

# Qapaq Ñawi, sistema de acoplamiento a la silla de ruedas basado en EOG para el movimiento de pacientes con ELA

C. Fernandez, J. Melgarejo, M. Cama, M. Jaico, M. Orihuela, M. Rejas.

Fundamentos de Biodiseño 2021-2, Ingeniería Biomédica PUCP-UPCH

**Resumen**— La esclerosis lateral amiotrófica es una enfermedad neurodegenerativa que genera una parálisis progresiva, por lo que el uso de una silla de ruedas eléctrica sería ideal; sin embargo, su costo elevado y la poca adaptabilidad a los movimientos disponibles del paciente impide contar con una. El objetivo del presente estudio es direccionar motores a partir de movimientos oculares, para transformar una silla de ruedas convencional en una motorizada y permitir un movimiento independiente mediante electrooculografía. Las señales bioeléctricas fueron detectadas a través de electrodos, amplificadas, filtradas y transformadas CAD para permitir el direccionamiento de la silla de ruedas.

## I. INTRODUCCIÓN

### A. Contexto

La Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA), es un trastorno neurodegenerativo, la cual se caracteriza por la debilitación muscular progresiva, puede llegar a empezar en los músculos de las extremidades axiales, bulbares o respiratorios y luego generalizarse, terminando en la muerte, generalmente por insuficiencia respiratoria. Tiene diversas causas, entre ellas, la genética, riesgos ambientales, y retrovirus [1].

Es la 3° enfermedad neurodegenerativa con mayor incidencia [2]. La prevalencia media es de 4,48 por 100 000 y una tasa de incidencia estandarizada de 1,68 por 100 000 personas al año que varía con la geografía, el sexo y la edad. Cabe destacar que su prevalencia es más alta en varones que en mujeres [3]. La mortalidad es alta en periodos cortos de tiempo después del diagnóstico. El costo de tratamiento es uno de los más caros del mundo debido a la falta de expertos en el tema, los pocos medicamentos que requieren, y la inexistencia de un tratamiento definido para ayudar al paciente [4].

En el Perú, Lima representa la mayor tasa de incidencia con un 52%, mientras que Ucayali y San Martín presentan los datos más bajos de incidencia (de 1 caso cada uno) [5]. En el 2016, la tasa de mortalidad fue regular en la capital, ocurrieron 49 casos de defunción [6].

### B. Problemática

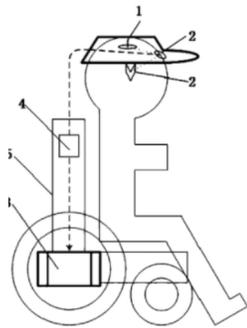
Existen diversos problemas a los que se enfrentan los pacientes afectados con ELA, uno de ellos es la incapacidad de movilizarse adecuadamente por la debilitación muscular progresiva, es un problema perjudicial para el paciente debido a que les quita la independencia e afectando su autoestima por lo que usualmente llegan a pensar que son una carga familiar, en casos extremos prefieren la muerte. Analizando los posibles casos en los que los pacientes se encuentran, se desarrollaron esquemas que facilitaron la identificación del problema, como la espina de Ishikawa, el mapa de viaje y el mapa de empatía, con los cuales se detectó cómo los pacientes buscan recuperar un porcentaje de su independencia para realizar ciertas actividades durante el proceso de la enfermedad hasta que esta debilite la mayoría de sus músculos.

### C. Estado del arte

La interfaz humano-computadora (HCI) es una tecnología emergente de neurociencia e inteligencia artificial. El desarrollo de un sistema de HCI que utiliza señales biológicas, por ejemplo, electrooculograma (EOG), electromiograma (EMG), electroencefalograma (EEG), espectroscopia funcional del infrarrojo cercano (fNIRS), etc., atraen cada vez más la atención de investigadores de todo el mundo en los últimos años que están relacionados estrechamente con las tecnologías avanzadas de inteligencia artificial.[7]

La silla de ruedas facilita a los pacientes la movilidad, debido a que es eléctrica y fácil de controlar. Un estudio (Invacare Corporation,2021) reporta un sistema para controlar la silla mediante movimientos de mejilla y sistema de electrodos EMG; obteniendo un exitoso resultado de movimiento; sin embargo, sólo podían adquirirlo los pacientes que poseían una silla eléctrica debido a la facilidad de incorporación [8]. Asimismo, en otro estudio se emplean ondas cerebrales y movimientos de cabeza detectados mediante sensores EMG para dirigir una silla de ruedas eléctrica (Figura 1), este innovador diseño logra hacer que los pacientes empiecen a tener independencia al movilizarse [9]. Varios estudios similares tienen como objetivo movilizar una silla con diferentes movimientos que pueda realizar el paciente como lengua, paladar, mentón y mediante movimientos oculares.

FIGURA 1.



Del mismo modo, en el ámbito científico, los estudios brindan una perspectiva óptima para el desarrollo de esta investigación, entre estas destaca la desarrollada por Sudhir Rao Rupanagudi, Varsha G. Bhat; en el cual mediante el movimiento de los ojos (señales EOG) los pacientes pueden controlar una silla de ruedas por ellos mismos [10]. Del mismo modo, Petrotos, Dimitrios, Petrotos, Marios-Ermis crearon una silla de ruedas de pie motorizada, la cual estaba compuesta por un chasis articulado, dos pares de ruedas que son las que permiten alternar la geometría de la silla mediante la rotación de las ruedas motoras. Al hacer uso de esta silla, el paciente puede adecuarse a la posición que desee, teniendo como opciones el estar sentado, de pie y posiciones intermedias sin mecanismos complejos, este método no brindaba un sistema de movilización muy detallado pero sí brinda un fácil acoplamiento de palanca controladora para la silla.[11].

Un estudio de Corea diseñó un novedoso sistema de medición EOG de frente portátil como interfaces de computadora humana, en el cual propusieron un nuevo posicionamiento de electrodos para medir las señales de electrooculograma (EOG), usando canales verticales y horizontales; comprobaron su funcionamiento mediante un teclado virtual, un escáner secuencial y una silla de ruedas eléctrica, el algoritmo clasificó seis tipos de movimientos oculares [12]

Además, Qiyun Huang, Shenghong He, crearon una interfaz hombre-máquina funcional, estos brindan un método de controlar la silla de ruedas mediante señales EOG, en una secuencia de 13 botones parpadeantes que facilitan el uso del dispositivo; este fue puesto a prueba obteniendo una suficiente precisión en los comandos y un correcto tiempo de respuesta [13]. Con estas investigaciones se llega a recopilar datos que refuercen nuestra problemática y ayuden a desarrollar una forma de apoyo para estos pacientes.

#### D. Objetivo del proyecto

El presente proyecto tiene como objetivo transformar una silla de ruedas convencional en una motorizada mediante electrooculografía, que se adapte a los movimientos disponibles del paciente con ELA. Con

este dispositivo se busca mayor autonomía del paciente y la reducción de costos.

## II. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

El prototipo desarrollado está enfocado para devolver la autonomía de movilización a los pacientes con ELA de una etapa tardía, en la cual no puedan movilizarse autónomamente y solo tienen disponible la movilidad ocular.

### Requerimientos de usuarios

Los pacientes con ELA necesitan un método de fácil manejo y uso, para este fin se utilizó un soporte ergonómico de fácil posicionamiento en forma de vincha, la cual contiene 3 electrodos desechables de Ag/AgCl colocados según el posicionamiento estándar del canal horizontal.

FIGURA 2. POSICIONAMIENTO DE ELECTRODOS Ag/AgCl EN EL CANAL HORIZONTAL



### Requerimientos funcionales

- Capacidad de detectar señales oculares a través de electrodos.
- Debe amplificar las señales bioeléctricas de magnitud de 50–3500  $\mu\text{V}$  a 840 mV para ser reconocidas y clasificadas.
- Ejecución de un algoritmo para cumplir la función requerida.
- Procesamiento adecuado de los datos recolectados, para generar una óptima respuesta al funcionamiento del proyecto.

### Requerimientos no funcionales

- Las conexiones de nuestro prototipo deben ser aisladas de manera adecuada para evitar cualquier cortocircuito y provocar un daño mayor.
- También debe tener una calibración adecuada de las señales EOG del paciente para que no se produzca un movimiento de la silla de ruedas no deseado.
- Diseño de fácil y rápido funcionamiento que no necesite ser operado por un profesional altamente capacitado.

-Dedicado a que el producto sea portátil y esté acorde con las cualidades físicas y anatómicas del paciente. Además de tener una presentación armónica.

-Que el precio del dispositivo sea asequible para el público objetivo.

-Debe tener un tiempo de vida promedio adecuado.

-Resistente ante cualquier caída.

-De fácil ensamblaje para permitir un adecuado mantenimiento esporádico del dispositivo.

### Método de Diseño

Para la elaboración del prototipo se guió de la metodología VDI 2221, identificó las principales necesidades de los pacientes de ELA y se realizó una investigación del estado del arte. Se plantearon 3 proyectos preliminares a través de una matriz morfológica y una tabla comparativa técnica y económica, para optar finalmente por el proyecto más óptimo.

### Sistema Amplificación

La adquisición de señales debe requerir un amplificador instrumental AD620 disponible comercialmente y dos amplificadores operacionales LM741.

Se hicieron tres etapas de amplificación para la unidad de adquisición de datos para evitar la saturación del amplificador, ya que cuando el voltaje de compensación del electrodo se mezcla con la señal biológica, se produce la saturación de esta. Además, para eliminar los ruidos de baja frecuencia, se usa un filtro de paso alto de frecuencia de corte de 0.03 Hz después de la amplificación de la primera etapa.

La primera amplificación de la señal EOG lo realiza el AD620 y la ganancia se estableció en 495 debido a que el EOG genera un rango de amplitud muy pequeño. La segunda y tercera amplificación se realizó con los amplificadores LM741. Su ganancia total de la segunda y tercera fue de 12.

TABLA 1. TABLA DE REQUERIMIENTOS FUNCIONALES

FUNCIONES	REQUERIMIENTO DE DISEÑO	RESULTADOS DE LA ITERACIÓN
DETECTAR	Debe tener la capacidad de detectar las diferentes señales electrooculográficas, captadas a través de los electrodos.	Al poner en contacto los electrodos alrededor de la zona ocular, detecta un voltaje al realizar miradas horizontales y pestaños.
AMPLIFICAR	Debe amplificar las señales bioeléctricas de magnitud de 50 – 3500 $\mu$ V a 840 mV para ser reconocidas y clasificadas.	Los electrodos no diferencian los patrones oculares, presentando la misma señal ante cualquier movimiento.

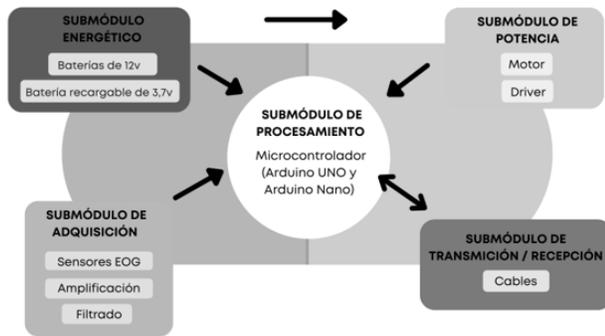
FILTRAR	Debe contar con un filtro paso alto y paso bajo para mantener la banda de filtro a la frecuencia de corte de la señal EOG.	El sistema de filtración empleado es muy amplio y no permite eliminar el resto de frecuencias no deseadas, lo cual produce ruido en la señal.
PROCESAR	Debe convertir las señales oculares en analógicas para ser procesadas por el Arduino Nano y enviadas ya clasificadas al Arduino Uno, quien dará una respuesta específica en movimientos de los motores.	Las señales oculares obtenidas se clasifican analógicamente según su voltaje en cinco acciones: detenerse (1), retroceder (2), avanzar (3), girar a la izquierda (4) y girar a la derecha (5).
TRANSMITIR	Se debe seleccionar un sistema de transmisión de datos seguro y de bajo costo.	En el dispositivo para transmitir los datos se empleó conexión por cable entre los dos Arduinos, para disminuir costos.
DIRECCIONAR	Los motores deben obedecer la señal analógica digital enviada por el Arduino uno para un movimiento específico.	Los motores no obedecen a las señales enviadas, solo vibran.
DURABILIDAD	Las baterías deben tener una vida promedio larga y deben ser recargables.	Las baterías utilizadas son baterías de litio recargables de 3,7 v que duran hasta 10 años, se cargan en 2 horas. Además, se emplea una batería de 12 v para la alimentación de los motores que tardan 8 horas en cargarse.
ECONÓMICO	Debe tener un costo de adquisición viable	La implementación de la propuesta costó S/. 1200, si estuviera a la venta se estima un costo de S/. 800

## III. DISEÑO DE LA PROPUESTA

### A. Diagrama modular

La propuesta se clasificó en módulos y submódulos para una mejor organización de las funciones de cada módulo y su relación entre ellos.

FIGURA 3. DIAGRAMA MODULAR



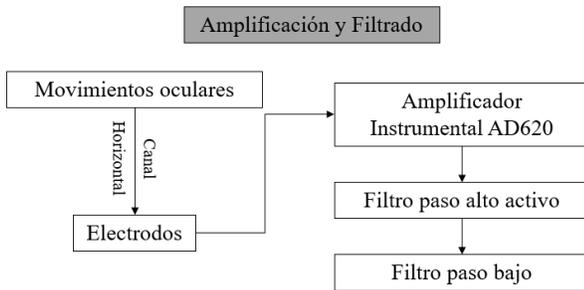
### 1) Submódulo energético

Se utilizaron 2 baterías de 3,7 V y 2 baterías de 12V para poder alimentar a los componentes electrónicos.

### 2) Submódulo de adquisición

El movimiento ocular se detecta midiendo la diferencia de potencial entre la córnea y la retina [1], para ello se utilizó tres electrodos desechables Ag-AgCl. La señal EOG tiene una diferencia de potencial entre 0.05 a 3.5mV de amplitud y rango de frecuencia de 0.1 a 20 Hz. Sin embargo, para su análisis, su amplitud debe ser amplificada y el rango de frecuencia se considera de 0,3 a 15 Hz, dicho rango se toma utilizando un sistema de amplificación, filtro de paso alto y bajo activo para obtener una señal EOG precisa. [2]

FIGURA 4. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA DE AMPLIFICACIÓN Y FILTRADO



Los materiales necesarios para este sistema se mencionan en la tabla 1.

TABLA 2.LISTA DE COMPONENTES

Componente	Cantidad	Precio unitario (S/.)	Precio total (S/.)
Electrodos EOG Ag/AgCl	3	1	3
AD620	1	25	25

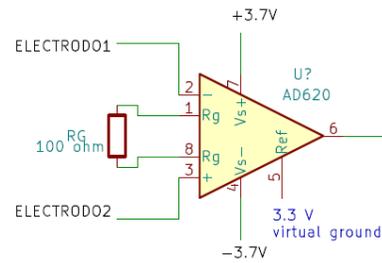
LM741	2	2,2	4.4
Resistencias (100Ω, 100KΩ, 2KΩ, 10KΩ, 2KΩ, 10KΩ)	6	0,15	0.9
Condensadores (47uF, 10uF)	2	0,40	0,8

**Amplificación:** Se amplifica el rango de amplitud de las señales EOG ajustando el valor de ganancia. Para dicho objetivo se utilizó el amplificador instrumental AD620. Cabe recalcar que se utiliza una tierra virtual de 3.3 V como referencia del AD620 para que la señal EOG bipolar sea unipolar. La ganancia de 495 se configuró con una resistencia Rg de 100 Ω entre los pines 1 y 8 .

$$Ganancia = \frac{49.4 K\Omega}{R_g} + 1$$

$$Ganancia = \frac{49.4 K\Omega}{100} + 1 = 495$$

FIGURA 5. ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA DE AMPLIFICACIÓN



**Filtrado:** El filtro de paso alto y paso bajo actúa como un filtro de pasa banda donde se mantiene la banda de filtro de frecuencia de la señal EOG de 0.3 a 15 Hz, y también se elimina el componente de frecuencia no deseado de la señal EOG sin procesar. La ganancia total en esta etapa fue de 12.

- Filtro paso alto activo:** Se ajustó la frecuencia de corte a 0.03 Hz. Se empleó el amplificador operacional LM741. Se eligió la configuración no inversora. La ganancia de 6 se configuró con los valores de las resistencias R2y R3.

$$Ganancia = 1 + \frac{R3}{R2}$$

$$Ganancia = 1 + \frac{10K\Omega}{2K\Omega} = 6$$

$$Frecuencia\ de\ corte = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$Frecuencia\ de\ corte = \frac{1}{2\pi \times 100K\Omega \times 47\mu F} = 0.03\ Hz$$

lineal de 0 a 1023 correspondiente a 0V y +3,3V respectivamente.

Este sistema se encuentra ubicado en una caja mediana al respaldar de la silla de ruedas.

#### 4) Submódulo de transmisión

Se emplean cables para conectar el Arduino Nano y el Arduino UNO.

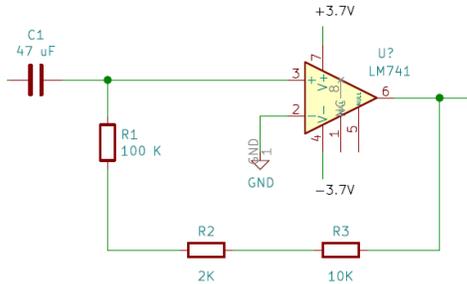
#### 5) Submódulo de potencia

Está conformado por 2 Drivers VNH2SP30 16V 30A, los cuales controlan cada uno de ellos a 2 motores de 24V 5A.

### B. Prototipado

Se realizó bocetos de 3 proyectos preliminares

FIGURA 6. ESQUEMÁTICO DEL FILTRO PASO ALTO ACTIVO



- **Filtro paso bajo:** Se ajustó la frecuencia de corte a 15 Hz. Se utilizó el mismo OpAmp y la misma configuración que en filtro paso alto. La ganancia de 6 se configuró con los valores de la resistencia R4 y R5

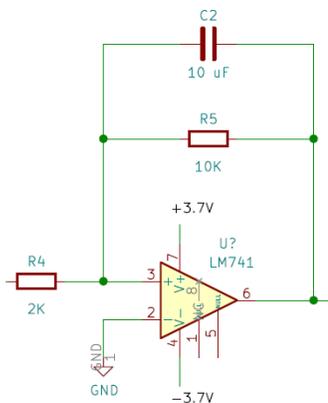
$$Ganancia = 1 + \frac{R5}{R4}$$

$$Ganancia = 1 + \frac{10K\Omega}{2K\Omega} = 6$$

$$Frecuencia\ de\ corte = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$Frecuencia\ de\ corte = \frac{1}{2\pi \times 10K\Omega \times 10\mu F} = 1$$

FIGURA 7. ESQUEMÁTICO DEL FILTRO PASO BAJO



#### 3) Submódulo de procesamiento

Se utilizó un Arduino Nano para convertir los datos analógicos EOG a señales digitales. La velocidad de comunicación en serie fue de 9600 bps.

Cabe destacar que se utiliza una tierra virtual de 3.3V en lugar de una tierra de 0V para el análisis del pico negativo del movimiento a la izquierda. El ADC devuelve un valor

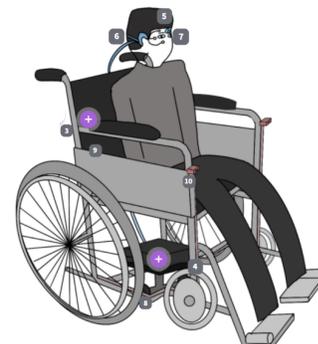
FIGURA 8. PROYECTO PRELIMINAR 1



FIGURA 9. PROYECTO PRELIMINAR 2

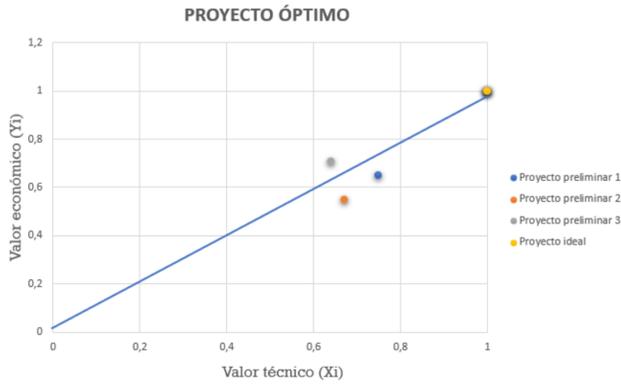


FIGURA 10. PROYECTO PRELIMINAR 3



Dichos bocetos fueron valorados con criterios técnicos y económicos, de los cuales el proyecto preliminar 1 resultó ganador.

FIGURA 11. PROYECTO ÓPTIMO



Asimismo, se realizó el modelado 3D en Autodesk Inventor de los componentes de dicho proyecto preliminar.

FIGURA 11. ENSAMBLAJE 3D DEL PROYECTO ÓPTIMO



TABLA 3 .LISTA DE COMPONENTES 3D

Componente	Cantidad	Descripción
Vincha	1	Contiene 3 extensiones para el cableado de los electrodos EOG.
Caja electrónica	2	Contiene elementos electrónicos. Uno se encuentra detrás del respaldo de la silla de ruedas mientras que el otro, debajo.

Las piezas se imprimieron en PLA y se configuró los parámetros de impresión en Cura como muestra la tabla X.

TABLA 4 .PARÁMETROS DE IMPRESIÓN

Vincha EOG	
Cantidad de piezas	1
Porcentaje de relleno	20%
Espesor de capa	3mm
Soportes	No
Tipo de soportes	Sin soporte
Base	Sí
Cantidad de filamentos	24g
Tiempo de Impresión	9 horas 20 min

Caja Electrónica	
Cantidad de piezas	1
Porcentaje de relleno	20%
Espesor de capa	3 mm
Soportes	No
Tipo de soportes	Sin Soporte
Base	Sí
Cantidad de filamentos	118g
Tiempo de Impresión	1 día 7 horas 30 minutos

FIGURA 12. VINCHA CON EXTENSIONES

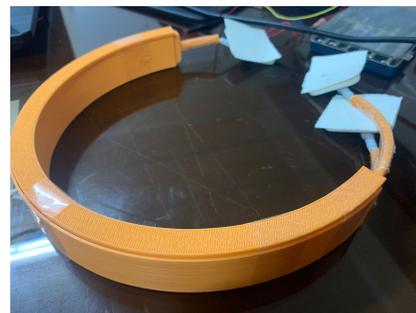


FIGURA 13. ENSAMBLAJE ELECTRÓNICO

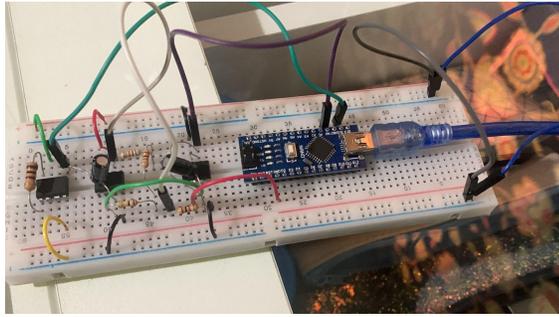


FIGURA 14. ENSAMBLAJE DEL SISTEMA DE MOTORIZACIÓN



#### IV. RESULTADOS Y DISCUSIONES

La propuesta del prototipado del sistema de acoplamiento a la silla de ruedas basado en EOG, para lograr un desplazamiento autónomo de los pacientes con esclerosis lateral amiotrófica, empleó como base la lista de requerimientos valorados por el equipo; tomando en consideración las necesidades del usuario.

Asimismo, se evaluó una ubicación para los diversos componentes del sistema que permita generar las rotaciones necesarias, evitando dañar la silla de ruedas y sin exponer al usuario a posibles accidentes. Para ello, se diseñó el circuito para la comunicación de los diversos componentes; sin considerar los sensores de ultrasonido y la comunicación inalámbrica vía Bluetooth propuesto inicialmente, reemplazando lo último por conexiones alámbricas, desde los electrodos hasta la caja electrónica posicionada bajo el asiento de la silla.

FIGURA 15. DIAGRAMA DEL HARDWARE: ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA DE AMPLIFICACIÓN Y FILTRADO

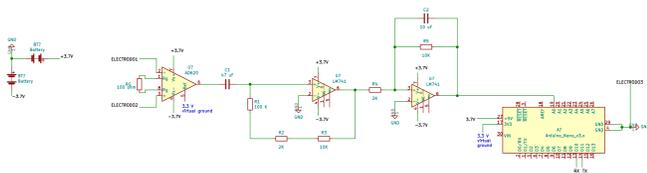
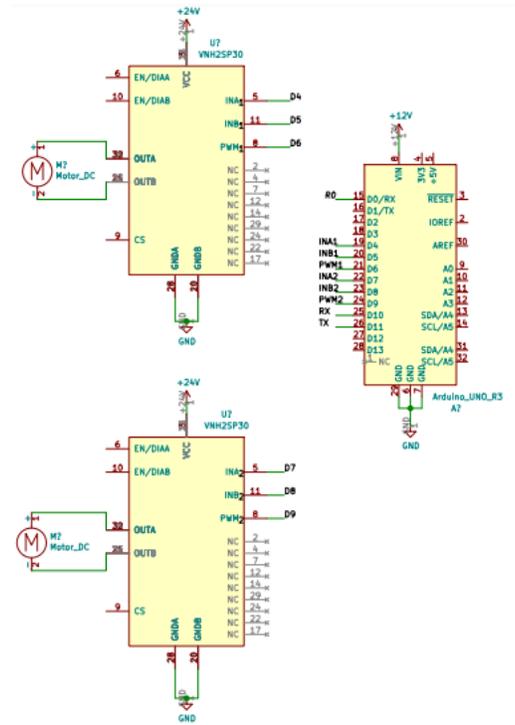


FIGURA 16. DIAGRAMA DEL HARDWARE: ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA DE CONTROL Y MOTORIZACIÓN.



Por otro lado, para el control de los motores se optó por usar dos drivers de un solo canal. Sin embargo, el sistema requería un driver de 24V, poco común en el mercado, por lo que el equipo tomó la decisión de emplear los drivers puente H mini VN12SP30. Como se puede apreciar en la Figura 9 correspondiente al programa de Kicad (versión 5.1.12)..

Durante el proceso de la simulación, se realizaron diversas adaptaciones del prototipado del sistema; las cuales, incluyen el extraer el soporte de cabeza al cual iba conectada la vincha, toda vez que, este implicaría un mayor gasto económico; cambiar el envío de datos por vía alámbrica, dado que previo a la primera prueba los módulos de Bluetooth se quemaron, quedando imposibilitados en sus funciones de uso; y, finalmente, la colocación directa de los motores a las ruedas traseras de la silla de ruedas, descartando la adquisición de ruedas adicionales.

Cada modificación del sistema implicó ventajas económicas para su desarrollo total y, a su vez, desventajas al usuario. Al retirar el soporte de cabeza, el usuario se ve en la necesidad de adquirir uno por padecer del síndrome de la cabeza caída; la comunicación alámbrica dificultará las silla plegables, puesto que, los cuidadores de los pacientes tendrían que prever el cuidado de los cables; y, adicional a lo previamente mencionado, el extraer una sección (módulo del sensor de ultrasonido)

que alerte sobre cualquier inconsistencia del suelo, debido a que, podría generar una caída u obstaculizar el paso del usuario.

En la primera iteración, tras conectar dos electrodos EOG en los músculos orbiculares del ojo y uno en el centro de la frente, se logró encender el dispositivo por medio de tres pestañeos; de modo que, según los patrones que realice el usuario la silla de ruedas se desplazará en esa dirección, girando en caso sea lo indicado.

En base a los pestañeos y miradas que el usuario realizó se ejecutó el movimiento señalado en la Tabla 7.

TABLA 7 MOVIMIENTOS DE LA SILLA DE RUEDAS

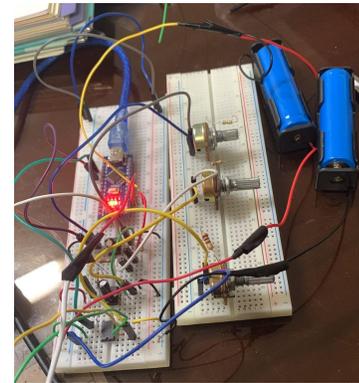
PESTAÑO: 1	DÉBIL	NORMAL	FUERTE
ACCIÓN DE LA SILLA	<i>NO REALIZA ACCIÓN</i>	CONTINÚA CON LAS MIRADAS	DETENERSE
MIRADA	DERECHA	IZQUIERDA	DE FRENTE
ACCIÓN DE LA SILLA	<i>NO REALIZA ACCIÓN</i>	RETROCEDE	<i>NO REALIZA ACCIÓN</i>
PESTAÑO: 2	DÉBIL	NORMAL	FUERTE
ACCIÓN DE LA SILLA	<i>NO REALIZA ACCIÓN</i>	CONTINÚA CON LAS MIRADAS	DETENERSE
MIRADA	DERECHA	IZQUIERDA	DE FRENTE
ACCIÓN DE LA SILLA	ROTACIÓN HACIA LA DERECHA	ROTACIÓN HACIA LA IZQUIERDA	<i>NO REALIZA ACCIÓN</i>

Los pestañeos dan paso a las acciones que ejecutarán las miradas; lo cual, se puede apreciar a mayor detalle en la Figura 8, donde se expresa cuál es el movimiento de los motores, para el giro a la izquierda se mueve el motor de la derecha en sentido antihorario; análogo al realizar el giro a la derecha, donde el motor de la izquierda se mueve en sentido horario.

Además, se emplearon tres potenciómetros para variar el

valor de las resistencias R1, R5 y Rg, con el objetivo de encontrar la frecuencia de corte adecuada que permita filtrar la señal bioeléctrica. (Figura 15)

FIGURA 17. PRUEBA CON POTENCIÓMETROS



Cabe mencionar que, en contraste con otros trabajos, Qapaq Ñawi no requiere de una buena iluminación; evitando conflictos como los vistos en las investigaciones planteadas en el estado del arte, dado que, emplean una cámara para la lectura de los movimientos de los ojos. Además, sólo incluye un canal de lectura (canal horizontal), que detecta las miradas realizadas.

## V. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

A pesar de las iteraciones y consideraciones mencionadas anteriormente no se logró filtrar las señales oculares ni un movimiento direccionado de los motores a partir de señales oculográficas, solo se obtuvo una vibración de cada motor según lo programado.

A futuro se espera que con mayores conocimientos y experiencia en electrónica, automatización y adquisición de señales bioeléctricas se pueda culminar el presente trabajo. Asimismo, en un diseño futuro se plantea integrar el sistema de acoplamiento, Qapaq Ñawi, a una silla de ruedas para dar movilidad a un paciente con ELA. Además de realizar otros canales de adquisición de señales e integrar un soporte de cabeza metálico que esté acoplado con la vincha para dar un mejor soporte del cuello y cabeza, así como una comunicación inalámbrica entre el Arduino Nano que recibe las señales de los electrodos con el Arduino UNO que dirige los motores.

Como perspectivas deseamos realizar iteraciones con un osciloscopio para identificar la frecuencia de corte

apropiada, así como realizar pruebas con sillas convencionales y sillas eléctricas para posicionar a Qapaq Ñawi en el mercado para pacientes con ELA y enfermedades que imposibiliten el movimiento de las extremidades.

## VI. REFERENCIAS

- [1] Martin S, Al Khleifat A y Al-Chalabi A. ¿Qué causa la esclerosis lateral amiotrófica?, 2017, doi: 10.12688/f1000research.10476.1.
- [2] Esclerosis lateral amiotrófica ELA / Enfermedad de Charcot / Enfermedad de Lou Gherig / Enfermedad de la motoneurona, 2nd ed. United Kingdom: OrphaNet, 2021, p. pag 1.
- [3] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo y E. López, "Sistema de movilidad asistida mediante movimientos oculares basado en electrooculografía", transacciones IEEE sobre sistemas neuronales e ingeniería de rehabilitación, vol. 10, no. 4, págs. 209-218, 2002.
- [4] M. Gladman and L. Zinman, "The economic impact of amyotrophic lateral sclerosis: A systematic review," *Expert Rev. Pharmacoeconomics Outcomes Res.*, vol. 15, no. 3, pp. 439–450, 2015, doi: 10.1586/14737167.2015.1039941.
- [5] Erazo D, Luna J, Preux PM, Boumediene F, Couratier P. Epidemiological and genetic features of amyotrophic lateral sclerosis in Latin America and the Caribbean: a systematic review. *Amyotroph Lateral Scler Frontotemporal Degeneration*. 2021 Apr 19:1-13. doi: 10.1080/21678421.2021.1909066.
- [6] Moro and P. Fondazione, "Global, regional, and national burden of motor neuron diseases 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016 GBD 2016 Motor Neuron Disease Collaborators\*," *Lancet Neurol*, vol. 17, pp. 1083–97, 2018.
- [7] Z. Hossain, M. M. H. Shuvo, and P. Sarker, "Hardware and software implementation of real time electrooculogram (EOG) acquisition system to control computer cursor with eyeball movement," *4th Int. Conf. Adv. Electr. Eng. ICAEE 2017*, vol. 2018-Janua, pp. 132–137, 2017, doi: 10.1109/ICAEE.2017.8255341.
- [8] Invacare Corporation, "Invacare TDX SP2 Power Wheelchair", 2021.
- [9] S. R. Rupanagudi et al., "A simplified approach to assist motor neuron disease patients to communicate through video oculography," *Proc. - 2018 Int. Conf. Commun. Inf. Comput. Technol. ICCICT 2018*, vol. 2018-January, pp. 1–6, 2018, doi: 10.1109/ICCICT.2018.8325901.
- [10] PETROTOS, Dimitrios. PETROTOS, Marios-Ermis "MOTORIZED STANDING WHEELCHAIR OF VARIABLE AND ALTERNATING GEOMETRY"; WO2016181173, Mayo 11, 2015.
- [11] J. Heo, H. Yoon, and K. S. Park, "A Novel Wearable Forehead EOG Measurement System for Human Computer Interfaces," doi: 10.3390/s17071485.
- [12] Q. Huang et al., "An EOG-based human-machine interface for wheelchair control," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 65, no. 9, pp. 2023–2032, 2018, doi: 10.1109/TBME.2017.2732479.