



Artículo de investigación



Automatización de silla de ruedas empleando señales electromiográficas obtenidas a partir de movimientos faciales

Wheelchair automation using electromyographic signals obtained from facial movements

Jesús García García , Guillermo Rey Peñaloza Mendoza , Mario Salvador Castro Zenil , Víctor Becerra Tapia 

TecNM – Instituto Tecnológico Superior de Pátzcuaro, Av. Tecnológico #1, Zurumutaro, Pátzcuaro, Michoacán, México

Autor de correspondencia: Guillermo Rey Peñaloza Mendoza, TecNM – Instituto Tecnológico Superior de Pátzcuaro, Av. Tecnológico #1, Zurumutaro, Pátzcuaro, Michoacán, México. E-mail: grey@itspa.edu.mx. ORCID: 0000-0003-2795-670X.

Enviado: 16 de Agosto del 2023

Aceptado: 6 de Octubre del 2023

Publicado: 13 de Octubre 2023

Resumen. - La tetraplejía es una enfermedad que puede ser ocasionada por distintos factores ya sean congénitos o accidentes, limitando a las personas a vivir sin poder realizar movimientos en las extremidades tanto inferiores como superiores. El presente trabajo muestra el desarrollo de un prototipo de una silla de ruedas para tetrapléjicos controlada mediante movimientos faciales, esto con la finalidad de dar independencia al paciente y mejorar su estado emocional, al no requerir ayuda para realizar la tarea de mover la silla. Para la implementación del prototipo se diseñó y construyó un circuito electrónico de adquisición, amplificación y filtrado analógico de las señales de electromiografía (EMG), el cual otorga una señal correspondiente al grado de movimiento de los músculos faciales. Posteriormente, la señal obtenida de la placa analógica base es digitalizada y procesada con la ayuda de un microcontrolador ATmega328p, donde se realiza un filtrado adicional y se determina el movimiento realizado a partir de las señales obtenidas, esta información es enviada mediante conexión Bluetooth a un segundo microcontrolador ATmega328p en el prototipo físico de la silla de ruedas. Con la información de la acción sobre el microcontrolador de la silla de ruedas, se realiza el acondicionamiento de la señal para el control de los motores que realizarán el movimiento correspondiente. Por último, se diseñó e implementó una aplicación móvil para el control del prototipo mediante botones, con la idea de que un responsable del usuario de la silla pueda tomar el control en caso de ser necesario. Como resultados se implementó el sistema sobre una silla de ruedas comercial básica, donde se adaptaron los motores y una transmisión por bandas para generar el movimiento. Esto permitió el control básico a través del movimiento facial y por medio de la aplicación móvil, sin embargo, el sistema de EMG requiere ser calibrado para usuarios diferentes. Como trabajo futuro se plantea modificar la transmisión del prototipo y permitir una calibración automática para ser aplicado indistintamente del usuario.

Palabras clave: Automatización; Discapacidad motriz; Electromiografía; Silla de ruedas; Tetraplejía.

Abstract. - Tetraplegia is a disease that can be caused by different factors, whether congenital or accidental, limiting people to live without being able to move both the lower and upper extremities. The present work shows the development of a prototype of a wheelchair for quadriplegics controlled by facial movements, this in order to give the patient independence and improve their emotional state by not requiring help to carry out the task of moving the chair. For the implementation of the prototype, an electronic circuit for analog acquisition, amplification and filtering of electromyography (EMG) signals was designed and built, which provides a signal corresponding to the degree of movement of the facial muscles. Subsequently, the signal obtained from the analog base board is digitized and processed with the help of an ATmega328p microcontroller, where additional filtering is performed and the movement made from the signals obtained is determined. This information is sent via Bluetooth connection to a second ATmega328p microcontroller in the physical prototype of the wheelchair. With the information of the action on the wheelchair's microcontroller, the conditioning of the signal is carried out to control the motors that will carry out the corresponding movement. Finally, a mobile application was designed and implemented to control the prototype through buttons, with the idea that a person responsible for the user of the chair can take control if necessary. As a result, the system was implemented on a basic commercial wheelchair, where the motors and a transmission by bands were adapted to generate the movement, this allowed basic control through facial movement and through the mobile application, however, the EMG system requires to be calibrated for different users. As future work, it is proposed to modify the transmission of the prototype and allow an automatic calibration to be applied regardless of the user.

Keywords: Automation; Motor disability; Electromyography; Wheelchair; Tetraplegia.



1. Introducción

Las lesiones medulares son causantes de discapacidades que impiden el movimiento de las personas que las sufren, de acuerdo con Henao-Lema y Pérez-Parra [1] los avances científicos y tecnológicos en prevención atención y manejo de discapacidades permiten el aumento en la expectativa de vida del individuo que se encuentra en condiciones de discapacidad. Lo cual lleva a la necesidad de proveer servicios funcionales que permitan la inclusión social.

La tetraplejía es una discapacidad que genera inmovilidad, así como falta de sensibilidad en miembros tanto superiores como inferiores causadas por lesiones en la medula espinal, un relato de un paciente llamado Jesús publicado por Fernández-Pascual [2] indica como un accidente vial lo llevó a esta discapacidad, así como tener que vivir en silla de ruedas relatando el antes y después y la forma en que tuvo que adaptarse a su situación.

Las complicaciones respiratorias son una de las principales causas de muerte en pacientes con esta discapacidad sobre este tipo de complicaciones García-P. et al [3] postulan que los principales causantes de los problemas respiratorios en estos pacientes son la debilidad de los músculos intercostales y abdominales, y la disfunción parcial o total del diafragma y presentan alternativas terapéuticas para prevenir, manejar y tratar estos tipos de complicaciones.

El retorno a la vida cotidiana posterior al proceso de rehabilitación en un hospital es un proceso de gran dificultad que requiere de tiempo dedicación y preparación emocional debido a la cantidad de obstáculos y retos que este representa, Gifre, Valle, Yuguero, Gil y Monreal [4] identifican en su investigación los factores más relevantes que contribuyen a mejorar la calidad de vida y del cómo perciben los pacientes

su entorno y calidad de vida una vez que han salido del centro de rehabilitación.

El problema de la independencia en los pacientes con tetraplejía es un tema sobre el cual estudiar hoy día para mejorar la calidad de vida de estas personas. Un artículo de la revista cubana de ortopedia y traumatología escrito por Bernal-González, Cabrera-Viltres, Nápoles-Pérez, y Álvarez-Placeres [5] presenta una cirugía de reconstrucción de la mano en pacientes con tetraplejía en el cual se describe el restablecimiento de la pinza y agarre de la mano del paciente haciendo uso de las técnicas de Zancolli y House, con lo cual se favorece la autonomía del paciente y se logra en ellos un alto grado de satisfacción.

Un artículo de la revista Medisur en Cienfuegos, Cuba presentado por la Universidad Tecnológica Equinoccial de Quito, Ecuador y la Universidad Estatal del Suroeste de Rusia muestra el diseño de un sistema para controlar una silla de ruedas mediante señales eléctricas cerebrales, haciendo uso de una diadema comercial para la adquisición de señales cerebrales y un microcontrolador. En el trabajo de Freire-Carrera, Chadrina, Maila-Andrago y Drozdov [6] emplean la herramienta de software LabVIEW para detectar las señales cerebrales y realizar una comunicación con el microcontrolador.

Una investigación realizada por Gago-Fernández y Seco-Calvo, J [7] muestra el caso de una paciente tetrapléjica espástica, la cual mediante la intervención de la fisioterapia luego de 8 meses logró una independencia funcional en su vida al conseguir el manejo de una silla de ruedas eléctrica modificada de acuerdo a sus necesidades.



2. Marco de referencia

De acuerdo con la Real Academia Española (RAE), la definición de tetraplejía se refiere a la parálisis en las cuatro extremidades, es decir, en manos y pies, por lo cual los pacientes con este padecimiento no pueden realizar movimientos más que en la cabeza lo cual representa un gran reto al encontrarse en esta condición. Esta discapacidad es causada principalmente por daños en la médula espinal derivados en mayor parte de accidentes de tráfico, sin embargo, también se puede generar por tumores u otro tipo de enfermedades de canal vertebral [1, 4].

Actualmente no existe una cura, pero sí que se aborda la pérdida de funcionalidad y sensibilidad en ciertas partes del cuerpo, teniendo en cuenta el alcance de la lesión y la condición del paciente. Con respecto a las lesiones de la médula espinal, se intenta prevenir las más graves y hacer que el paciente pueda volver a tener la vida más activa con la mejor calidad de vida posible. Algunos tratamientos pueden incluir: cuidado de la respiración, cuidado de la piel, ejercicios para mejorar el movimiento y la fuerza, terapia ocupacional, programas para mejorar el control del intestino y la vejiga [2, 3, 4].

Las señales mioeléctricas son un tipo de bioseñal generada a partir de la actividad muscular, las cuales se caracterizan por tener una muy baja amplitud en el rango de los milivoltios (mV), debido a esto, las señales requieren una etapa de amplificación y filtrado para poder ser procesadas e interpretadas por medio de software. Se sabe que este tipo de señales tienen un rango de operación que varía entre 0V – 10 mV en amplitud dependiendo del músculo que se esté monitoreando. Estas señales están superpuestas junto a otras señales que hay en el ambiente, razón por la cual, la etapa de filtrado debe de canalizar las señales en una ventana

específica de frecuencias, la misma que deberá estar comprendida entre 0.2 Hz y 40 Hz [8].

Una vertiente de las ciencias exactas que incluye el estudio, desarrollo e innovación de tecnologías para fines médicos, como terapia o rehabilitación es la ingeniería biomédica. Es dentro de esta disciplina que se encuentra inmerso el desarrollo de interfaces mioeléctricas (EMG); una interfaz EMG es un dispositivo electrónico que hace uso de señales biológicas producidas por los músculos del cuerpo, las cuales son procesadas y analizadas por un circuito electrónico además de un software [9, 10]. Con las bioseñales obtenidas a partir del musculo es posible analizarlos cuando existe daño en ellos, pero también pueden ser utilizadas para detectar la actividad muscular siendo una herramienta utilitaria para el control de prótesis y otros sistemas biomédicos [11, 12].

Sin embargo, los avances tecnológicos han permitido el uso de las señales de EMG en múltiples aplicaciones de control, ejemplo de ellos es el trabajo de Yin, Zhang, Chen y Lemos [13] donde se presenta un control de velocidad aplicado a un exoesqueleto conectado a una cinta de correr integrada con EMG con el objetivo de proporcionar una mejor interacción entre el usuario y el sistema. Bouteraa, Abdallah y Elmogy en [14] presentan el diseño y desarrollo de un dispositivo robótico para la rehabilitación de los miembros superiores donde se aplica el EMG para seguimiento. Dalal y Keshwala en [15] muestran el diseño y análisis de un prototipo de mano protésica impresa en 3D controlada por EMG. Así mismo, la electromiografía ha sido empleada recurrentemente para su uso como apoyo para la movilidad de personas con discapacidad, esto se puede ver en el trabajo de Kaur [16] donde se realiza la revisión de un sistema de EMG para conducir una silla de ruedas para personas con discapacitados motriz. Kundu, Mazumder, Lenka y Bhaumik en [17] presentan un sistema de control basado en gestos



manuales en una silla de ruedas omnidireccional utilizando una unidad de medición inercial (IMU) y sensores mioeléctricos para reconocer siete gestos comunes y clasificar sus características. Vigliotta, Cipleu, Mikell y Alba-Flores en [18] emplean el brazalete comercial Myo que contiene 8 sensores de EMG y una unidad de medición inercial (IMU) para recopilar las señales de EMG y utilizarlas para el control de una silla de ruedas. Por último, Manero, McLinden, Sparkman y Oskarsson en [19] aplican el EMG para controlar una silla de ruedas, sin embargo, utilizan un método donde se reconoce la intención de movimiento y no el movimiento final, para ser aplicados en personas con esclerosis lateral amiotrófica las cuales tienen movimientos involuntarios.

3. Planteamiento del problema y solución propuesta

3.1 Planteamiento del problema

Los principales motivos por los cuales una persona se encuentra en discapacidad, son los accidentes, específicamente la tetraplejia es ocasionada en mayor grado por accidentes viales, los cuales pueden dejar con inmovilidad de los miembros superiores e inferiores a las personas que sufren este tipo de incidentes en su vida [1, 2].

De acuerdo a datos obtenidos por la OMS, cerca de 1,000 millones de personas padecen algún tipo de discapacidad, esta cifra representa alrededor del 15% de la población mundial [20]. Las personas con discapacidades presentan peores resultados sanitarios, obtienen resultados académicos inferiores, participan menos en la economía y registran tasas de pobreza más altas que el resto de las personas. En el caso de la tetraplejia la población es mucho menor, sin embargo, no se deben dejar de lado las dificultades que esta discapacidad genera a las

personas que la padecen, entre los efectos más comunes de esta se encuentran problemas respiratorios, complicaciones en la vejiga e intestinos, problemas digestivos, incapacidad de movimiento en la mayor parte del cuerpo, falta de sensibilidad y problemas de autoestima [21, 22, 23]. El mayor problema para los pacientes con este tipo de discapacidad es que por su condición no pueden operar una silla de ruedas para moverse, por lo cual siempre dependen de otra persona para realizar esta tarea.

3.2 Solución propuesta

Se propone diseñar e implementar un prototipo de una silla de ruedas controlada, mediante señales electromiográficas para independizar al paciente tetrapléjico, en la realización del movimiento y control de esta.

El prototipo de silla de ruedas se plantea como una alternativa a la independencia para el paciente tetrapléjico, esto con la finalidad de que pueda controlar el sistema con las partes del cuerpo en las que sí tiene capacidad de movimiento como lo son los músculos faciales. El que un paciente tetrapléjico pueda controlar por sí solo una silla de ruedas además de independencia, le puede ser de gran utilidad en el aspecto emocional al mejorar considerablemente sus niveles de autoestima y confianza logrando con ello una mejor seguridad favoreciendo su salud emocional.

4. Metodología

Para realizar el diseño se tuvieron en cuenta algunas consideraciones, como el software a utilizar y bosquejo de este en papel, para lo cual se utilizó el software EAGLE de AUTODESK. Este tipo de circuito requiere de distintas etapas para realizar de forma correcta su función, las cuales se muestran en el diagrama de la Figura 1.

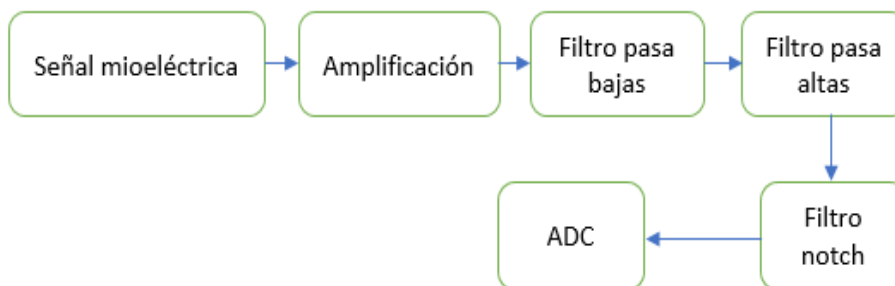


Figura 1. Etapas del circuito de adquisición de señales de EMG.

4.1. Adquisición

Para la etapa de amplificación se puede hacer uso ya sea del circuito integrado AD620 o el INA114

[24], debido a que ambos componentes cuentan con la misma distribución de pines mostrada en la Figura 2.

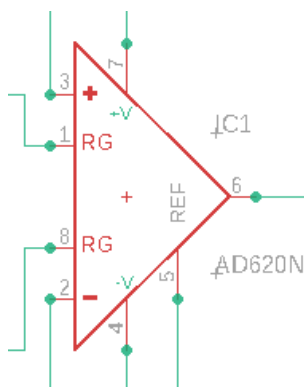


Figura 2. Etapa de amplificación.

Como se observa, los pines 2 y 3 son la entrada de la señal y las terminales RG son para colocar la resistencia requerida de acuerdo con la

ganancia que sea necesaria en el circuito, la cual está dada por la ecuación (1) proporcionada en la hoja de datos del fabricante.

$$RG = \frac{49.4k\Omega}{G - 1} \tag{1}$$

Donde RG es la resistencia que se va a colocar y G la ganancia que se necesita.

4.2. Filtrado

La siguiente etapa es el filtrado, en esta se puede utilizar cualquier circuito integrado de

amplificadores operacionales que cumpla con las características requeridas para el circuito el cual se alimenta por fuentes de 9v y -9v en este caso el componente elegido es el TL084 mostrado en la Figura 3 que cuenta con 4 amplificadores los cuales son suficientes para el diseño de los filtros.

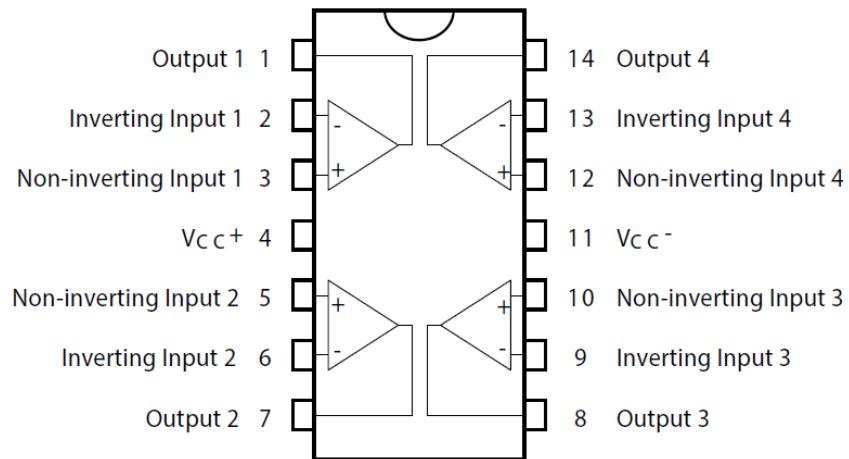


Figura 3. Distribución de pines del TL084, obtenida de la hoja de datos del fabricante, Texas Instrument.

4.2.1 Filtro pasa bajas

Considerando una frecuencia de corte (f_c) de 300Hz, un Capacitor de 0.1uF (C) y de acuerdo a

la ecuación (2) el diseño del filtro queda definido en la Figura 4.

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad (2)$$

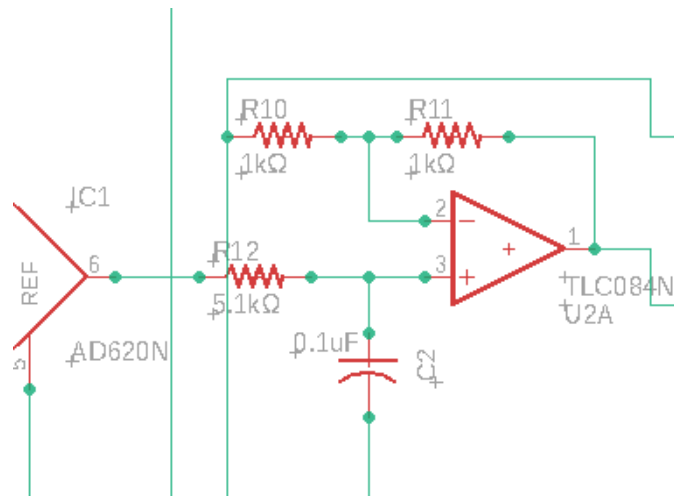


Figura 4. Filtro pasa bajas 20 dB/década.

Las resistencias de 1kΩ que se observan en la parte superior son para obtener una pequeña ganancia de 2 una vez que la señal haya sido filtrada de acuerdo a la configuración no inversora del filtro.

4.2.2. Filtro pasa altas

Considerando una frecuencia de corte (f_c) de 20Hz, un Capacitor de 0.1uF (C) y de acuerdo a la ecuación (2) el diseño del filtro queda definido en la Figura 5.

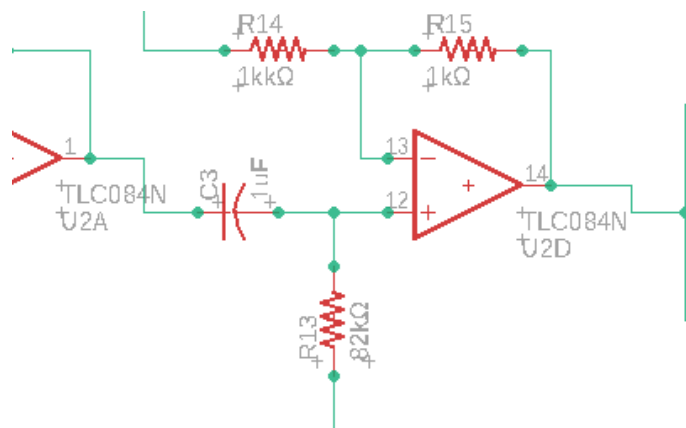


Figura 5. Filtro pasa altas 20 dB/década.

4.2.3. Filtro Notch

Este filtro mostrado en la Figura 6 se encarga de eliminar señales en una frecuencia determinada, en este caso se requiere eliminar el ruido eléctrico

por lo cual el diseño debe ser implementado para 60 Hz [25, 26], los valores de los componentes en este filtro se rigen por las ecuaciones (3), (4) y (5) para las cuales se tiene $f_0 = 60$ Hz, $C = 100$ pF.

$$R = \frac{1}{2\pi C f_0} \tag{3}$$

$$C f = 2C \tag{4}$$

$$R f = \frac{R}{2} \tag{5}$$

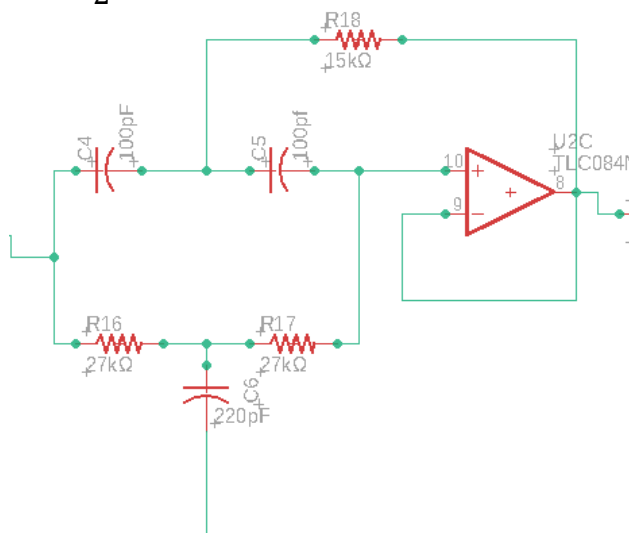


Figura 6. Filtro notch 60 Hz.



Lo mostrado en la Figura 6 es el circuito utilizado, sin embargo, se ha realizado un nuevo diseño del circuito con filtros de mayor orden para mejorar la interpretación de las señales, el diseño de dicho circuito se muestra a

4.2.4 Filtro pasa bajas (Segundo orden Sallen-Key)

continuación. En el circuito los componentes principales son los mismos por lo cual solo se muestra la etapa de filtrado que fue en la que se realizaron cambios.

Considerando una frecuencia de corte (f_c) de 300 Hz, un capacitor de 220 nF (C) y de acuerdo a la ecuación 6 el diseño del filtro queda definido en la Figura 7.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6)$$

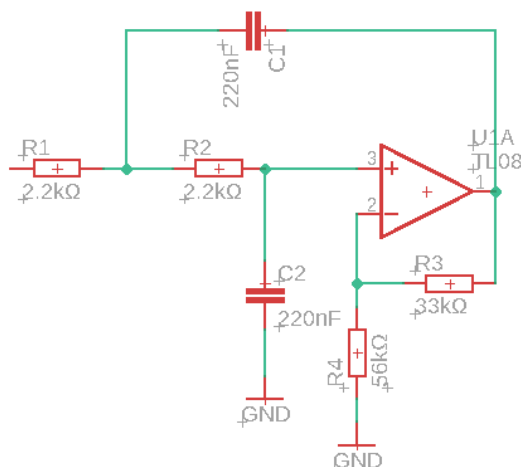


Figura 7. Filtro pasa bajas de segundo orden.

Las resistencias de 33 kΩ y 56 kΩ que se observan en la parte del amplificador son para obtener una aproximación Butterworth $R1/R2=0.586$.

4.2.5. Filtro pasa altas (Segundo orden Sallen-Key)

Considerando una frecuencia de corte (f_c) de 10 Hz, un capacitor de 220 nF (C) y de acuerdo a la ecuación 6 el diseño del filtro queda definido en la Figura 8, de igual forma se realizó una aproximación Butterworth con las resistencias de la parte más próxima al amplificador.

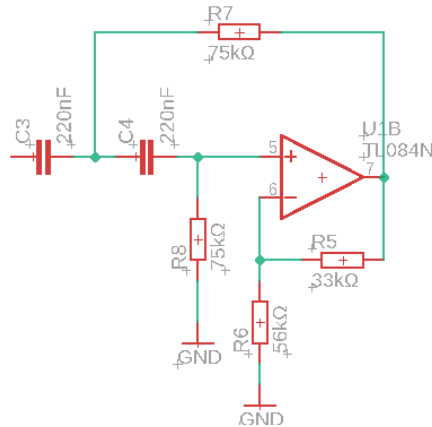


Figura 8. Filtro pasa altas de segundo orden.

Cabe mencionar que para el diseño se colocaron dos filtros de segundo orden en cascada para con ello generar un cuarto orden.

4.3 Conversión analógica a digital

Una vez realizada la etapa de filtrado se requiere acondicionar la señal de tal forma que se pueda

procesar digitalmente para lo cual es necesario realizar ajustes en la señal de salida, de tal forma que se pueda digitalizar los cual se realiza mediante un circuito de ajuste offset mostrado en la Figura 9, que cuenta con un amplificador operacional y en este caso el encargado de digitalizar la señal será la placa Arduino nano.

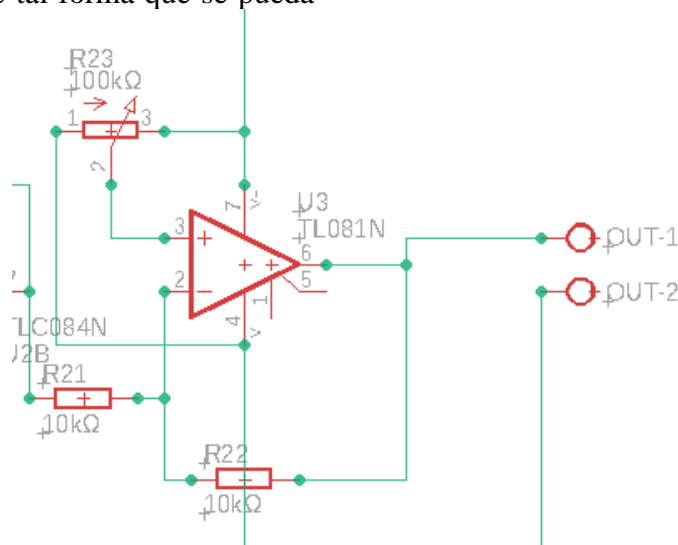


Figura 9. Circuito de ajuste de offset

El ajuste del offset se realiza debido a que el medio de digitalización de la señal será un Arduino el cual solo admite señales de entre 0 - 5 V por lo cual la parte negativa de la señal no se podría visualizar de no implementar este circuito, una vez hecho esto la salida PUT-1 se conecta a

un pin analógico del Arduino para poder ser digitalizada.

4.4 Parametrización de la señal

Una vez que se tiene la señal digitalizada es necesario realizar una observación de esta en la



herramienta “serial Plotter” del IDE Arduino, una vez graficada la señal se debe analizar si es necesaria la creación de un filtro digital de tal forma que sea posible la interpretación de esta. Una vez hecho el filtrado digital, se procede a procesar la señal digitalmente de tal forma que al realizar movimientos musculares se pueda

identificar la respuesta frecuencial y de amplitud de la señal siendo posible definir al menos 4 parámetros utilizables para programar una acción, es decir asignar el envío numérico del 1 al 4 representando los movimientos musculares realizados, en la Tabla 1 se establece la relación entrada - salida.

Tabla 1. Entradas y salidas del circuito de adquisición de señales de EMG

Entradas al circuito	Salidas del circuito
Movimiento del maxilar inferior al frente	1
Movimiento del maxilar inferior a la izquierda	2
Movimiento del maxilar inferior a la derecha	3
Abrir la boca	4

4.5 Circuito de interpretación de datos

Para la construcción del circuito intérprete es necesario el uso de un Arduino que recibe los datos del circuito de adquisición de señales, las cuales son enviadas ya procesadas y de manera inalámbrica. Esta placa Arduino controla un circuito Puente H, el cual a su vez controla 2 motores que realizan lo indicado con los movimientos del usuario, en cierta forma este circuito es un decodificador que realiza acciones de acuerdo a las señales recibidas como se puede observar en la Tabla 2.

Tabla 2. Entradas y salidas del circuito intérprete.

Entrada al circuito	Salida del circuito
1	Avanzar al frente
2	Giro hacia la izquierda
3	Giro hacia la derecha
4	Retroceder (reversa)

4.6 Pruebas de comunicación inalámbrica

Para las pruebas de esta comunicación fue necesario hacer uso de dos módulos Bluetooth HC-05 los cuales tendrán una configuración distinta dependiendo del fabricante. Para realizar la comunicación entre los dos circuitos fue necesario configurar un Bluetooth como esclavo y otro como maestro, para que fuera posible la conexión entre estos, para esto se hace uso de los comandos AT los cuales se especifican en la hoja de datos del fabricante del componente, los

comandos necesarios son para cambiar el nombre, modo (esclavo/maestro) y configurar la conexión automática entre los dos dispositivos [27, 28]. En el monitor serial se teclean los comandos descritos en la Tabla 3.

Cabe mencionar que es necesario tener presionado el botón del módulo, antes de alimentarlo para que permita ingresar al modo de configuración. Una vez configurados los módulos se conectarán cada que se enciendan y se puede comenzar con las pruebas.



Tabla 3. Comandos necesarios para configurar el HC-05

Comando AT	Respuesta
AT	Ok
AT+NAME	HC-05(nombre de fábrica)
AT+ROLE	Indica si es esclavo o maestro con 0 y 1 respectivamente
Cambio de parámetros y configuración	
AT+NAME=Maestro/Esclavo	Cambiará el nombre del dispositivo
AT+ROLE=0/1	Cambiará el rol del dispositivo
AT+CMODE=0	Configura la conexión por dirección mac (solo es necesaria en el maestro)
AT+BIND=dirección mac del dispositivo esclavo	Asigna la dirección del dispositivo al cual se va a conectar (solo es necesaria en el maestro)

4.. Desarrollo de la app

Para el desarrollo de la app lo más viable en cuanto a ahorro de tiempos fue utilizar MIT App inventor [29, 30], debido a la simplicidad con la que se pueden crear aplicaciones para tareas sencillas como la que se necesita para este prototipo, además de no requerir de una instalación previa ya que se puede desarrollar en la web [31]. Para la creación de esta interfaz, es necesario apoyarse de al menos 2 diseños para poder realizar una encuesta con al menos 10 personas y definir que interfaz es más intuitiva y amigable para el usuario, la idea principal de esto

es que el usuario no necesite una capacitación muy compleja para poder utilizar el prototipo.

5. Resultados

Una vez realizadas las pruebas necesarias con el software EAGLE se obtuvo el circuito esquemático mostrado en las Figuras 10, 11 y 12, el cual ya cuenta con un Jack 3.5 para la conexión de los electrodos, entrada de alimentación tomando en cuenta el uso de dos baterías de 9v y una salida de la señal la cual se conecta al microcontrolador para digitalizarla.

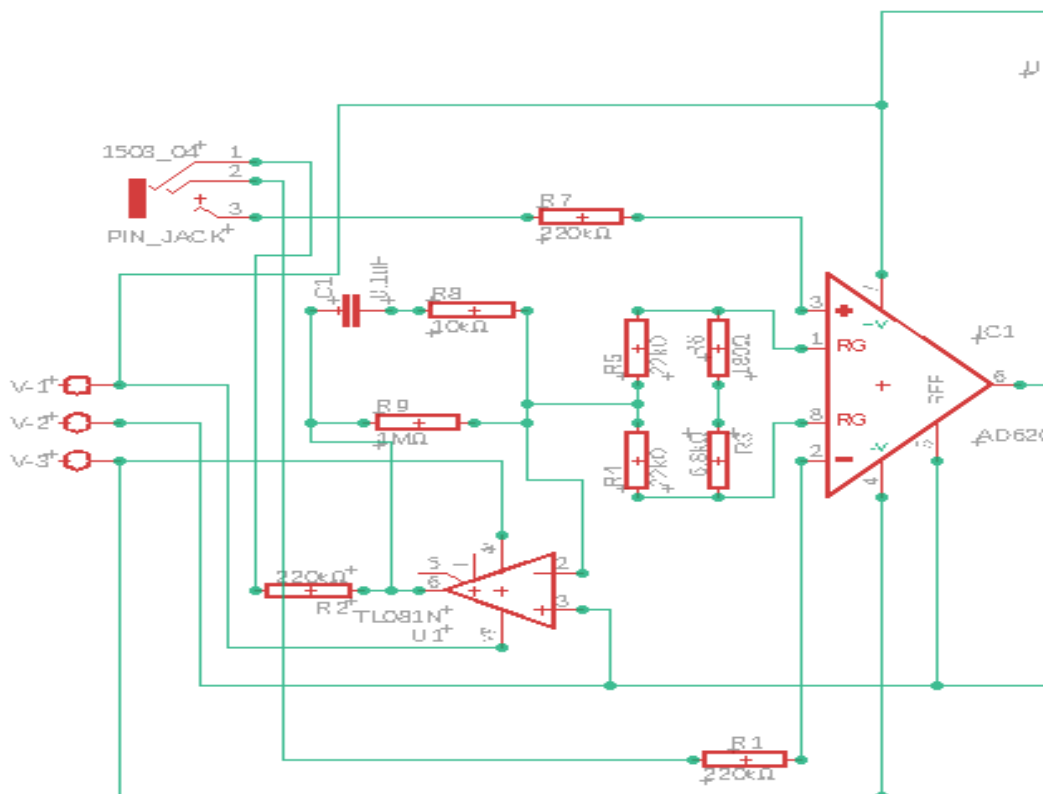


Figura 10. Diagrama esquemático del circuito final: etapa de pre-amplificación.

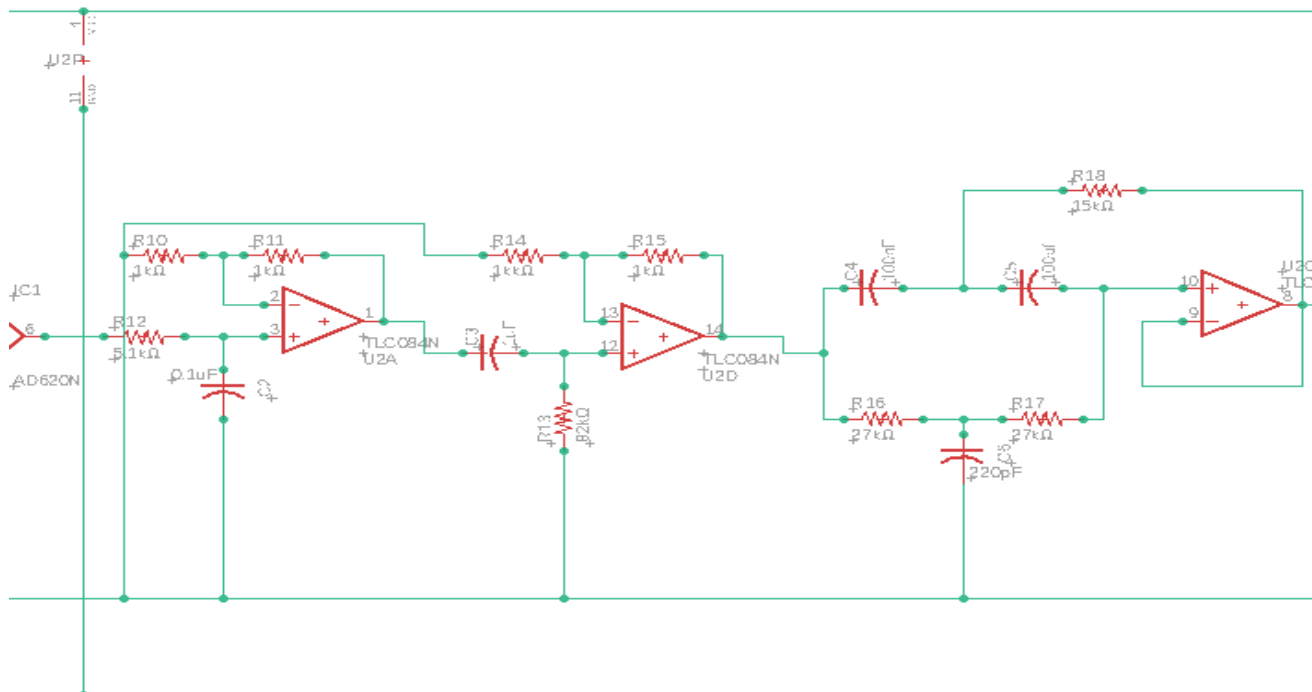


Figura 11. Diagrama esquemático del circuito final: etapa de filtrado.

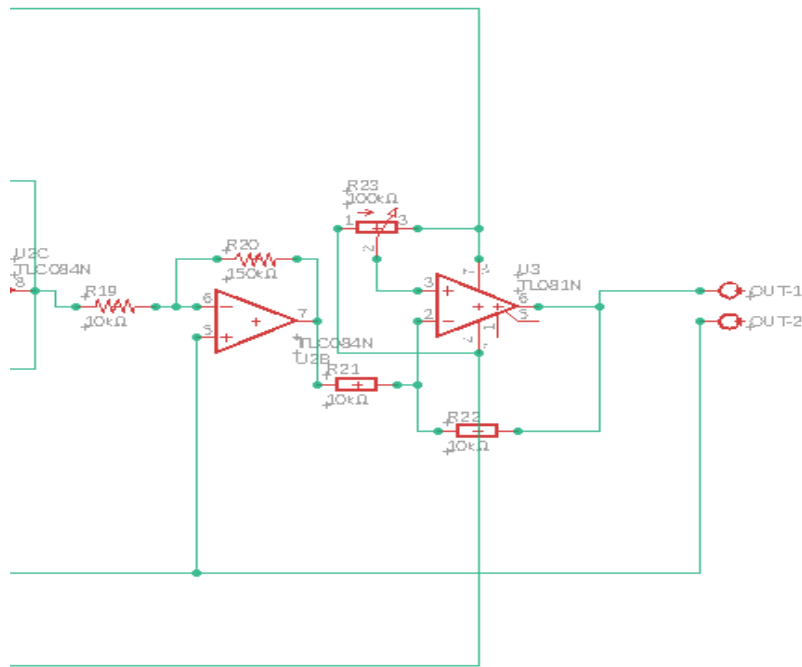


Figura 12. Diagrama esquemático del circuito final: etapa de acondicionamiento.

Obtenido el diseño del circuito se imprimieron las plantillas en papel couché las cuales se muestran en la Figura 13 para posteriormente

realizar el planchado y obtener el circuito en la placa fenólica.

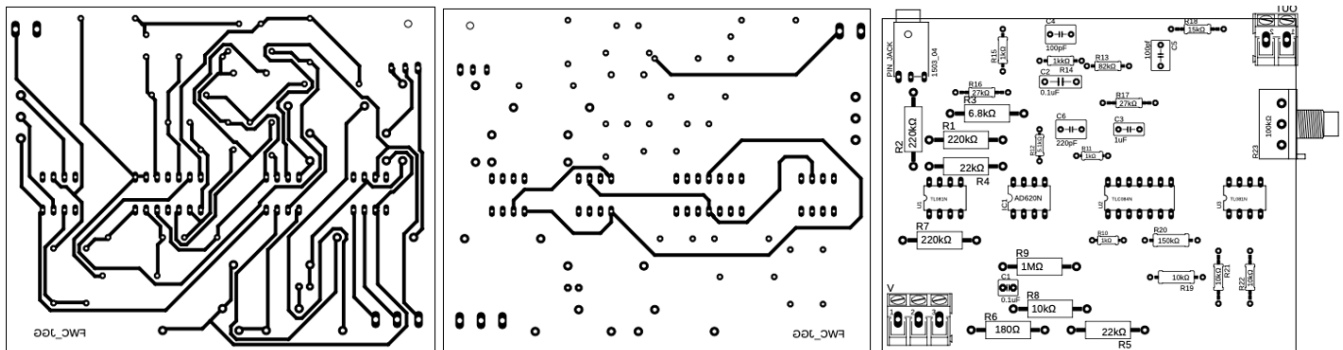


Figura 13. Plantillas para la placa fenólica.

Lo mostrado en las figuras 14 es lo obtenido una vez hecho el proceso de impresión del circuito

PCB para posteriormente realizar el montaje de los componentes mostrado en la figura 15.

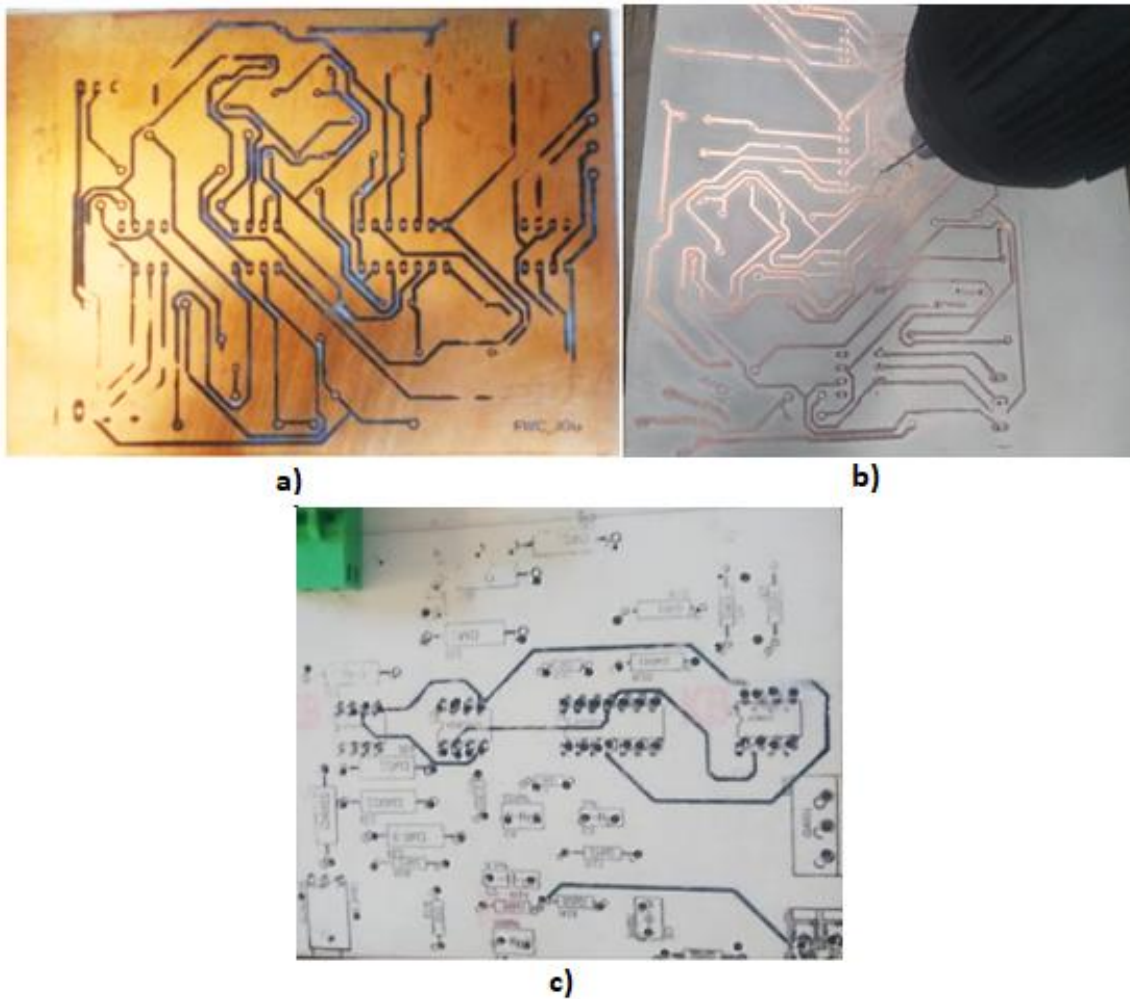


Figura 14. Muestra de las tarjetas de PCB, a) marcado de pistas sobre placa, b) placa después del proceso químico para la remoción del exceso de cobre y c) placa con perforaciones para colocar componentes.



Figura 15. circuito de adquisición de señales de EMG montado.



Para el caso del segundo diseño se había planteado la elaboración de una placa de doble cara, sin embargo, el proceso no se pudo realizar correctamente, por lo cual se seguirá utilizando el primer diseño mientras se logra mandar a manufacturar el PCB del segundo diseño.

Teniendo la placa montada se conectaron los electrodos a los latiguillos y la salida de la placa base al microcontrolador para observar la señal obtenida y comparar la forma de esta con una señal de EMG normal. En la Figura 16 se muestra la conexión de los electrodos al usuario.



Figura 16. Conexión del circuito de adquisición de señales.

Una vez realizadas las conexiones se graficaron las señales obtenidas por el circuito para múltiples movimientos, en la Figura 17 se muestra la gráfica del EMG para un movimiento

de apertura de la boca, en la Figura 18 se realiza un movimiento que hace fuerza en el maxilar y en la Figura 19 muestra la gráfica con un movimiento del maxilar hacia enfrente.

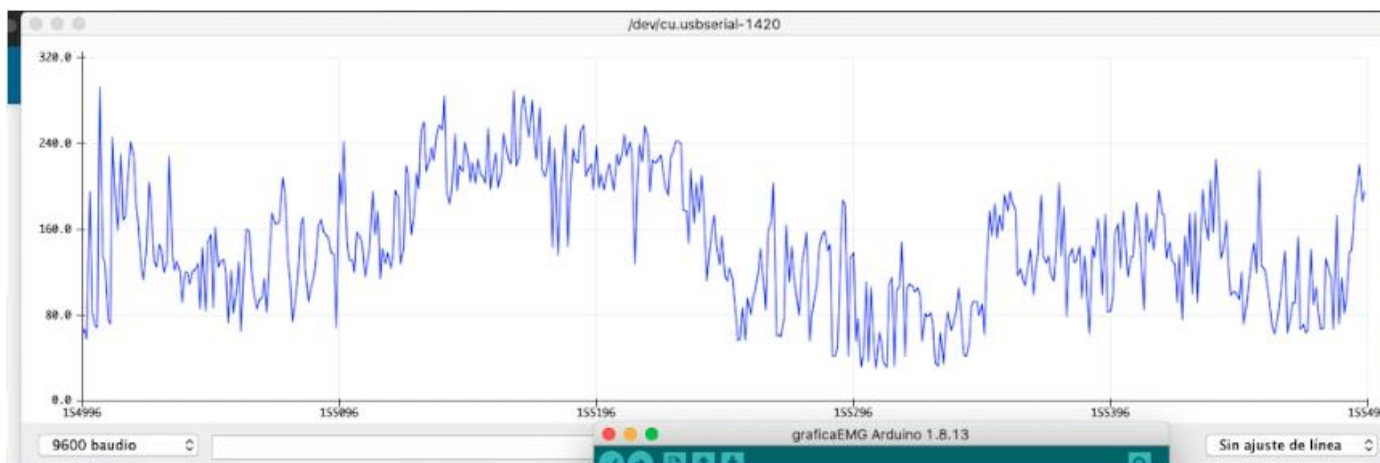


Figura 17. Señal obtenida con la boca abierta

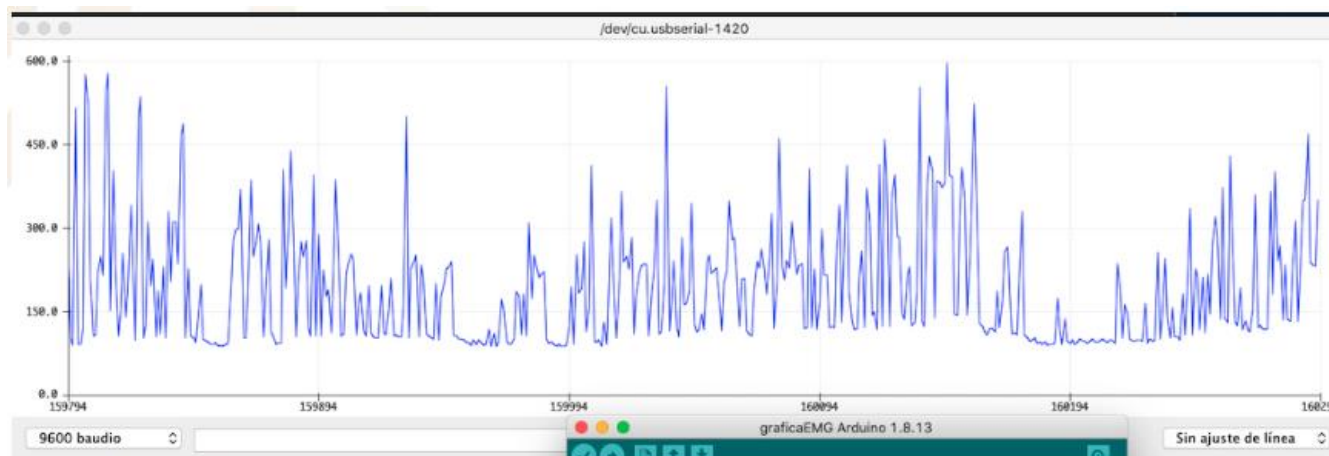


Figura 18. Señal obtenida haciendo fuerza en el maxilar

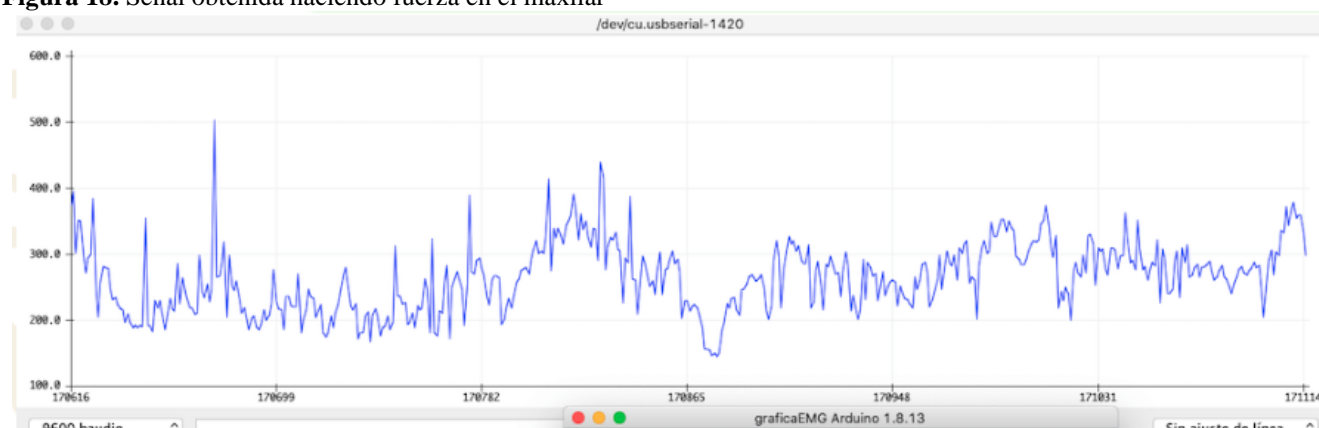


Figura 19. Señal moviendo el maxilar al frente

Las formas de la señal se pueden poner en comparación con lo obtenido en los trabajos de Correa-Figueroa et al. [9], Zhu et al. [32], Yeon y Herr [33] en los cuales se muestra la señal en bruto como se presenta en las anteriores imágenes y además también se muestra ya filtrada digitalmente, cabe mencionar que a las señales mostradas en las Figuras anteriores solo tienen el filtrado analógico, es decir una vez aplicando filtros digitales se reducirán ciertos picos en la señal [34, 35], un ejemplo de la señal en bruto de un EMG y filtrada digitalmente se muestra en el trabajo de Correa-Figueroa et al. [9], sin embargo, se toma en cuenta que el músculo del cual se adquirieron las señales en el

presente trabajo es un músculo facial y en el trabajo de Correa-Figueroa et al. [9] es un músculo de brazo.

El circuito implementado para el control de los motores es únicamente otro microcontrolador que interpreta los datos recibidos para realizar el movimiento de los motores, en la Figura 20 se muestra un montaje realizado a manera de prototipo para verificar el funcionamiento de este. En este montaje solo se reciben datos por Bluetooth los cuales asignan movimientos a los motores y permiten el control de este, ya sea mediante el circuito de adquisición de datos o mediante la aplicación móvil.

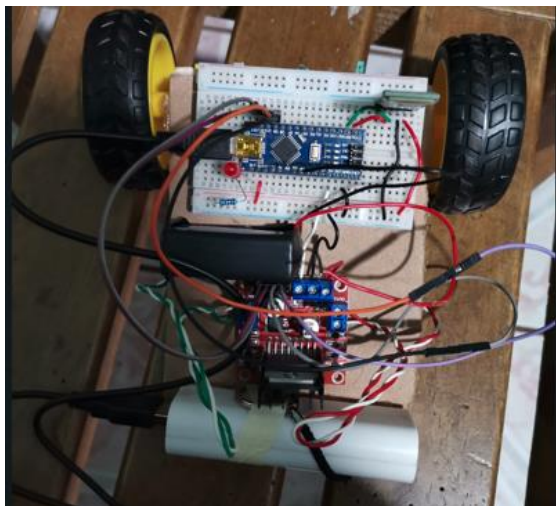


Figura 20. Circuito intérprete de los datos.

Una vez que se observó el funcionamiento en el prototipo de la Figura 20 se procedió a realizar el montaje en tamaño real para esto se utilizaron 2 motores 24 V DC 17 A una batería de 12 V a 7 A

y el puente h utilizado se cambió por uno de mayor capacidad en cuanto a corriente, para lograr que el prototipo en tamaño real quedara como se muestra en la Figura 21.



Figura 21. Prototipo en tamaño real.

Como se muestra en la imagen se utilizaron bandas para transmitir el movimiento de los motores a las ruedas lo cual permitió que la silla se moviera en la dirección indicada por medio de la app y del circuito de adquisición de datos. La aplicación móvil realizada para fungir como control auxiliar al EMG funcionó sin problemas, para la cual se programó que los datos enviados

fueran del 1 al 4 para que el circuito interprete realizara los movimientos en las direcciones indicadas. Tomando en cuenta algunas sugerencias se optó por añadir control por voz al prototipo el cual fue incorporado dentro de la misma app quedando el diseño de esta como se muestra en la Figura 22.

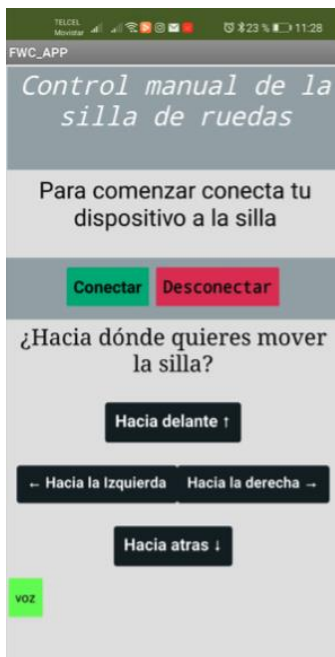


Figura 22. Diseño final de la app

6. Conclusiones

El circuito fue diseñado por medio del software EAGLE y posteriormente aplicando la técnica de planchado se creó la placa impresa PCB, la señal obtenida de este fue muy aleatoria para poder parametrizar y asignar acciones, por lo cual se tuvo que implementar un filtro digital de promedio exponencial para suavizar los picos y eliminar ruido de la señal, aún con esto la señal fue un tanto difícil de interpretar. Se realizó una parametrización de esta haciendo un envío de datos numéricos del 1 al 4 para los movimientos direccionales al circuito interprete, que son las acciones logradas hasta el momento.

Se diseñó un segundo circuito con filtros de 4to orden para mejorar la forma de la señal y de esta manera lograr un mejor control del prototipo, sin embargo, el diseño no se pudo plasmar en un PCB debido a que el equipo de laboratorio dejó de funcionar después de la impresión de la primera capa, y al ser un circuito de tal complejidad se descartó la opción de realizarlo mediante el método de planchado.

El prototipo de la silla se realizó haciendo uso de un puente H el cual controla dos motores DC, este a su vez conectado a un microcontrolador que recibe instrucciones del circuito de adquisición de señales de EMG y de una app móvil, el prototipo se programó de tal forma que realizara movimientos de acuerdo a los datos recibidos, en este caso del 1 al 4, 1 adelante, 2 derecha, 3 izquierda, 4 atrás. Este funcionó de la manera correcta respondiendo a los datos recibidos tanto del circuito de adquisición de señales como de la aplicación móvil.

Posterior a la revisión del funcionamiento del prototipo a escala se procedió a realizar el armado en tamaño real del prototipo haciendo uso de una silla de ruedas simple para colocarle los motores y el circuito de control de estos el cual funcionó de manera adecuada generando los movimientos indicados.

La comunicación inalámbrica se empleó mediante Bluetooth, haciendo uso de dos módulos HC-05 para la cual se tuvo que



configurar un módulo como maestro y otro como esclavo, así mismo se realizó la configuración para que se conectaran automáticamente estando los dos encendidos. Para conectar la app con el prototipo primero se tuvo que apagar el circuito de adquisición de datos para que el módulo Bluetooth del prototipo quedara disponible para la conexión del dispositivo móvil y poder controlarlo mediante la app.

La aplicación fue desarrollada en MIT App Inventor, la cual consiste de 6 botones conectar, desconectar y 4 botones de direcciones los cuales fueron programados para enviar datos numéricos del 1 al 4, y poder ser interpretados por el prototipo. Dicha aplicación funcionó sin problema alguno y fue posible controlar el prototipo mediante este medio, además de incorporar en esta un control de voz logrando de esta manera 3 diferentes formas de controlar el dispositivo.

7. Agradecimientos de autores

Jesús García García: Conceptualización; Recursos; Ideas; Metodología; Investigación; Borrador original; Administración de proyecto.

Guillermo Rey Peñaloza Mendoza: Conceptualización; Metodología; Investigación; Análisis de datos; Escritura; Revisión y edición.

Mario Salvador Castro Zenil: Investigación; Análisis de datos; Escritura. *Víctor Becerra Tapia:* Análisis de datos; Escritura; Revisión y edición.

Referencias

[1] C. P. Henao-Lema y J. E. Pérez-Parra, “Lesiones medulares y discapacidad: revisión bibliográfica.” *Aquichan*, vol. 10 no. 2, pp. 157-172, agosto 2010. ISSN: 1657-5997. <https://doi.org/10.5294/aqui.2010.10.2.5>

[2] A. Fernández Pascual, “The spinal cord: the cord of life. The story of a quadriplegic by traffic accident.” *Index de*

Enfermería, vol. 20, no. 3, pp. 199-202, julio 2011. <https://doi.org/10.4321/S1132-12962011000200013>

[3] D. García P., J. Castillo M. y J. Castillo C., “Complicaciones respiratorias de la tetraplejia: Una mirada a las alternativas terapéuticas actuales”, *Revista chilena de enfermedades respiratorias*, vol. 23, no. 2, pp. 106-116, junio 2007 <https://dx.doi.org/10.4067/S0717-73482007000200005>

[4] M. Gifre, A. Valle, M. Yuguero, Á. Gil y P. Monreal, “La mejora de la calidad de vida de las personas con lesión medular: La transición del centro rehabilitador a la vida cotidiana desde la perspectiva de los usuarios.” *Athena Digital. Revista de Pensamiento e Investigación Social*, no. 18, pp. 3-15, 2010. ISSN: 1578-8946. Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=53720000001>

[5] M. J. Bernal González, N. J. Cabrera Viltres, M. Nápoles Pérez y L. Álvarez Placeres, “Cirugía reconstructiva de la mano en pacientes tetrapléjicos.” *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, vol. 33, no. 2, diciembre 2019. Recuperado en 20 de mayo de 2021, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-215X2019000200001&lng=es&tlng=es.

[6] F. Freire Carrera, O. Chadrina, E. Maila Andrago y V. Drozdov, “Diseño de sistema para controlar una silla de ruedas mediante señales eléctricas cerebrales”, *MediSur*, vol. 17, no. 5, pp. 650-663, octubre de 2019. Recuperado en 21 de mayo de 2021, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1727-897X2019000500650&lng=es&tlng=es

[7] I. Gago Fernández y J. Seco Calvo, “Independencia funcional para el manejo autónomo de la silla de ruedas. A propósito de un caso”. *Fisioterapia*, vol. 32, no. 1, pp. 41-45, febrero 2010, ISSN 0211-5638, <https://doi.org/10.1016/j.ft.2009.03.003>

[8] O. Veloz Segarra y M. Fornell Sánchez, “Diseño e implementación de un sistema de control de una silla de ruedas eléctrica mediante sensores mioeléctricos EOG/EMG”, Tesis de licenciatura, Escuela Superior Politécnica del Litoral, Guayaquil, Ecuador, 2015. Disponible en: <http://www.dspace.espol.edu.ec/handle/123456789/34970>

[9] J. L. Correa-Figueroa, E. Morales-Sánchez, J. A. Huerta-Ruelas, J. J. González-Barbosa y C. R. Cárdenas-Pérez, “Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular”, *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, vol. 37, no. 1, pp. 17-27, enero 2016. <https://doi.org/10.17488/RMIB.37.1.4>



- [10] J. M. Weiss, L. D. Weiss and J. K. Silver, *Easy EMG-E-Book: A Guide to Performing Nerve Conduction Studies and Electromyography*, Philadelphia, USA, Elsevier Health Sciences, 2023. Disponible en: <https://www.us.elsevierhealth.com/easy-emg-9780323796866.html>
- [11] M. Atzori, A. Gijberts, C. Castellini, et al., "Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses." *Scientific data*, vol. 1, no. 140053, pp. 1-13, diciembre 2014. <https://doi.org/10.1038/sdata.2014.53>
- [12] R. M. Singh y S. Chatterji "Trends and challenges in EMG based control scheme of exoskeleton robots-a review." *International Journal of Scientific & Engineering Research*, vol. 3, no. 8, Agosto 2012. ISSN 2229-5518. Disponible en: <https://citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=f119d63499566fae9bb13dcfadf8a82d6ce49fa5>
- [13] G. Yin, X. Zhang, D. Chen, H. Li, J. Chen, C. Chen and S. Lemos, "Processing surface EMG signals for exoskeleton motion control." *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 14, julio 2020, ISSN=1662-5218, <https://doi.org/10.3389/fnbot.2020.00040>
- [14] Y. Bouteraa, I. B. Abdallah and A. Elmogy, "Design and control of an exoskeleton robot with EMG-driven electrical stimulation for upper limb rehabilitation." *Industrial Robot: the international journal of robotics research and application*, vol. 47, no. 4, pp. 489-501, mayo 2020, <https://doi.org/10.1108/IR-02-2020-0041>
- [15] D. Dalal and U. Keshwala, "Design and analysis of EMG controlled anthropomorphic Prosthetic hand," 2021 8th International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN), Noida, India, 2021, pp. 345-349, <https://doi.org/10.1109/SPIN52536.2021.9565947>
- [16] A. Kaur, "Wheelchair control for disabled patients using EMG/EOG based human machine interface: a review", *Journal of medical engineering & technology*, vol. 45, no. 1, pp. 61-74, diciembre 2020, <https://doi.org/10.1080/03091902.2020.1853838>
- [17] A. S. Kundu, O. Mazumder, P. K. Lenka y S. Bhaumik. "Hand gesture recognition based omnidirectional wheelchair control using IMU and EMG sensors", *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, Springer, vol. 91, pp. 529-541, octubre 2017. <https://doi.org/10.1007/s10846-017-0725-0>
- [18] J. Vigliotta, J. Cipleu, A. Mikell and R. Alba-Flores, "EMG controlled electric wheelchair". *Intelligent Systems and Applications. IntelliSys 2021. Lecture Notes in Networks and Systems*, vol. 296, pp. 439-449. Springer International Publishing 2022. https://doi.org/10.1007/978-3-030-82199-9_29
- [19] A. C. Manero, S. L. McLinden, J. Sparkman and B. Oskarsson, "Evaluating surface EMG control of motorized wheelchairs for amyotrophic lateral sclerosis patients." *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 19, no. 1, pp. 1-10, Agosto 2022, <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01066-8>
- [20] INEGI. Discapacidad. Recuperado el 13 de noviembre de 2022. [Online] Disponible en: <https://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx>
- [21] ASIA. American Spinal Injury Association. asiaspinalinjury.org. (28 de octubre de 2019) Obtenido de asiaspinalinjury.org. [online] Disponible en: https://asia-spinalinjury.org/wp-content/uploads/2019/11/International-Standards-Worksheet-Spanish-Final_10_28_2019.pdf
- [22] Y. Bahena-Salgado y J. Bernal-Márquez. "Calidad de vida de los pacientes con paraplejía secundaria a lesión vertebral traumática". *Acta ortopédica mexicana*, vol. 21, no. 1, pp. 3-7. Recuperado el 04 de Septiembre de 2019, de <https://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2007/or071b.pdf>
- [23] World Health Organization. "International Perspectives on Spinal Cord Injury (IPSCI)". In: Jerome Bickenbach, Cathy Bodine, Douglas Brown, et al. (eds.) Geneva, 2013. Disponible en: <https://www.who.int/publications/i/item/international-perspectives-on-spinal-cord-injury>
- [24] A. Polo, P. Narvaez and C. Robles Algarín, "Implementation of a cost-effective didactic prototype for the acquisition of biomedical signals", *Electronics*, vol. 7, no. 5, mayo 2018. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/electronics7050077>
- [25] A. Panja, A. Bhattacharya and T. P. Banerjee, "Design and Analysis of Notch Depth for T-Notch Filter," 2020 National Conference on Emerging Trends on Sustainable Technology and Engineering Applications (NCETSTE), Durgapur, India, 2020, pp. 1-4, <https://doi.org/10.1109/NCETSTE48365.2020.9119943>



- [26] K. Afifah and N. Retdian, "Design of N-path notch filter circuits for hum noise suppression in biomedical signal acquisition", *IEICE Transactions on Electronics*, vol. E103-C, no. 10, pp. 480-488, octubre 2020. <https://doi.org/10.1587/transele.2019CTP0009>
- [27] Y. E. Prasetyo, H. Hindarto, S. Syahririni and A. Wisaksono, "Wheelchair Control Using Bluetooth-Based Electromyography Signals". *Journal of Computer Networks, Architecture and High-Performance Computing*, vol. 5, no. 1, pp. 148-159, enero 2023. <https://doi.org/10.47709/cnahpc.v5i1.2063>
- [28] R. K. Singh, A. Sarkar, D. Chakravarty, P. Goyal, V. Lodhi and A. Sharma, "Bluetooth communication controlled robot based on gesture recognition," 2015 IEEE International Transportation Electrification Conference (ITEC), Chennai, India, 2015, pp. 1-5. <https://doi.org/10.1109/ITEC-India.2015.7386937>
- [29] MITAppInventor. (2011). appinventor.mit. [online] Obtenido de <https://appinventor.mit.edu/about-us>
- [30] F. Posada Prieto, "Creando aplicaciones para móviles Android con MIT App Inventor 2", Instituto Nacional de Tecnologías Educativas y de Formación del Profesorado (INTEF), Recursos Educativos Digitales, abril 2019. ISSN:2695-4176. https://doi.org/104438/2695-4176_OTE_2019_847-19-121-5
- [31] E. W. Patton, M. Tissenbaum and F. Harunani, "MIT app inventor: Objectives, design, and development", *Computational thinking education*, Springer Open, Singapore, ISBN 978-981-13-6528-7 (eBook) https://doi.org/10.1007/978-981-13-6528-7_3
- [32] L. Zhu, G. Mao, H. Su, Z. Zhou., W. Li, X. Lü and Z. Wang. "A wearable, high-resolution, and wireless system for multichannel surface electromyography detection", *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 8, pp. 9937-9948, abril 2021. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2021.3058987>
- [33] S. H. Yeon and H. M. Herr, "Rejecting Impulse Artifacts from Surface EMG Signals using Real-time Cumulative Histogram Filtering," *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, 2021, pp. 6235-6241. <https://doi.org/10.1109/EMBC46164.2021.9631052>
- [34] Z. Xiao, J. Ye, H. Shen, S. Deng, H. Zhu and H. Xiao, "Analysis of Digital Filtering Design Based on Surface EMG Signals," *2023 IEEE 3rd International Conference on Electronic Communications, Internet of Things and Big Data (ICEIB)*, Taichung, Taiwan, 2023, pp. 542-546, <https://doi.org/10.1109/ICEIB57887.2023.10170168>
- [35] M. Boyer, L. Bouyer, J. S. Roy and A. Campeau-Lecours, "Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review". *Sensors*, vol. 23, no. 6, marzo 2023. <https://doi.org/10.3390/s23062927>

Derechos de Autor (c) 2023 Jesús García García, Guillermo Rey Peñaloza Mendoza, Mario Salvador Castro Zenil, Víctor Becerra Tapia



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Usted es libre para compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:

Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.

[Resumen de licencia](#) - [Texto completo de la licencia](#)