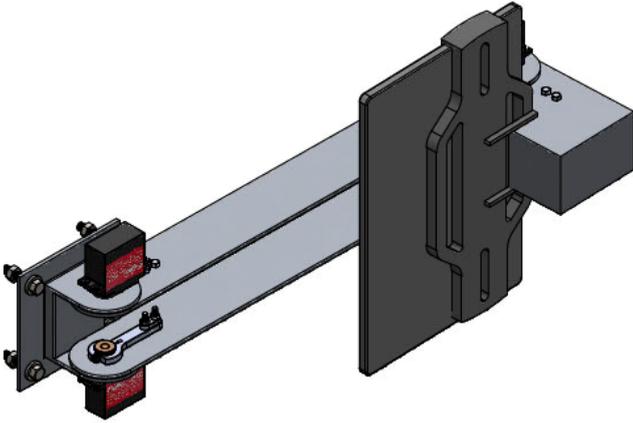


Figura 8: Esquema del mecanismo.

5.2. Cálculo para el diseño mecánico

Dado que el mecanismo va a estar sujeto a la cabecera de la camilla requiere de una unión mecánica que sostenga no solamente su peso, sino que también soporte peso extra que algún usuario pueda ejercer sobre el mecanismo. Así, se optó por una sujeción a través de 4 pernos en el eslabón fijo. El modelo de pernos a utilizar se determinó mediante un análisis de uniones atornilladas sometidas a flexión porque es el modo de carga dominante en el mecanismo. Para el análisis se propuso una fuerza de 500 N y se buscó un factor de seguridad mayor a la unidad.

Primero, se realizó el diagrama de cuerpo libre donde se representa la ubicación del mecanismo y la posición de cada uno de los pernos, en el diagrama también se considera la aplicación de una fuerza de 500 N en el extremo del eslabón final del mecanismo. Como se trata de un problema en donde la carga no se distribuye uniformemente entre los cuatro pernos, se debe obtener el centroide del arreglo de pernos. Con base en el procedimiento establecido por Budynas y Nisbett (2021), se obtuvo este centroide y se calculó el esfuerzo cortante al que se somete cada perno debido a la reacción de la carga cortante y al momento provocados por la fuerza de 500 N. Las fuerzas cortantes que sufre cada perno se obtienen a partir de las ecuaciones (1) y (2).

$$F' = \frac{V}{n_{\text{pernos}}} \quad (1)$$

$$F''_n = \frac{Mr_n}{r_1^2 + r_2^2 + r_3^2 + r_4^2} \quad (2)$$

donde n_{pernos} es el número total de pernos en el arreglo, F' es la fuerza cortante primaria, F''_n es la fuerza cortante secundaria, V es la reacción de la carga cortante, M es el momento en el soporte a causa de la fuerza aplicada, r_n es la distancia del centroide del arreglo al centro del perno donde se calcula la fuerza secundaria y r_i ($i = 1, 2, 3, 4$) es la distancia del centroide del arreglo al centro de cada perno.

Obtenidas las fuerzas cortantes primarias y secundarias de cada perno, se calcula la fuerza cortante resultante. El esfuerzo cortante (τ) y el factor de seguridad (η) se calculan con respecto al caso más crítico, es decir, el perno con la mayor fuerza cortante resultante. Sin embargo, antes de obtener el esfuerzo cortante máximo se deben obtener las características del perno, para ello se propuso el perno $M6 \times 1$ con grado de resistencia ISO 4.6. Con las dimensiones de los pernos propuestos, se calculó el esfuerzo cortante máximo y el factor de seguridad. Estos valores se obtuvieron según las ecuaciones (3) y (4).

$$\tau = \frac{F_{\text{max}}}{A_r} \quad (3)$$

$$\eta = \frac{0,577S_p}{\tau} \quad (4)$$

donde F_{max} es la máxima fuerza cortante resultante en el perno, A_r es el área del perno sobre la que actúa el esfuerzo cortante y S_p es la resistencia de prueba del perno. El factor de seguridad obtenido es de 2.249, lo cual indica que el arreglo de pernos del mecanismo será capaz de soportar una fuerza de hasta 1124,5 N.

5.3. Simulaciones de diseño mecánico

Con el objetivo de corroborar los datos obtenidos en el diseño mecánico, se realizó el modelado 3D del mecanismo en SolidWorks Simulation para observar el comportamiento que tendrá el mecanismo al someterse a una fuerza de 500 N en el extremo libre del eslabón final. De igual manera, se busca determinar si las propiedades mecánicas del material seleccionado son adecuadas para este mecanismo, por lo que los análisis que se realizan son para cuantificar el factor de seguridad de cada perno y la deformación del material al aplicar la fuerza, en las Figuras 9 y 10 se muestran los resultados obtenidos.

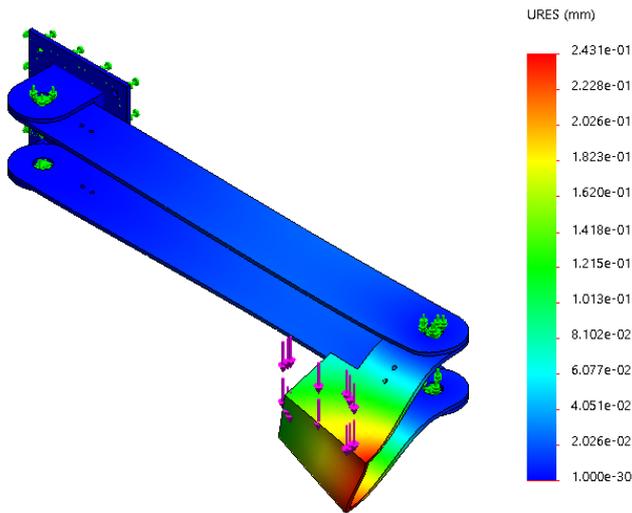


Figura 9: Deformación debida a la fuerza.

En un software de simulación electrónica se verificó el diseño propuesto antes de su implementación. En la Figura 11 se presenta el esquema de la simulación realizada. Se puede notar que los servomotores y una salida son activados mediante comandos en la terminal virtual, comprobando así que el código fue bien estructurado.

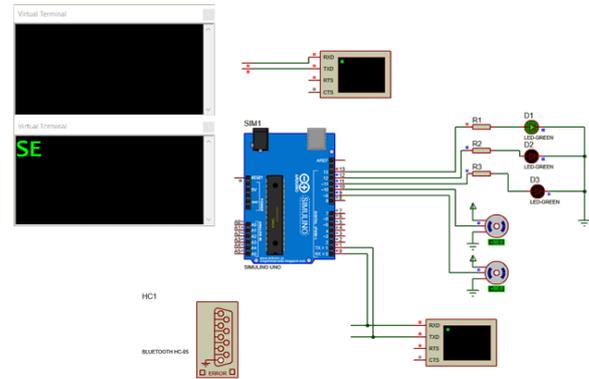


Figura 11: Simulación del circuito de recepción.

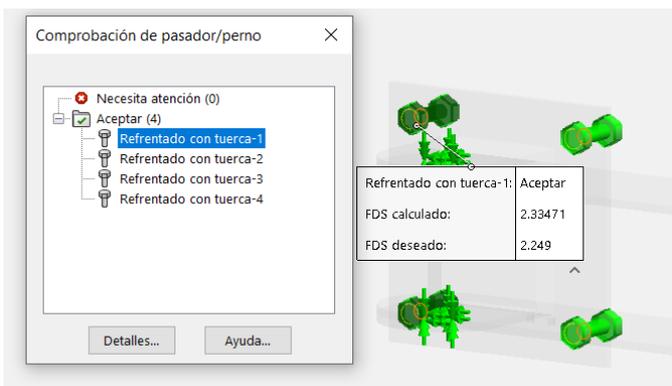


Figura 10: Factor de seguridad de los pernos.

Obsérvese que la máxima deformación es menor a un milímetro y que el factor de seguridad de los pernos según la simulación es de 2.33, lo que se asemeja bastante al factor de seguridad calculado durante el diseño.

6. Circuito de recepción

El circuito de recepción es el encargado de efectuar las acciones requeridas por el usuario, a través de un módulo bluetooth recibirá las señales ya procesadas por el sistema electroencefalográfico y electromiográfico y mandará las instrucciones al microcontrolador para que éste se encargue de activar los servomotores, la iluminación, abrir la puerta o controlar la ventilación.

Para fines prácticos este circuito se realizó con ayuda de un *Arduino Uno*, a esta placa se conectaron los diversos dispositivos que se deben controlar, así como el módulo bluetooth. Se eligió esta placa porque es sencilla de programar y con sus extensas librerías, el control de los servomotores no representa problema alguno.

7. Integración al sistema doméstico

Como se mencionó con anterioridad, es necesario contar con un mecanismo que soporte el monitor que proyectará los estímulos visuales por lo que se diseñó uno que cumpliera con los requisitos de funcionamiento, como se detalló en las secciones anteriores. Para la activación/desactivación del mecanismo, se integraron las señales EMG con la finalidad de que el usuario sea capaz de mover dicho mecanismo a conveniencia y de esta manera, tener control del sistema en su totalidad. En las actividades propias de control doméstico, se utilizó el diseño electroencefalográfico para la selección de actividades. Las actividades a realizar son cuatro (mismo número de estímulos), abrir/cerrar puerta, encender/apagar ventilador, luces y, por último, una alarma de emergencia.

Para integrar todos los sistemas, se diseñó una interfaz con la cual se realizaron las pruebas finales del sistema completo. La interfaz se divide en dos apartados correspondientes a las señales adquiridas tal como se muestra en la Figura 12.

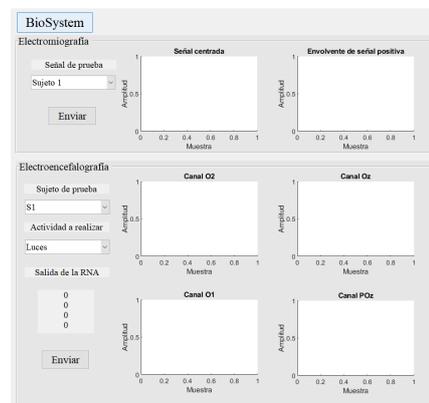


Figura 12: Interfaz para pruebas del sistema.

Para la comunicación con el circuito de recepción de comandos, se utilizó un botón en la parte superior de la interfaz el cual realiza la comunicación bluetooth. En el apartado de EMG,

se selecciona al sujeto de prueba a utilizar mediante la lista desplegable. Para la sección de EEG, de igual modo que en el apartado anterior, se selecciona al sujeto de prueba a utilizar en la lista desplegable así como la actividad a realizar en el sistema domótico, se agregó además la salida de la red neuronal para corroborar la clasificación de la señal. En ambos apartados, se tiene un botón que es el encargado de enviar el comando al circuito de recepción y además, grafica la señal seleccionada en las gráficas correspondientes a la sección.

8. Resultados

Para fines demostrativos, se realizó un prototipo a escala de todo el sistema domótico, donde el mecanismo fue impreso en 3D con PLA, las luces fueron remplazadas por un LED color ámbar, el ventilador por un motor con aspas y la alarma por un buzzer, como se muestra en la Figura 13. Todo esto conectado a un Arduino Uno que tendrá comunicación inalámbrica con los circuitos EEG y EMG mediante bluetooth.



Figura 13: Prototipo a escala del sistema domótico.

Para comenzar con las pruebas se debe accionar el interruptor que se encuentra en la parte inferior del prototipo, este interruptor dotará de energía al circuito receptor de comandos y a todos los dispositivos conectados a dicho circuito, posteriormente se conecta la interfaz. Después de realizar la conexión, se procede a realizar pruebas de integración entre la interfaz y el prototipo. Las pruebas realizadas fueron: movimiento del mecanismo, encendido de luces, encendido de ventilador, apertura de puerta y activación de la alarma, esto puede verificarse en la Figura 14.

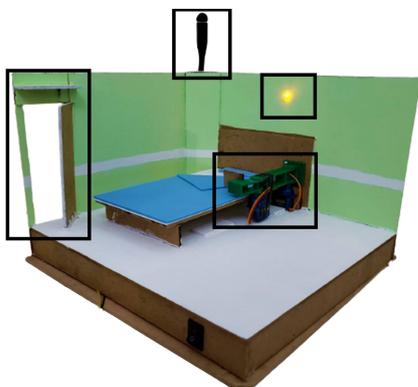


Figura 14: Pruebas realizadas de funcionamiento.

Se pudo verificar que el banco de pruebas es satisfactorio pues es posible observar el correcto comportamiento de los sistemas desarrollados y la realización de cada una de las actividades propuestas. Estas pruebas permiten verificar las simulaciones realizadas y comprobar los resultados previos obtenidos. En cuanto a la detección de fallas, se observó un ligero problema en el eslabón final del mecanismo pues se activaba poco antes de lo indicado, lo que causaría errores en la implementación. Se logró corregir este error mediante programación aumentando el retardo en la activación del servomotor que controla dicho eslabón.

9. Conclusión

En este trabajo se presenta una propuesta de integración de señales EMG y EEG al campo de la domótica. El funcionamiento del sistema se verificó con las pruebas descritas en la sección de resultados en donde se aprecia la integración de los diferentes subsistemas desarrollados. Particularmente, fue posible verificar la integración de las interfaces EMG y EEG en el sistema domótico inalámbrico mediante la activación de distintas señales de control que además permitieron corroborar los objetivos con los que se diseñó el sistema. Finalmente, se comprobó que las interfaces utilizando señales EMG y EEG proporcionan un alto porcentaje de precisión para obtener un sistema domótico eficaz pues se obtuvo un porcentaje de precisión en la interfaz electromiográfica de 92.18 % y en la interfaz electroencefalográfica de 78.3 % para la clasificación de las señales, por lo que la implementación de éstas en el sistema domótico demostró ser una alternativa para el desarrollo de dispositivos más amigables para personas con algún tipo de discapacidad.

Referencias

- Budynas, R. G. y Nisbett, J. K. (2021). *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley*. McGraw Hill, Ciudad de México, México.
- De-Luca, C. J. (2008). A practicum on the use of semg signals in movement sciences.
- Igual, C., Jr., L. A. P., Hahne, J. M., e Igual, J. (2019). Myoelectric control for upper limb prostheses. *Electronics*, 8:1–21.
- Lugo-González, E., Velarde-Galván, A., y Arias-Montiel, M. (2020). Diseño mecatrónico implementado en el desarrollo de prototipos virtuales y físicos. En de Jesús, A. M., Olivares-Ramírez, J. M., Cruz-Carpio, L. E., y Bautista-Jiménez, A., editores, *Handbook T-V CIERMMI Mujeres en la Ciencia Ingeniería*, volumen V, capítulo 2, pp. 22–39. ERCOFAN-México, Querétaro, México.
- Merlo, A. y Campanini, I. (2010). Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *The Open Rehabilitation Journal*, 3:98–109.
- Portillo-Lara, R., Tahirbegi, B., Chapman, C. A. R., Goding, J. A., y Green, R. A. (2021). Mind the gap: State-of-the-art technologies and applications for eeg-based brain-computer interfaces. *APL Bioengineering*, 5:1–17.
- SENIAM (Marzo de 2006). <http://seiam.org/>.
- Sharbrough, F., Chatrian, G. E., Lesser, R. P., Luders, H., Nuwer, M., y Picton, T. W. (1991). American electroencephalographic society guidelines for standard electrode position nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 8:200–202.