

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ASISTENCIAL PARA ADVERTIR
EPISODIOS DE BLOQUEO EN PERSONAS ADULTAS CON
TARTAMUDEZ**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Biomédico

Autor:

Fernando Jesus Guevara Remon

Asesor:

Dra. Victoria Elizabeth Abarca Pino

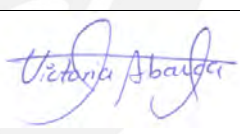
Lima, noviembre, 2025

Informe de similitud

Yo, Victoria Elizabeth Abarca Pino, docente de la Facultad de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada DISEÑO DE UN DISPOSITIVO ASISTENCIAL PARA ADVERTIR EPISODIOS DE BLOQUEO EN PERSONAS ADULTAS CON TARTAMUDEZ, del autor Fernando Jesús Guevara Remón, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 18%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software Turnitin el 12/11/2025.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 12 de noviembre de 2025

Apellidos y nombres del asesor: Abarca Pino, Victoria Elizabeth	
DNI: 001384213	
ORCID: 0000-0001-7682-5058	
Firma	

AGRADECIMIENTOS

Mi eterno agradecimiento a toda mi familia, por brindarme su apoyo incondicional durante el desarrollo y culminación de mi carrera. A mis padres, Liliam Remón y Martín Guevara, por darme la oportunidad de cumplir mis sueños. A mis hermanas, Mariana y Dorka, por su compañía constante; e Ivana, por su cariño, paciencia y por estar a mi lado en cada etapa de este camino.

Un especial agradecimiento a la profesora Victoria Abarca, quien estuvo presente durante todo el desarrollo de mi tesis; brindándome recomendaciones, motivación e impulso para poder concretar este proyecto.



RESUMEN

En la presente tesis se ha realizado el diseño de un dispositivo asistencial para advertir episodios de bloqueo en personas adultas con tartamudez, para lo cual se aplica una metodología de desarrollo tecnológico siguiendo las bases de las normas alemanas VDI 2221, VDI 2225 y VDI 2206. La primera norma permitió estructurar el proceso de diseño conceptual, la segunda optimizó la evaluación técnico-económica de las alternativas de diseño; y la última guio la integración de los dominios mecánico, electrónico y de control bajo un enfoque biomecatrónico e interdisciplinario.

El diseño propuesto permite detectar los patrones de bloqueo de la tartamudez mediante la adquisición de señales electromiográficas (EMG) provenientes de los músculos relacionados al habla, utilizando sensores EMG. Un algoritmo de aprendizaje automático desarrollado en un microcontrolador identifica la presencia de patrones anormales del habla y activa un sistema de alarma háptica asegurada en la oreja del usuario. El dispositivo está equipado con una batería que ofrece una autonomía mínima de una hora. Asimismo, el enfoque de diseño portátil, centrado en requerimientos de tamaño y peso reducidos, asegura que el dispositivo sea cómodo y se pueda colocar fácilmente en la región facial del usuario.

Como parte de la implementación inicial del dispositivo, se realizó un prototipo que permita adquirir señales electromiográficas faciales en un participante con tartamudez. A fin de validar su funcionamiento, se elaboró un protocolo experimental que permitió registrar datos reales durante episodios de habla. La finalidad del proceso de adquisición fue proporcionar datos de entrenamiento para el desarrollo del algoritmo de aprendizaje automático de reconocimiento de patrones. En referencia a los resultados obtenidos en el desarrollo del algoritmo, los hallazgos fueron los esperados: una exactitud de 84.6%, una precisión del 100% y una sensibilidad del 71.4% para el conjunto de datos de entrenamiento. Estos hallazgos respaldan que el dispositivo permite reconocer patrones de bloqueo en un usuario con tartamudez durante el habla.

Finalmente, el costo de diseño del dispositivo estimado es de S/. 10,475.00 y presenta un costo de fabricación de S/. 1,285.43, demostrando su capacidad competitiva en el mercado actual de dispositivos asistenciales para la tartamudez.

ÍNDICE DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	1
1. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE.....	4
1.1 Tartamudez.....	5
1.2 Tecnologías de tratamiento y detección.....	5
1.3 Estado de la tecnología.....	8
1.3.1 Trabajos de investigación.....	8
1.3.2 Sistemas comerciales	17
1.3.3 Patentes	21
1.4 Necesidad tecnológica.....	24
2. DISEÑO CONCEPTUAL.....	25
2.1 Requerimientos de diseño	25
2.1.1 Requerimientos funcionales de diseño.....	26
2.1.2 Requerimientos no funcionales de diseño.....	27
2.2 Caja negra.....	28
2.2.1 Entradas del sistema.....	29
2.2.2 Salidas del sistema	30
2.3 Estructura de funciones	30
2.3.1 Delimitación de dominios	30
2.3.2 Diagrama de funciones.....	33
2.4 Matriz morfológica.....	35
2.5 Proyectos preliminares	38
2.5.1 Proyecto preliminar 1	38
2.5.2 Proyecto preliminar 2.....	39
2.5.3 Proyecto preliminar 3	41
2.6 Evaluación técnico-económica del proyecto óptimo	42
2.6.1 Evaluación técnica	42
2.6.2 Evaluación económica	43
2.7 Proyecto óptimo	45
3. DISEÑO DEL DISPOSITIVO A NIVEL BIOMECTRÓNICO	46
3.1 Diseño del módulo electrónico.....	47
3.1.1 Selección de componentes electrónicos	47

3.1.2	Modelo simplificado de conexiones.....	52
3.1.3	Diagrama esquemático	53
3.1.4	Diseño de la Tarjeta electrónica PCB	56
3.2	Diseño del módulo mecánico	58
3.2.1	Justificación de materiales	58
3.2.2	Dimensionamiento del dispositivo.....	59
3.2.3	Diseño 3D asistido por computadora	60
3.3	Diseño del sistema de control	61
3.3.1	Lógica de control.....	62
3.3.2	Características de la señal EMG	62
3.3.3	Algoritmo de control.....	65
3.3.4	Diagrama de flujo del dispositivo	70
3.3.5	Diagrama de operaciones	71
3.4	Integración global del dispositivo	72
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO	74
4.1	Desarrollo del prototipo	74
4.1.1	Prototipado del sistema electrónico	74
4.1.2	Prototipado del sistema mecánico.....	77
4.1.3	Integración de los sistemas.....	78
4.2	Protocolo de pruebas con usuario	79
4.2.1	Selección de participante.....	80
4.2.2	Protocolo de adquisición de señales electromiográficas.....	80
4.3	Resultados preliminares	83
4.3.1	Señales electromiográficas en presencia de bloqueo	84
4.3.2	Desarrollo del modelo de aprendizaje automático	85
4.3.3	Evaluación de métricas	85
4.3.4	Implementación del modelo en el sistema embebido	86
5.	PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS	88
5.1	Planos del dispositivo.....	88
5.2	Estimación de costos	89
5.2.1	Costos de manufactura	89
5.2.2	Costos de diseño.....	91
5.2.3	Costo total	91
6.	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	93

7.	CONCLUSIONES	94
8.	BIBLIOGRAFÍA	95
9.	ANEXO A.....	104
10.	ANEXO B.....	108
11.	ANEXO C.....	109
12.	ANEXO D.....	117
13.	ANEXO E.....	119



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1: Comparación de sílabas tartamudeadas (%ST) en condiciones de conversación y lectura en las fases de tratamiento [BLOCK, 2004].	7
Tabla 1.2: Comparación del estado de la tecnología de dispositivos asistenciales para la tartamudez	15
Tabla 1.3: Comparación de estado de la tecnología de algoritmos para la tartamudez	16
Tabla 1.4: Comparación de sistemas comerciales	20
Tabla 1.5: Comparación de patentes	23
Tabla 2.1: Matriz morfológica del dominio de energía	35
Tabla 2.2: Matriz morfológica del dominio de adquisición de señales	35
Tabla 2.3: Matriz morfológica del dominio de control	36
Tabla 2.4: Matriz morfológica del dominio de alerta	36
Tabla 2.5: Matriz morfológica del dominio de sujeción	36
Tabla 2.6: Evaluación de conceptos de solución bajo criterios técnico-económicos	38
Tabla 2.7: Matriz de evaluación técnica de los proyectos preliminares	43
Tabla 2.8: Matriz de evaluación económica de los proyectos preliminares	45
Tabla 3.1: Tabla comparativa de sensores	48
Tabla 3.2: Tabla comparativa de microcontroladores	49
Tabla 3.3: Tabla comparativa de componentes electrónicos para la alarma háptica	49
Tabla 3.4: Tabla comparativa de baterías para energizar los componentes electrónicos	50
Tabla 3.5: Determinación de corriente del módulo electrónico	50
Tabla 3.6: Características de la batería LiPo	52
Tabla 3.7: Comparación de materiales según características técnicas	58
Tabla 3.8: Dimensionamiento de la carcasa de protección del módulo de adquisición de señales EMG	59
Tabla 3.9: Dimensionamiento de la carcasa de protección del módulo de control y alarma háptico	59
Tabla 4.1: Parámetros de impresión 3D	77
Tabla 4.2: Herramientas requeridas para el proceso experimental	81
Tabla 4.3: Comparativa de métricas entre algoritmos	85
Tabla 4.4: Evaluación de resultados predichos por el algoritmo para datos de	

entrenamiento.....	87
Tabla 4.5: Rendimiento del algoritmo en el dispositivo	87
Tabla 5.1: Listado de planos	89
Tabla 5.2: Costos de adquisición de componentes electrónicos	89
Tabla 5.3: Costos de fabricación de piezas	90
Tabla 5.4: Costo de servicio.....	90
Tabla 5.5: Costo de diseño.....	91
Tabla 5.6: Costo estimado para la manufactura del dispositivo.....	92



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Componentes electrónicos MSP430, MAX9814 y pantalla LCD conectados al microcontrolador [ALHALABI, 2022]	9
Figura 1.2: Circuito electrónico del dispositivo de eyección de silencio [DHIVYA, 2021]	10
Figura 1.3: Dispositivo “Presley” atado y debajo de la ropa [VAN DER WOUDE, 2020]	11
Figura 1.4: Diseño experimental y posición de los sensores de adquisición de señales fisiológicas [VILLEGAS, 2019]	12
Figura 1.5: Diagrama de funcionamiento del algoritmo de aprendizaje profundo para detectar tartamudez [JOUAITI, 2022]	14
Figura 1.6: Diseño del dispositivo In-The-Ear-Speech-Tool.....	17
Figura 1.7: Dispositivos SpeechEasy	18
Figura 1.8: Dispositivo Small Talk compuesto por sus dos módulos	18
Figura 1.9: Dispositivo Pocket Speech Lab	19
Figura 1.10: Dispositivo Fluency VA610i	19
Figura 1.11: Descripción gráfica del dispositivo electrónico anti-tartamudeo [KEHOE,2011].....	22
Figura 1.12: Dibujo esquemático del dispositivo adaptativo y multimodal [PRADO,2012]	22
Figura 1.13: Boceto de interacción de los diferentes módulos para el diseño de la patente [STEINBERG-SHAPIRA,2017]	23
Figura 2.1: Esquema de caja negra del dispositivo asistencial de tartamudez.....	29
Figura 2.2: Representación de los músculos (a) orbicular de la boca, (b) depresor del ángulo de la boca.....	29
Figura 2.3: Esquema de funciones	34
Figura 2.4: Boceto del proyecto preliminar 1	39
Figura 2.5: Boceto del proyecto preliminar 2	40
Figura 2.6: Boceto del proyecto preliminar 3	41
Figura 3.1: Esquema de interacción entre componentes electrónicos.....	47
Figura 3.2: Diagrama electrónico de microcontrolador con sensores EMG y motor de vibración.....	52

Figura 3.3: Diagrama electrónico del microcontrolador con batería y módulo de carga	53
Figura 3.4: Esquemático del sistema de adquisición de señales electromiográficas	54
Figura 3.5: Esquemático del sistema de control.....	54
Figura 3.6: Esquemático del sistema de alarma háptico	55
Figura 3.7: Esquemático: (a) de la entrada de carga y (b) switch de encendido.....	55
Figura 3.8: Esquemático del módulo cargador de batería de LiPo	56
Figura 3.9: Vista superior de la tarjeta electrónica PCB.....	57
Figura 3.10: Modelo 3D de tarjeta electrónica PCB	57
Figura 3.11: Sistema de adquisición de señales EMG	60
Figura 3.12: Sistema de control y alarma háptico.....	61
Figura 3.13: Lógica de control del dispositivo.....	62
Figura 3.14: Pre-procesamiento de las señales EMG.....	63
Figura 3.15: Ejemplo de clasificación K-NN.....	65
Figura 3.16: Esquema de algoritmo de red neuronal	66
Figura 3.17: Arquitectura principal del dispositivo	67
Figura 3.18: Matriz de confusión	67
Figura 3.19: Diagrama de flujo del dispositivo.....	70
Figura 3.20: Diagrama de operaciones.....	71
Figura 3.21: Integración de sistemas diseñados en un usuario	72
Figura 3.22: Vista explosiva de integración de componentes mecánicos y electrónicos del sistema de adquisición y alarma háptica	72
Figura 3.23: Vista explosiva de integración de componentes mecánicos y electrónicos del sistema de adquisición.....	73
Figura 3.24: Vista explosiva de integración de componentes mecánicos y electrónicos del sistema de control y batería.....	73
Figura 4.1: Sensor de electromiografía (a) configuración de electrodos para la cara del usuario y (b) configuración electrónica de conexión con el sistema de control	75
Figura 4.2: Conexión completa del sensor electromiográfico junto a los electrodos húmedos	75
Figura 4.3: Sistema electrónico del módulo de alarma (a) nivel de conexiones y (b) componentes.....	76
Figura 4.4: Módulo de carga TP4056-C con batería de 750 mAh	76
Figura 4.5: Conexiones principales del sistema electrónico	77

Figura 4.6: Representación de las impresiones 3D del sistema mecánico (a) Sistemas de ajuste y sujeción del dispositivo; (b) Carcasa para módulo de alarma háptico y sensor EMG y (c) Carcasas de protección del módulo de control y módulo de carga	78
Figura 4.7: Integración de componentes electrónicos y mecánicos	79
Figura 4.8: Prototipo del dispositivo asistencial para la tartamudez.....	79
Figura 4.9: Preparación del ambiente de laboratorio para la adquisición de datos...	82
Figura 4.10: Presencia de bloqueo en la señal EMG para el músculo orbicular de la boca	84
Figura 4.11: Matriz de confusión generada por el modelo de red neuronal	86
Figura 4.12: Conjuntos de datos de entrenamiento.....	86



INTRODUCCIÓN

De acuerdo al Instituto Nacional de Sordera y Otros Trastornos de la Comunicación con sus siglas en inglés (NIDCD), parte de los Institutos Nacionales de la Salud de Estados Unidos define la tartamudez como “un trastorno del habla caracterizado por la repetición de sonidos, sílabas o palabras; prolongación de los sonidos; e interrupciones en el habla conocidas como bloqueos” [STUTTERING, 2017]. Si bien es cierto que existen tratamientos tempranos que permiten disminuir las complicaciones de la tartamudez a largo plazo, se estima una incidencia del trastorno del habla en el 5% de la población mundial en los primeros años de vida y una prevalencia aproximada de 1% para una población adulta [YAIRI, 2013]. En Perú, según cifras del INEI-CENSO para el año 2003, se estimó que aproximadamente 20 mil peruanos presentaban problemas del habla. Además, se observó una tendencia creciente en los años posteriores, lo que ha contribuido a agravar la situación epidemiológica de la tartamudez en el país [TOVAR, 2003].

La tartamudez se inicia generalmente entre los 2 y 6 años [STUTTERING, 2017], de los cuales el 80% de los casos logran superar el trastorno mediante tratamientos tempranos. Sin embargo, el 20% restante desarrolla una tartamudez persistente que se establece en la adultez [LANGEVIN, 2010]. La tartamudez establecida en la edad adulta dificulta la comunicación efectiva, lo que genera limitaciones en el ámbito educativo, profesional y social, además deteriora notablemente las relaciones interpersonales y la calidad de vida [PANZARINO, 2022]. A su vez, diversos factores

pueden intensificar los episodios de tartamudez, evidenciando su naturaleza variable tanto en el espacio como en el tiempo, siendo incluso más difícil la comunicación según el entorno de desenvolvimiento [TICHENOR, 2020]. En ese sentido, la acción inmediata para disminuir la brecha de comunicación en las personas adultas que tartamudean es vital para mejorar su autoestima y fomentar la aceptación parcial de su trastorno en contextos de alta demanda comunicativa, como una reunión de trabajo, presentaciones profesionales o conversaciones en bajo situaciones de estrés en la vida cotidiana.

La situación problemática y las demandas actuales para tratar la tartamudez en adultos han demostrado que existe la necesidad de desarrollar soluciones eficaces y confiables, que generen una confianza total en el usuario para controlar sus episodios de bloqueo durante el habla. Sin embargo, los dispositivos asistenciales existentes carecen de estrategias retroalimentativas que permitan la adaptabilidad del usuario a su propio trastorno.

En relación con lo anteriormente expuesto, la presente tesis tiene como objetivo general diseñar un dispositivo asistencial para advertir un episodio de bloqueo en personas adultas con tartamudez. Por ello, se tiene como objetivos específicos: i) elaborar el estado del arte de la tecnología relacionada a tecnologías asistenciales orientados a abordar la problemática de la tartamudez en adultos, a partir de una revisión bibliográfica de estudios e investigaciones previas, ii) realizar el diseño conceptual mediante los requerimientos de diseño, estructura de funciones, matriz morfológica, conceptos de solución y evaluación técnica-económica, iii) diseñar los sistemas mecánico, electrónico y de control del dispositivo planteado en base al diseño conceptual, iv) implementar un prototipo del dispositivo asistencial con el propósito de verificar su funcionalidad en la detección de episodios de tartamudez durante el habla, v) elaborar los planos de ensamble y de despiece, y estimar los costos de diseño y fabricación del prototipo del dispositivo.

En ese sentido, se aplicó un conjunto de normas alemanas de diseño: VDI 2221 (Verein Deutscher Ingenieure, 2019), VDI 2225 (Verein Deutscher Ingenieure, 1998) y VDI 2206 (Verein Deutscher Ingenieure, 2021). En particular, la norma VDI 2221 orienta el diseño conceptual, la norma VDI 2225 establece criterios de evaluación orientados

al diseño al mínimo coste a través de matrices técnicas y económicas; y la norma VDI 2206 integra los dominios mecánicos, electrónico y de control desde el enfoque de la ingeniería de detalle o modular. Se describe a continuación la estructuración de este documento: en el primer capítulo, se presenta los antecedentes y estado del arte que involucran conceptos básicos de la tartamudez y el estado de las tecnologías asistenciales existentes para la tartamudez divididas en sistemas comerciales, trabajos de investigación y patentes. A continuación, el segundo capítulo desarrolla el diseño conceptual, aplicando las normas VDI 2221 y VDI 2225 para la definición de requerimientos, la formulación de la caja negra, estructura de funciones, matriz morfológica, bocetos de proyectos preliminares y la evaluación técnico-económica para determinar el proyecto óptimo. Luego, el tercer capítulo desarrolla el diseño del dispositivo biomecatrónico bajo estrategias de ingeniería de detalle basadas en la VDI 2206, agrupadas en módulos electrónicos, mecánicos y de control. Seguidamente, en el cuarto capítulo se presenta el desarrollo del prototipo del dispositivo que involucra la fabricación del prototipo, la estrategia de adquisición de datos, el diseño del algoritmo y los resultados preliminares de validación. Finalmente, en el Capítulo 5, se presenta la lista de planos de ensamble, despiece y planos electrónicos del dispositivo, seguido de la estimación de costos correspondientes al desarrollo y manufactura del dispositivo.

Los resultados de este trabajo lograrán un impacto en el desarrollo de tratamientos alternativos para asistir los episodios de bloqueo en personas adultas con tartamudez, basado en la sensación de seguridad y control del usuario durante su comunicación diaria a través de una tecnología asistencial innovadora. Además, el desarrollo de la propuesta permitirá, en etapas posteriores, validar la funcionalidad del dispositivo en condiciones reales de uso, generando una herramienta efectiva y accesible que podría generar oportunidades como dispositivo asistencial para terapias de la tartamudez en beneficio de los usuarios finales del proyecto, reduciendo así el impacto de los bloqueos durante el habla y mejorando la confianza del usuario en situaciones complejas del habla. Por otro lado, se espera que el desarrollo de este dispositivo tenga un impacto positivo en términos económicos para las personas con tartamudez. Esto se debe a la estrategia de diseño y desarrollo basado en la reducción de costos a fin de promover una estrategia viable en el mercado de dispositivos asistenciales para la tartamudez.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo se expone el marco contextual de la problemática relacionada a personas adultas con tartamudez, los diferentes niveles de tartamudez, así como las soluciones existentes como estrategias terapéuticas a nivel comercial y tecnológico. Primeramente, se describe la situación actual de la tartamudez en la población peruana y los aspectos sociales que repercuten en la calidad de vida. Seguidamente, se presenta una búsqueda de antecedentes sobre tecnologías asistenciales para la tartamudez, con el fin de revisar el estado del arte para el diseño de técnicas o dispositivos que permitan aliviar y mejorar las condiciones de tartamudez en diferentes situaciones del habla. Para ello se consultaron las bases de datos: Pubmed, Scopus, Springer, ScienceDirect, IeeeXplore, EBSCOhost, Web of Science (WoS) y ACM Digital Library. Debido a la escasez de investigaciones recientes, se consideró pertinente ampliar el rango temporal de análisis a los últimos 35 años, con el fin de recopilar una mayor evidencia científica y analizar la evolución hasta el estado actual de las tecnologías asistenciales para la tartamudez. En cada base de datos, se realizó una búsqueda selectiva de dispositivos o técnicas de alerta de tartamudez utilizando la o las combinaciones de las siguientes palabras: “stuttering”, “alert”, “device”, “detection”, “dysphemia”.

Gracias a la información recabada, se subdivide el estado del arte en: tecnologías de alerta de tartamudez, trabajos de investigación relacionados a tecnologías de alerta/detección de tartamudez, sistemas comerciales y patentes.

1.1 Tartamudez

La tartamudez o disfemia es un desorden del habla que se caracteriza por perturbaciones como bloqueos y repeticiones involuntarias acompañadas generalmente por movimientos no controlados de conductas motoras en forma de gestos o parpadeos no controlados durante el habla [GUITAR,2013]. La mayoría de los casos de tartamudez iniciada a temprana edad (tartamudez del desarrollo) presenta recuperación de manera natural o gracias al aporte de terapias del lenguaje. Sin embargo, se estima que el 20% de los casos de tartamudez del desarrollo presentan prevalencia durante la vida adulta [ANDRADE,2006]. Por otro lado, se informó que los hombres tenían 1,48 veces más probabilidades de persistir en la tartamudez que las mujeres [SINGER, 2020].

El impacto de la tartamudez en la vida adulta está fuertemente ligada a la privación de oportunidades, las relaciones interpersonales, problemas de ansiedad, fobia social, depresión y múltiples comorbilidades psicológicas [PANZARINO,2022]. La frecuencia y la gravedad del tartamudeo manifiesto pueden fluctuar de un día a otro y en relación con la situación del habla. La tartamudez suele ser más grave cuando hay una mayor presión para comunicarse. Es por ello que la tartamudez, ya establecida en la edad adulta, se centra en terapias de respuesta de escape y evitación en situaciones de estrés o de descontrol por lo que la persona con tartamudez vive con una aceptación parcial de su enfermedad y debe cambiar ciertas costumbres al comunicarse, evitar asistir a eventos sociales y tratar de controlar el miedo a hablar en público [BERROSPI,2018].

1.2 Tecnologías de tratamiento y detección

Las tecnologías principales para el tratamiento y detección de la tartamudez son la realimentación auditiva alterada, la realimentación auditiva laríngea, la realimentación auditiva enmascarada por ruido, la biorretroalimentación y la realimentación rítmica. Dichas tecnologías aportan estrategias de solución complementarias a las terapias de reestructuración del habla, proporcionando herramientas alternativas tanto para la detección como para el tratamiento de la tartamudez.

La tecnología más utilizada es la realimentación auditiva alterada (AAF, por sus siglas en inglés “*Altered auditory feedback*”), la cual utiliza la propia voz del paciente para generar un tratamiento basado en la alteración auditiva percibida. Existen dos técnicas conocidas dentro de la AAF. La primera técnica se conoce como realimentación auditiva con retraso (DAF, por sus siglas en inglés “*Delayed auditory feedback*”), la cual genera un retraso auditivo por la voz recibida del participante en un desfase de 25 a 75 milisegundos. La segunda técnica se conoce como realimentación auditiva por desplazamiento de frecuencias (FAF, por sus siglas en inglés “*Frequency auditory feedback*”), que altera el tono de voz del paciente en un valor de una octava de frecuencia [FERNANDEZ-MARTÍN, 2016]. Aunque estas técnicas pueden ser efectivas, presentan la desventaja de que el sistema sensorial del usuario debe adaptarse a la técnica, disminuyendo su efectividad con el tiempo [HERNÁNDEZ, 2014].

Asimismo, la realimentación auditiva laríngea es un tipo de tecnología que proporciona el sonido de la laringe a los oídos del usuario a través de un dispositivo electrónico conectado con un micrófono adherido a la garganta, permitiendo reconocer únicamente los sonidos producidos por la laringe. Este método es útil para aislar y tratar aspectos específicos de la producción vocal que contribuyen a la tartamudez. [BEHAVENET, 2023]. Otra tecnología asistencial utilizada es la realimentación auditiva enmascarada por ruido (MAF, por sus siglas en inglés “*Masked auditory feedback*”), la cual emplea ruido a una frecuencia aleatoria para interferir en la percepción auditiva del usuario. Este impedimento auditivo permite que el usuario desarrolle la propiocepción durante el habla, mejorando las sensaciones físicas de los músculos encargados de la fonación [BAXTER, 2015].

De igual relevancia, la retroalimentación rítmica es una tecnología basada en la comunicación háptica. Dicha tecnología utiliza el ritmo como una estrategia para disminuir la tartamudez, sirviendo como una distracción que permite a la persona afrontar la presión social [BAXTER, 2015].

Finalmente, existe una tecnología en desarrollo basada en señales fisiológicas, independientes del sistema auditivo o sensorial. Dicha tecnología se denomina biorretroalimentación por electromiografía (EMG) y utiliza electrodos para adquirir

las señales eléctricas producidas por los músculos relacionados al habla [CRAIG,1996]. Dichas señales se utilizan para entrenar al usuario para reconocer su actividad muscular y generar estrategias de control en un rango de contracción aceptable. Esta tecnología fue investigada a inicios de siglo como una estrategia de tratamiento “on home” que permitía el mantenimiento de las habilidades aprendidas durante sesiones de terapia [CRAIG, 1982]. Asimismo, estudios han evaluado la viabilidad de la EMG para reconocer patrones de tartamudez en los músculos relacionados con el habla. Se destaca el trabajo de Denny [1992], el cual determinó que la amplitud de la señal EMG puede indicar la presencia de tartamudez durante el análisis de los músculos orbiculares de la boca. Además, Pascal [1993] evaluó los patrones de electromiografía situaciones de habla fluida y episodios de bloqueo de la tartamudez en 15 participantes con resultados prometedores como estrategia de tratamiento.

La madurez de esta tecnología consistió en diseñar un tratamiento para disminuir la gravedad de la tartamudez mediante la terapia retroalimentativa basada en umbrales de actividad muscular durante el habla [BLOCK, 2004]. Como se observa en la Tabla 1.1, el estudio con participantes de entre 10 y 16 años observó una reducción del 36.7% en la tartamudez durante una conversación habitual y del 48.9% durante la lectura. Este análisis se obtuvo de la métrica de porcentaje de sílabas tartamudeadas (%ST). [BLOCK, 2004].

Tabla 1.1: Comparación de sílabas tartamudeadas (%ST) en condiciones de conversación y lectura en las fases de tratamiento [BLOCK, 2004].

	1 week pre-treatment	1 day pre-treatment	1 week post-treatment	3 months post-treatment	Percent increase pre-post
Conversation	115	102.5	113.5	109.5	2.5
Reading	110	104	123.5	119.5	13.6

Actualmente la retroalimentación por electromiografía se utiliza como enfoque de investigación como se destaca el trabajo de respuesta electromiografía labial para demostrar que un oyente puede activar músculos de su propio sistema motor al

observar un episodio de bloqueo de la tartamudez [HENLEY, 2020]. Asimismo, la investigación de Marin [2024] con 55 personas con tartamudez y 30 personas con habla normal identificó diferencias significativas en la activación muscular para los músculos zigomático, depresor angular de la boca y musculo orbicular. Estos resultados ayudan a reforzar el papel de la electromiografía como estrategia de detección para advertir episodios de bloqueo de la tartamudez.

1.3 Estado de la tecnología

El estado de la tecnología involucra los trabajos de investigación, los sistemas comerciales y las patentes en desarrollo. Todos estos trabajos están enfocados en generar conocimiento y soluciones para el tratamiento de la tartamudez en adultos.

1.3.1 Trabajos de investigación

A continuación, se presentan diversas tecnologías, dispositivos y algoritmos en investigación para el tratamiento de la tartamudez en adultos.

a) Dispositivo portátil de retroalimentación en tiempo real y adaptativo

Es una propuesta terapéutica basada en el diseño de un dispositivo que utiliza la tecnología de retroalimentación auditiva alterada con un enfoque multimodal inteligente. El propósito de este abordaje es reducir la brecha de singularidad de cada episodio de tartamudeo al proporcionar un sistema adaptable a cada usuario. La señal biológica censada fue la electroencefalografía y, a su vez, se utilizó la acelerometría relacionada al movimiento de la cara durante el proceso de gesticulación. Se desarrolló una estrategia de telesalud para almacenar la información y realizar seguimiento utilizando el dispositivo de manera remota. La limitación de dicho proyecto es que aún se encuentra en una fase inicial de desarrollo debido a que necesita auriculares inteligentes y un sistema de acelerometría complejo basado en el movimiento humano, dichas tecnologías requieren una gran capacidad de procesamiento e información [PRADO, 2007].

b) Dispositivo basado en un sistema embebido para la detección de episodios de tartamudez

Es una propuesta de diseño de un dispositivo biomédico basado en un sistema embebido compuesto por una interfaz interactiva (pantalla LED y botones de menú) combinada con un micrófono de solapa capaz de detectar las instancias de tartamudeo. Se utilizó la placa MSP430 y el amplificador de micrófono MAX9814 para detectar diferencias entre las palabras habladas y el silencio. El algoritmo utiliza un temporizador que se inicia cuando no se detecta palabras y se reinicia cuando la voz es detectada. Cuando el algoritmo reconoce tres silencios de misma duración, lo interpreta como un episodio de tartamudez. La Figura 1.1 muestra el desarrollo del prototipo electrónico mediante la conexión de los componentes electrónicos utilizados en el proyecto [ALHALABI, 2022].

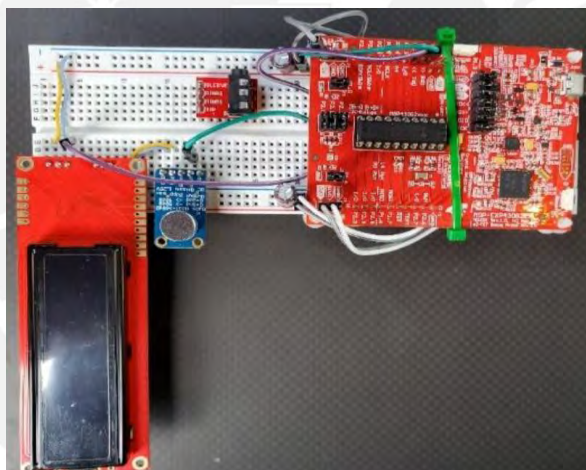


Figura 1.1: Componentes electrónicos MSP430, MAX9814 y pantalla LCD conectados al microcontrolador [ALHALABI, 2022]

c) Dispositivo Anti-Tartamudeo con algoritmo de voz para la eliminación de silencio usando “Arduino”

Es una propuesta de diseño de un dispositivo anti-tartamudeo desarrollado en el sistema embebido Arduino, el cual utiliza un algoritmo de procesamiento de audio para la eliminación de silencios durante el habla por medio de redes neuronales artificiales (ANN). Mediante la colaboración conjunta de 3 plataformas: AUDACITY,

MATLAB Y PYTHON, se generó el procesamiento del audio obtenido por el usuario. El algoritmo analiza el audio, identificando y reduciendo las prolongaciones del habla mediante umbrales específicos que permiten reconocer y eliminar los silencios, así como eliminar la repetición de palabras a través de un análisis acústico. Finalmente, dicho audio modificado es procesado por el Arduino para ser reproducido por un altavoz utilizando el circuito esquemático de la Figura 1.2 [DHIVYA, 2021].

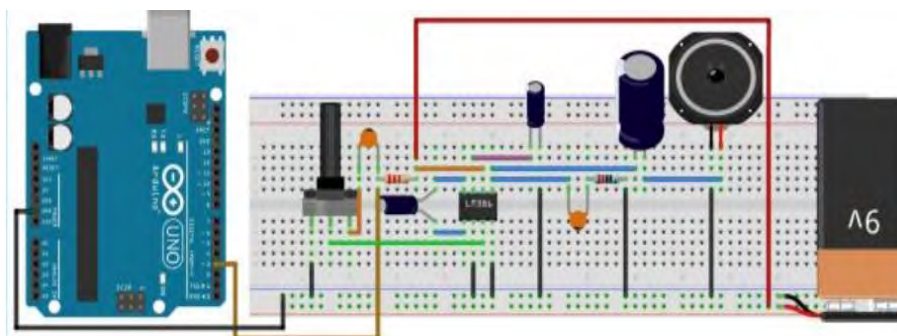


Figura 1.2: Circuito electrónico del dispositivo de eyección de silencio [DHIVYA, 2021]

d) **Análisis del umbral de energía del habla para la detección de tartamudez**

Es un estudio que analiza los valores límites de la energía del habla para identificar a personas que tartamudean de las que no tartamudean utilizando un algoritmo inteligente de optimización por enjambre de partículas (PSO, por sus siglas en inglés "*Particle Swam optimization*") y optimización de fibroblastos sinérgicos (SFO, por sus siglas en inglés "*Synergistic Fibroblast optimization*"). El conjunto de datos para el estudio se obtuvo de la señal de voz con 50 oraciones conectadas utilizando una grabadora de voz digital Sony ICD-UX560F para situaciones normales y diferentes niveles de tartamudeo. Dicho conjunto de datos se segmentó para el habla normal, tartamudeo moderado y tartamudeo grave a una frecuencia de muestreo de 16 kHz [MANJUTHA,2019]. Las métricas de rendimiento del método propuesto fueron la correlación de Pearson y análisis estadísticos como la media y la desviación estándar, que se comparan como evaluación de las expresiones del habla disfluente. Los resultados obtenidos concluyeron que el umbral utilizando el algoritmo PSO detecta la energía del espectro de manera más efectiva para el habla fluida y no fluida [MANJUTHA, 2019].

e) Dispositivo háptico portátil para mejorar la fluidez del habla

El trabajo consiste en el diseño de un dispositivo de retroalimentación táctil colocado en el antebrazo. El diseño del dispositivo se realizó a través de impresión 3D, con un método de sujeción de velcro y sistema háptico vibro táctil por un actuador de bobina controlado por el sistema embebido de Arduino a 12V, como se muestra en la Figura 1.3. La evaluación del diseño se realizó mediante un estudio preliminar a través de cuestionarios de satisfacción con 3 personas que tartamudean y 10 personas que no tartamudean los cuales usaron el dispositivo y presentaron informes de usabilidad y experiencia. Los resultados de la evaluación concluyeron que el tratamiento rítmico ayuda considerablemente a controlar los episodios de estrés y ansiedad relacionados a los bloqueos durante el habla de las personas con tartamudez, sin embargo, es necesario realizar más estudios y pruebas para determinar la utilidad real del tratamiento [VAN DER WOUDE, 2020].

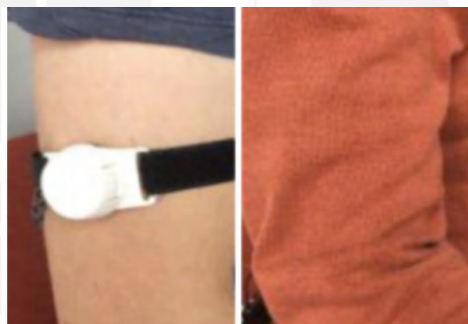


Figura 1.3: Dispositivo “Presley” atado y debajo de la ropa [VAN DER WOUDE, 2020]

f) Sistema de clasificación de la tartamudez basado en bioseñales respiratorias

Es un proyecto que utiliza un método basado en análisis de patrones de respiración para evaluar y clasificar la presencia de disfluencias y episodios de bloqueo utilizando algoritmos de aprendizaje automático. La adquisición de señales se obtuvo a partir de 68 personas agrupadas en rango de edades. Las variables de estudio fueron el flujo y volumen de respiración y la frecuencia cardíaca. Se utilizó una pletismografía de inductancia respiratoria (RIP, por sus siglas en inglés “*Respiratory inductance plethysmography*”) utilizando dos bandas elásticas paralelas y un pulso oxímetro para

la evaluación de frecuencia cardíaca. Como se observa en la Figura 1.4, las variables fisiológicas medidas fueron el volumen y flujo respiratorio, frecuencia cardíaca (FC), saturación de oxígeno en la sangre (SPO2), respuesta galvánica de la piel (GSR, por sus siglas en inglés “*Galvanic Skin Response*”), pletismografía de inductancia respiratoria (RIP, por sus siglas en inglés “*Respiratory inductance plethysmography*”), una banda elástica rodea la caja torácica y la otra en el abdomen. Los datos obtenidos fueron: obtener 173 datos de personas que tartamudean y 650 datos de personas que no tartamudean. Los resultados del entrenamiento obtuvieron una precisión de 82.6% lo cual sugiere que los patrones respiratorios durante el habla se pueden usar para monitorear la presencia de disfluencias [VILLEGAS, 2019].

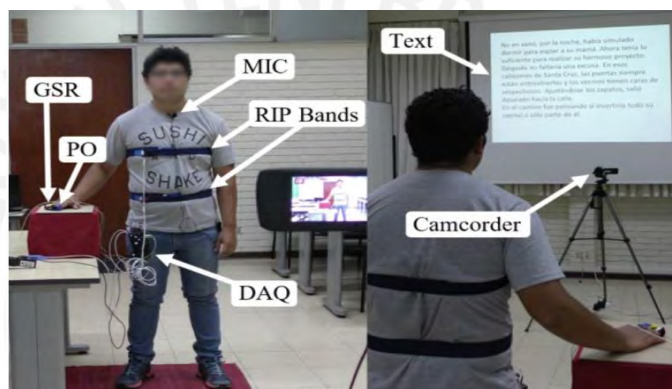


Figura 1.4: Diseño experimental y posición de los sensores de adquisición de señales fisiológicas [VILLEGAS, 2019]

g) **Predicción de episodios de bloqueo del habla mediante análisis de vectores en los músculos faciales**

El proyecto propone un sistema de detección de actividad muscular de los músculos temporales faciales durante el habla basado en inteligencia artificial explicada, asistida por un clasificador de redes neuronales convolucionales (CNN, por sus siglas en inglés “*Convolutional Neuronal Network*”). El sistema de detección analiza 17 unidades de acción facial basadas en el Sistema de Codificación Facial a través de cámaras de alta resolución. La metodología de estudio se realizó con 7 hombres en rango de edad entre 18 a 31 años completando entre 1 a 5 sesiones cada uno. Los resultados indicaron que las actividades faciales previas al habla codifican suficiente información para

distinguir si una futura vocalización del habla será fluida o no fluida. Sin embargo, se requiere un estudio exhaustivo sobre una cohorte más grande de personas que tartamudean para generalizar la idea y evaluar el impacto más amplio para predecir la palabra que se pronunciará en la memoria a corto plazo [DAS, 2020].

h) Algoritmo asistido por computadora para detectar tartamudeos repetitivos automáticamente

Este trabajo de investigación utiliza el método de alineación forzada para la detección de repeticiones de tartamudeo en hablantes chinos. El objetivo principal es que se pueda clasificar el habla habitual con un episodio de bloqueo gracias a un método que permite una mejor detección de palabras o frases que tienen una duplicación inapropiada y reducen la tasa de falsos positivos y la tasa de detección faltante. En el desarrollo de la investigación, se utilizó grabaciones de participantes con tartamudez a una frecuencia de muestreo de 16 kHz y un algoritmo de referencia cuyo modelo apunta a una palabra, la cual hasta cierto umbral es considerada como tartamudear. Este sistema se mejoró a través de redes de alineación forzada de bucle de múltiples tramos, la penalización de rama (relacionada a un número de sílabas) y el juicio de ruta de decodificación para detectar palabras con duplicación inapropiada y así reducir los falsos positivos [ZHANG, 2013].

i) Clasificación de la disfluencia en el habla tartamudeada usando aprendizaje profundo para aplicaciones en tiempo real

Este trabajo de investigación utiliza Coeficientes Cepstrales en la Escala de Mel (MFCC, por sus siglas en inglés “*Mel Frequency Cepstral Coefficients*”) y probabilidades en la fonación para generar un algoritmo de detección y clasificación de tartamudez según el grado del trastorno. El desarrollo de la propuesta inicia con la extracción de conjuntos de audio de 3 segundos para aplicar un modelo temporal y generar una puntuación de detección de tartamudeo [JOUAITI, 2022].

Se empleó conjuntos de datos de las bases de datos de UCLASS para 128 niños y adultos que tartamudean, FluencyBank para 32 adultos que tartamudean y SEP-28K los cuales contienen 28177 clips extraídos de podcasts disponibles públicamente. El sistema propuesto tiene el potencial de ser útil en varias aplicaciones, como el desarrollo de herramientas de terapia del habla que pueden brindar retroalimentación en tiempo real a las personas que tartamudean [JOUAITI, 2022].

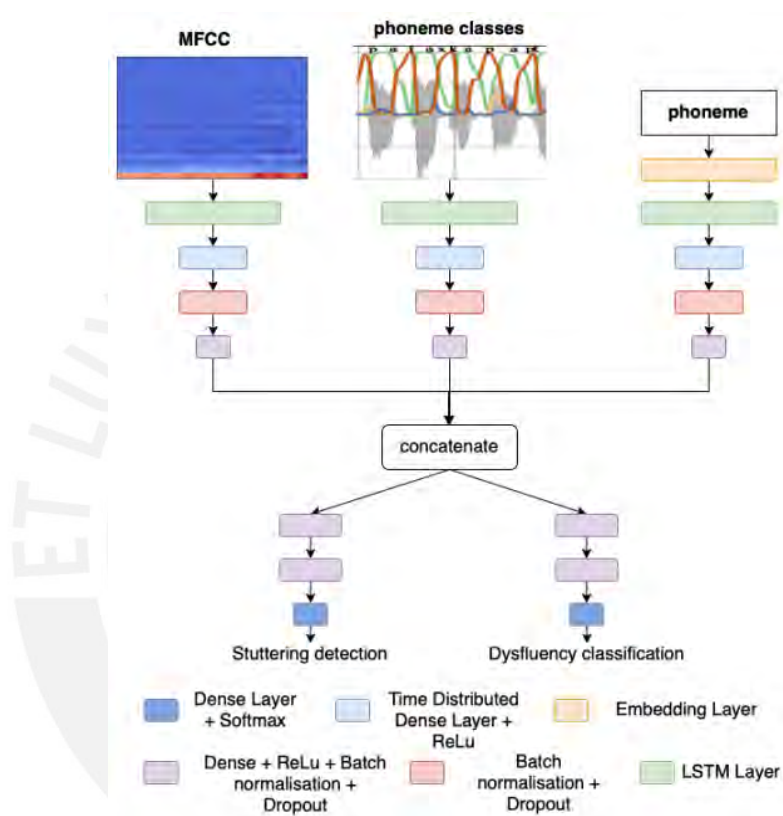


Figura 1.5: Diagrama de funcionamiento del algoritmo de aprendizaje profundo para detectar tartamudez [JOUAITI, 2022]

j) Detección robusta de tartamudeo a través de tareas múltiples y aprendizaje antagónico

Esta investigación utiliza la detección automática de la tartamudez mediante una combinación de aprendizaje multitarea y confrontativo. El sistema propuesto consta de dos componentes principales: una red de detección de tartamudeos y una red contradictoria. La red de detección de tartamudeo es responsable de predecir si una muestra de voz tiene episodios de tartamudeo o no. La red contradictoria, por otro lado,

intenta confundir a la red de detección de tartamudeos generando muestras antagónicas que están diseñadas para engañar a la red de detección [SHEIKH, 2022].

Los autores evaluaron el sistema propuesto en un conjunto de datos de muestras de voz de personas que tartamudean y lograron un alto rendimiento en términos de precisión y exactitud. También demostraron que el sistema es resistente a varios tipos de ruido y puede generalizarse bien a diferentes hablantes. El sistema propuesto tiene el potencial de ser útil en diversas aplicaciones, como la terapia del habla y la investigación de la tartamudez [SHEIKH, 2022].

Comparación entre trabajos de investigación relacionado a diseño de dispositivos

En la Tabla 1.2 se elaboró un resumen comparativo de los principales trabajos de investigación destinados al desarrollo de dispositivos asistenciales. Para ello, se determinó el propósito de dichos diseños como herramientas de tratamiento o detección de la tartamudez en adultos. Asimismo, se determinó el factor principal de estudio que hace referencia al tipo de tecnología empleada para para cada investigación.

Tabla 1.2: Comparación del estado de la tecnología de dispositivos asistenciales para la tartamudez

Fuente	Propósito	Factor de estudio	Relevancia
[PRADO, 2007]	Tratamiento y detección de la tartamudez	Retroalimentación auditiva alterada (AAF) con técnicas multimodales	Propuesta terapéutica basada en un dispositivo que usa AAF) pero con un enfoque multimodal inteligente el cual es adaptable a cada sujeto que tartamudea.
[VAN DER WOUDE, 2020]	Tratamiento	Retroalimentación táctil	Diseño de un sistema de retroalimentación táctil a través de un dispositivo colocado en la parte superior del brazo.
[DHIVYA, 2021]	Tratamiento	Eliminación de silencio	Diseño de un dispositivo anti-tartamudeo basado en Arduino con la ayuda del algoritmo de voz de eyección de silencio por medio de redes neuronales artificiales (ANN). Dicho audio modificado es procesado por el Arduino para ser reproducido por un altavoz.
[ALHALABI, 2022]	Detección	Detección de silencio	Diseño de un dispositivo biomédico basado en un sistema para detectar diferencias entre las palabras habladas y del silencio. El algoritmo utiliza un temporizador que se inicia cuando no se detecta palabras y se reinicia cuando la voz es detectada

En resumen, los diseños de dispositivos analizados demuestran un progreso significativo en el desarrollo de tecnologías asistenciales portátiles y con sistemas de retroalimentación orientados tanto a la detección como al tratamiento de la tartamudez. Sin embargo, las propuestas se centran en enfoques auditivos o táctiles, sin integrar de manera completa los aspectos multimodales del habla.

Comparación entre trabajos de investigación relacionado a algoritmos

En la Tabla 1.3 se elaboró un cuadro comparativo de los principales trabajos de investigación que tenían como factor de estudio el desarrollo de algoritmo de detección, selección o análisis de la tartamudez en adultos. Asimismo, se determinó el factor principal de estudio que hace referencia al tipo de tecnología empleada para para cada investigación.

Tabla 1.3: Comparación de estado de la tecnología de algoritmos para la tartamudez

Fuente	Propósito	Factor de estudio	Relevancia
[ZHANG, 2013]	Detección	Algoritmo de detección	Este trabajo de investigación utiliza método de alineación forzada para la detección de repeticiones tartamudeo en hablantes chinos a través de un algoritmo de referencia cuyo modelo apunta a una palabra, la cual hasta cierto umbral es considerada como tartamudear.
[MANJUTHA, 2019]	Detección	Algoritmo de detección	Propuesta de algoritmo de análisis de regularidad del habla basado en un procesamiento acústico aplicando algoritmos PSO (Optimización por enjambre de partículas) y SFO (Optimización de fibroblastos sinérgicos)
[VILLEGAS, 2019]	Detección y clasificación	Análisis de patrones de respiración	Este proyecto propone el uso del análisis de patrones de respiración para detectar y determinar las disfluencias durante episodios de bloqueo.
[DAS, 2020]	Detección	Sistema de Codificación Facial (FACS)	Este proyecto propone un sistema de detección de actividad muscular de los músculos temporales faciales durante el habla basado en el Sistema de Codificación Facial (FACS) específica para los músculos de la cara a través de cámaras de alta resolución.
[JOUAITI, 2022].	Detección	Algoritmo de detección	Este trabajo de investigación utiliza Coeficientes Cepstrales en la Escala de Mel (MFCC) y probabilidades en la fonación para generar un algoritmo de detección y clasificación de tartamudez.
[SHEIKH, 2022]	Detección	Algoritmo de detección	Este trabajo de investigación utiliza una red de detección de tartamudeos y una red confrontativa para detectar diferentes episodios de bloqueo para diferentes hablantes.

La Tabla 1.3 permite concluir que los desarrollos de algoritmos se centran principalmente en enfoques de detección y clasificación de la tartamudez y abarcan desde el procesamiento acústico hasta el reconocimiento facial y respiratorio. Por ello, la mayoría de las investigaciones se centran en patrones de caracterización, destacando la oportunidad de desarrollar modelos que integren señales fisiológicas y de voz para mejorar la precisión y aplicabilidad clínica de los sistemas de detección.

1.3.2 Sistemas comerciales

Existen diferentes sistemas comerciales en el mercado internacional donde destacan las empresas Casa Futura, SpeechEasy y Voice Amp que utilizan técnicas combinadas de AAF para inhibir la tartamudez. A continuación, se detallan los sistemas comerciales más relevantes.

a) **In-The-Ear-Speech-Tool**

Es un dispositivo portátil que se coloca en el oído y utiliza la tecnología de retroalimentación auditiva alterada (AAF) con conectividad bluetooth a un aplicativo. Los aspectos técnicos de este dispositivo referente a la tecnología AAF es un desfase de tiempo específico de 70 ms y a una frecuencia modificada fija de +3 octavas



Figura 1.6: Diseño del dispositivo In-The-Ear-Speech-Tool¹

¹ Fuente: www.speakforless.com/product/in-the-ear-device. Fecha de consulta: 18/08/2023

b) **SpeechEasy**

SpeechEasy es el dispositivo más conocido para el tratamiento de la tartamudez y funciona proporcionando al usuario retroalimentación auditiva alterada (AAF). Los aspectos técnicos del dispositivo permiten el sonido monoaural con una modificación de fase en el rango entre 30 a 200 ms, así como tres tipos de modificaciones en frecuencia en el rango de 0.4 a 1.2 octavas. En la Figura 1.7 se muestran los 4 tipos de modelos, cuya diferencia es el tipo de sujeción del dispositivo a la oreja.

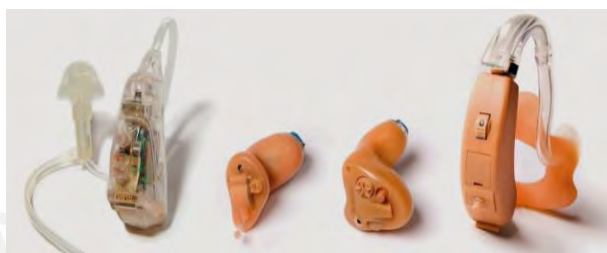


Figura 1.7: Dispositivos SpeechEasy²

c) **Small Talk**

Es un dispositivo de sonido binaural con capacidad de conectividad Bluetooth. Utiliza la tecnología de retroalimentación auditiva alterada para un rango de duración de fase entre 30-200 ms y frecuencia a 4 modificaciones establecidas de: $\pm 0.8, \pm 0.6, \pm 0.4$ octavas. Además, el dispositivo incluye un conjunto de frases pregrabadas que se organizan en diferentes categorías las cuales se pueden accionar usando el módulo izquierdo de la Figura 1.8.



Figura 1.8: Dispositivo Small Talk compuesto por sus dos módulos³

² Fuente: www.speecheasy.com/devices. Fecha de consulta: 18/08/2023

³ Fuente: www.casafuturetech.com/. Fecha de consulta: 18/08/2023

d) **Pocket Speech Lab**

Dispositivo de sonido baural con un indicador LED que muestra los niveles de tensión vocal. El funcionamiento se basa en el análisis de frecuencia y amplitud de la voz para detectar umbrales de tartamudez relacionados a aumentos súbitos de amplitud y frecuencia de la señal de audio. El dispositivo posee un control de sensibilidad de los umbrales permitiendo su personalización.



Figura 1.9: Dispositivo Pocket Speech Lab⁴

e) **Fluency VA610i**

El dispositivo VA610i es un dispositivo que utiliza la tecnología de realimentación auditiva alterada (AAF) para proporcionar información en tiempo real al usuario. Respecto a sus especificaciones técnicas, el Fluency VA610i es un dispositivo monoaural que utiliza retroalimentación auditiva alterada en duración (30-200 ms) y frecuencia (rango de 0.4-1.2 octavas).



Figura 1.10: Dispositivo Fluency VA610i⁵

⁴ Fuente: www.casafuturetech.com/. Fecha de consulta: 18/08/2023

⁵ Fuente: www.voiceamp.net/v600/. Fecha de consulta: 18/08/2023

Comparación de los sistemas comerciales

Finalmente, se elaboró la Tabla 1.4 que resume la comparativa entre todos los sistemas comerciales expuestos donde se muestra la tecnología de detección o tratamiento, las dimensiones y el precio para cada sistema.

Tabla 1.4: Comparación de sistemas comerciales

Empresa/ País	Nombre del producto	Tipo de sistema comercial	Tecnología de tratamiento	Dimensiones	Precio
Speak For Less Ltd/ USA	In-The-Ear Speech Tool	Dispositivo asistencial para la tartamudez	Retroalimentación auditiva alterada (AAF)	No especifica	900 \$
Janus Developme nt Group/	SpeechEasy	Dispositivo CIC (Totalmente en Canal auditivo)	Retroalimentación auditiva alterada (AAF)	No especifica	2500 - 4500 \$
		Dispositivo TIC (En el canal auditivo)		No especifica	2500 - 4500 \$
		Dispositivo BTE (detrás de la oreja)		No especifica	2500 - 4500 \$
Casa Futura	Small Talk	Dispositivo DAF/FAF anti- tartamudeo	Retroalimentación auditiva alterada (AAF) y realimentación auditiva enmascarada por ruido (MAF)	Dimensiones: 7.5 x 6 x 1.75 cm Peso: 80 g	2500 \$
	Pocket Speech Lab	Dispositivo asistencial con sistema de alerta de tartamudez	Retroalimentación auditiva alterada (AAF) y realimentación auditiva enmascarada por ruido (MAF)	No especifica	3300 \$
VoiceAmp (Pty)	Fluency VA601i	Dispositivo de tratamiento para tartamudez	Retroalimentación auditiva alterada (AAF)	Dimensiones: 9.7 x 5.7 x 1.6 cm Peso: 100g	2350 \$

Los sistemas comerciales disponibles para el tratamiento de la tartamudez se basan principalmente en la tecnología de retroalimentación auditiva alterada, implementada bajo distintos formatos de dispositivos, desde los insertados en el canal auditivo hasta modelos portátiles externos. En ese sentido, se observa una escasa diversificación tecnológica, dejando de lado otras tecnologías sensoriales o biomédicas. Su valor comercial mantiene un rango de precio entre 900 \$ y 4500 \$, lo que dificulta la adopción de estos dispositivos en entornos de escasos recursos

1.3.3 Patentes

Las patentes más usadas para tratar la tartamudez son dispositivos multimodales que involucran la combinación de las diferentes tecnologías de tratamiento mostradas anteriormente para facilitar la personalización del tratamiento al usuario. A continuación, se presentan las patentes más relevantes.

a) Dispositivo electrónico anti-tartamudeo que proporciona retroalimentación auditiva y detección de disfluencias por biorretroalimentación

La presente invención, registrada en Estados Unidos bajo el código de patente US6231500B1, es un dispositivo electrónico que utiliza una función de biorretroalimentación para monitorear el tono vocal del usuario a través de un sensor de electromiografía y una función de retroalimentación auditiva que recibe el audio del usuario y provee el sonido de las cuerdas vocales sin los sonidos producidos por las cavidades nasales y bucales. Esta patente desarrolla la idea de que la vibración de la laringe (125-250 Hz), encargada de producir la fonación, no es controlada adecuadamente por las personas que tartamudean, lo que resulta en una sobretensión de las cuerdas vocales y tiene un impacto negativo durante el habla.

En la Figura 1.11, se muestra la descripción del sistema de retroalimentación donde el usuario se comunica a través del micrófono (1) cuyo sonido es enviado a los circuitos encargados de generar la retroalimentación auditiva retardada (3) y a otro circuito encargado de sensar el tono de voz (4). El audio en desfase de tiempo es llevado al circuito encargado de realizar la realimentación auditiva con desplazamiento de frecuencias (7). La señal de audio del control de umbral (8) llega a los auriculares (9) que percibe el usuario. El sistema alternativo al sensor de tono de voz es utilizar electrodos de EMG colocados en la zona orbicular de la boca, que funcionen como un sistema de alerta de tartamudez el cual se enviará al control de umbral y el sistema de alerta [KEHOE,2011].

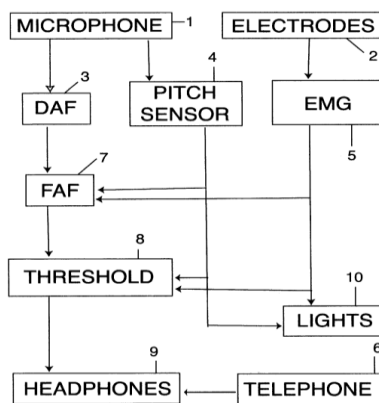


Figura 1.11: Descripción gráfica del dispositivo electrónico anti-tartamudeo [KEHOE,2011]

b) Dispositivo adaptativo y multimodal de realimentación auditiva alterada para la tartamudez basado en un avatar neurofisiológico

La presente invención, registrada en España bajo el código de patente ES2391054B1, consiste en un dispositivo portable multimodal y adaptativo basado principalmente en la realimentación auditiva alterada (AAF). A diferencia de los dispositivos que usan dicha tecnología, la invención utiliza un control adaptativo basado en un observador matemático neurofisiológico que modula el grado de tartamudez utilizando realimentación multimodal proporcionada por los sensores de electroencefalografía (EEG), electromiografía (EMG) ubicada en el cuello, a la altura de la laringe y acelerometría (AC). De esta manera el módulo multimodal alertará al usuario de una eventual condición de tartamudeo generando así un control continuo y adaptativo de la enfermedad [PRADO,2012].

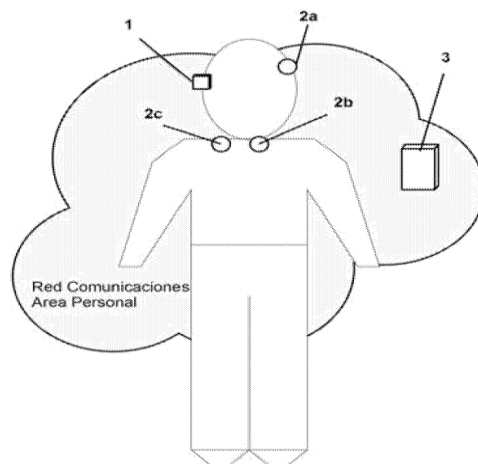


Figura 1.12: Dibujo esquemático del dispositivo adaptativo y multimodal [PRADO,2012]

c) Dispositivo para aliviar la tartamudez

La presente invención, registrada en Estados Unidos bajo el código de patente US9826929B2, es un dispositivo portable multimodal compuesto por un sensor de habla configurado para capturar las señales de audio del usuario, procesarlas y detectar el tartamudeo para finalmente producir una indicación de alerta basada en un estímulo. Dicho sensor del habla tendrá dos componentes: micrófono y un electrodo de electromiografía ubicado en la zona labial-mentoniana o electroglotografía para obtener la actividad de las cuerdas vocales [STEINBERG-SHAPIRA,2017].

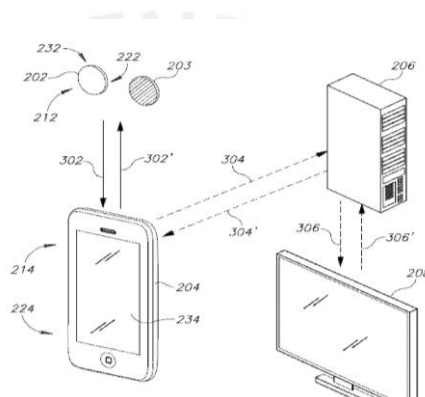


Figura 1.13: Boceto de interacción de los diferentes módulos para el diseño de la patente [STEINBERG-SHAPIRA,2017]

Comparación de las patentes

En la Tabla 1.5 se destaca la comparación de las patentes evaluadas en dicha sección

Tabla 1.5: Comparación de patentes

Patente/Autor	País	Factor	Relevancia
ES2391054B1 / [PRADO, 2012]	España	Retroalimentación auditiva alterada (AAF) con técnicas multimodales	Es un dispositivo portable multimodal y adaptativo basado utilizando realimentación multimodal proporcionada por los sensores de electroencefalografía (EEG), electromiografía (EMG) y acelerometría (AC)
US6231500B1 / [KEHOE,2011].	Estados Unidos	Retroalimentación auditiva alterada (AAF) y biorretroalimentación	Utiliza una función de biorretroalimentación que monitorea el tono vocal del usuario a través de un sensor de electromiografía
US9826929B2 / [STEINBERG-SHAPIRA,2017]	Estados Unidos	Eliminación de silencio	Es un dispositivo portable multimodal compuesto por un sensor de habla configurado para capturar las señales de audio del usuario, procesarlas y detectar el tartamudeo para finalmente producir una indicación de alerta basada en un estímulo.

Las patentes revisadas evidencian un avance progresivo en la integración de tecnologías multimodales aplicadas al tratamiento y detección de la tartamudez. Inicialmente, las soluciones se centraban en la retroalimentación auditiva alterada como medio para modificar los patrones del habla y controlar el tono vocal. Sin embargo, las propuestas más recientes incorporan sensores complementarios como EEG, EMG y acelerometría, que permiten capturar señales fisiológicas y de movimiento en tiempo real, ofreciendo así un enfoque más completo y adaptativo.

1.4 Necesidad tecnológica

En la actualidad, existen diversos dispositivos comerciales para apoyar en el tratamiento de la tartamudez que utilizan la tecnología de realimentación auditiva alterada como principal técnica de tratamiento. Estos dispositivos emplean métodos visuales y sonoros, pero su utilidad es dependiente de la adaptabilidad del usuario. Además, este tipo de sistemas actúan posterior al episodio de bloqueo, sin ofrecer una detección o prevención temprana del mismo.

Los trabajos de investigación describen estrategias basadas en algoritmos de detección y sistemas retroalimentados para identificar episodios de bloqueo. Sin embargo, los enfoques revisados no integran de manera simultánea las etapas de detección, alarma y retroalimentación al usuario en una única solución, limitando su aplicabilidad en entornos reales del habla.

Asimismo, las patentes registradas destacan el uso de mecanismos de detección para la tartamudez basados en la actividad eléctrica de los músculos del habla. No obstante, estos desarrollos permanecen en un nivel conceptual sin evidencia de la implementación funcional ni la interacción en tiempo real entre la detección de la señal y la respuesta al usuario.

En ese sentido, se justifica la necesidad de crear un dispositivo asistencial que permita detectar los episodios de bloqueo de la tartamudez a través de un sistema de bioseñales basado en la electromiografía, que genere retroalimentación al usuario y así ofrecer un enfoque de tratamiento preventivo, adaptable y personalizado a los patrones de bloqueo del propio paciente.

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se exponen las consideraciones que se han tomado en cuenta para la elaboración de una propuesta de solución que responde a la necesidad tecnológica determinada en el capítulo anterior. Para ello, se presenta una secuencia metodológica en base a las normas alemanas de diseño VDI 2221 y VDI 2225. La norma VDI 2221 determina las estrategias metodológicas para elaborar un diseño conceptual según alternativas de solución con el fin de obtener un proyecto óptimo. En ese sentido se desarrollan actividades de análisis como la delimitación de requerimientos de diseño, abstracción de ideas a través de una caja negra, diagrama de funciones, matriz morfológica y alternativas de solución para seleccionar el concepto de solución adecuado. Adicionalmente, la norma VDI 2225 permite establecer criterios técnicos y económicos para elaborar desarrollar el concepto de solución hasta obtener el proyecto óptimo.

2.1 Requerimientos de diseño

Los requerimientos de diseño son los criterios que debe tener el dispositivo según la necesidad funcional y no funcional. Por lo tanto, son imprescindibles para la abstracción de ideas. A continuación, se presentan los requerimientos según referencias de la bibliografía y con el objetivo de afrontar la necesidad tecnológica.

2.1.1 Requerimientos funcionales de diseño

Entre los requerimientos funcionales de la propuesta de solución, se pueden identificar las siguientes:

- a) **Precisión:** El dispositivo asistencial debe adquirir y registrar con una adecuada precisión las señales eléctricas producidas por los músculos (EMG) relacionados al habla. Según los estudios de tecnologías que utilizan la electromiografía para la tartamudez, el dispositivo debe ser capaz de detectar instancias del habla [CRAIG,1982], [BLOCK,2004] con una precisión superior al 80%, lo que representa un nivel de desempeño aceptable para la detección de bloqueos.
- b) **Alerta:** El dispositivo asistencial debe tener un sistema de alerta para advertir al usuario sobre un episodio de tartamudez. Asimismo, se espera que dicho sistema de alerta sea fácil de percibir para el usuario y no interrumpa el flujo de la comunicación.
- c) **Sensibilidad:** El dispositivo asistencial debe registrar la actividad eléctrica generada por los grupos musculares del habla, cuyas amplitudes se encuentran típicamente en el rango de 50 μ V a 5 mV. En ese sentido, el dispositivo debe ser capaz de mitigar la interferencia natural producida por la impedancia bioeléctrica propia del cuerpo humano, el ruido generado por la acumulación de señales eléctricas de músculos cercanos y ruidos de la red eléctrica [GILA,2009].
- e) **Monitoreo en tiempo real:** El dispositivo debe proporcionar un monitoreo en tiempo real de la actividad muscular para permitir la retroalimentación temprana de episodios de bloqueo al usuario.
- f) **Algoritmo de detección:** El dispositivo debe incluir un algoritmo de detección que utilice de manera eficiente a nivel analítico y computacional las principales características de análisis de señal EMG y determine la presencia o ausencia de un episodio de bloqueo sin comprometer la precisión.
- g) **Durabilidad:** El dispositivo debe ser resistente para soportar las condiciones de uso diario, manteniendo su integridad estructural y funcional sin presentar fallas en el

sistema háptico ni en los componentes electrónicos. Para ello, es necesario el uso de materiales aislantes de recubrimiento que permitan la operación del equipo a humedades relativas entre 30 a 99% y un rango de operación térmica entre 0 °C y 45 °C.

g) **Energía:** El sistema electrónico del dispositivo debe contemplar una unidad de alimentación de 3.3 VDC el cual es un voltaje adecuado para los componentes electrónicos orientados a sistemas embebidos y portátiles.

e) **Almacenamiento interno:** El microcontrolador del sistema electrónico debe cumplir los requisitos mínimos de funcionamiento. Se considera un valor mínimo de 512 kilobytes de memoria de RAM, y 1024 kilobytes de memoria FLASH, los cuales se encuentran dentro de los rangos comúnmente usados en desarrollo de algoritmos basados en inteligencia artificial para microcontroladores [SAHA,2022].

2.1.2 Requerimientos no funcionales de diseño

Entre los requerimientos no funcionales asociados a la propuesta de solución, se pueden identificar los siguientes:

a) **Autonomía:** El dispositivo asistencial debe operar por un tiempo prolongado no menor a una sesión de tratamiento o en una situación en la que el usuario necesite utilizar el dispositivo. Para ello, el dispositivo debe contemplar un tiempo de uso de como mínimo una hora continua y un sistema electrónico de bajo consumo que proporcione una autonomía mínima de 60 minutos por carga completa, garantizando el funcionamiento estable y sin interrupciones del dispositivo en una terapia de lenguaje completa.

b) **Seguridad:** El dispositivo debe garantizar la seguridad del usuario ya que será utilizado como dispositivo portátil y vestible. En base a ello debe contemplar restricciones físicas y mecánicas que protejan la integridad del usuario. Por ello, el dispositivo debe seguir las consideraciones de diseño de dispositivos vestibles afines de manera que garantice la protección del usuario durante su uso [RAAD,2021].

- c) **Ergonomía:** El dispositivo asistencial debe ser cómodo durante su uso para generar adherencia en el usuario. Según las referencias de dimensión antropométrica de población latinoamericana, se espera que las dimensiones del dispositivo sean compatibles con la estructura facial humana, garantizando que cada uno de sus subconjuntos o componentes modulares se mantenga dentro de los límites máximos de ergonomía establecidos en 50 x 30 x 15 mm. [AVILA,2007].
- d) **Portabilidad:** El dispositivo asistencial requiere una gran facilidad de transporte y adaptabilidad al cuerpo. En ese sentido, se espera que el dispositivo tenga un peso no mayor a 150 g, establecido como el límite inferior de carga según la norma peruana: Norma Básica de Ergonomía RM 375-2008.
- e) **Conveniencia:** El dispositivo al ser usado como dispositivo asistencial, debe permitir que el usuario genere la aceptación parcial de la misma. Para ello, el dispositivo debe funcionar como un sistema de detección y alerta de episodios de bloqueo, brindando apoyo en situaciones críticas del habla o durante su tratamiento terapéutico.
- e) **Accesibilidad económica:** Se espera que el dispositivo asistencial tenga un costo de manufactura menor a comparación de los evaluados en el estado del arte. Si bien es una comparativa que no contempla costos de comercialización y distribución, permite verificar que la propuesta es viable en términos económicos.

2.2 Caja negra

La caja negra es una herramienta que permite identificar la funcionalidad de la propuesta de solución sin necesidad de conocer los componentes internos de la misma. En ese sentido, se definieron las entradas y salidas del sistema en la Figura 2.1. Para ello, se consideró el dispositivo como un detector de bloqueo de tartamudez que utiliza las señales electromiográficas de una zona de análisis muscular del usuario para posteriormente alertar al usuario si se establece la condición de un episodio de bloqueo.



Figura 2.1: Esquema de caja negra del dispositivo asistencial de tartamudez

2.2.1 Entradas del sistema

- Señal de encendido/apagado:** Es la señal utilizada para activar o desactivar el dispositivo, controlando así la puesta en marcha del sistema de alerta de tartamudez.
- Energía eléctrica:** Esta entrada especifica los requerimientos de energía, incluyendo el voltaje y la corriente que utiliza el sistema electrónico para su funcionamiento óptimo.
- Región labial-mentoniana del usuario:** Se refiere a la zona en la cual el dispositivo adquiere las señales producidas por los músculos relacionados al habla, con especial interés en el músculo orbicular de la y el músculo depresor de la boca, como se muestra en la Figura 2.2 (a) y (b).

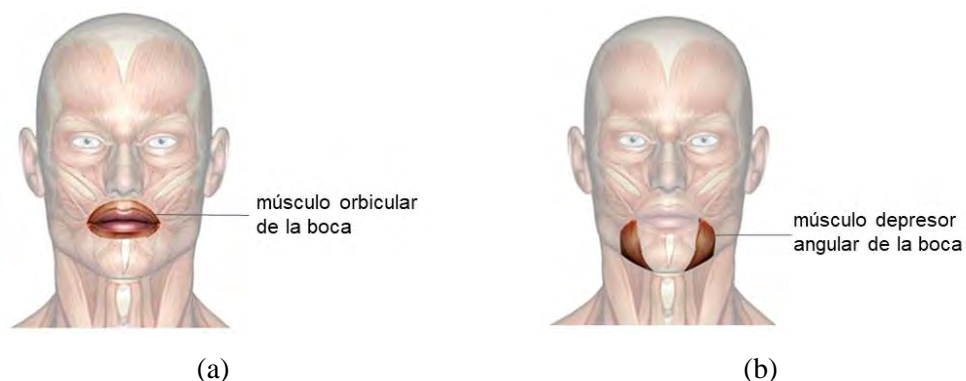


Figura 2.2: Representación de los músculos (a) orbicular de la boca, (b) depresor del ángulo de la boca

- d) **Región superficial del cuerpo del usuario:** Se refiere a la región en la que se activa el sistema de alerta una vez que el dispositivo detecte un episodio de bloqueo de tartamudez. De manera general, esta región debe ubicarse en zonas estratégicas para que la alerta sea efectiva.
- e) **Persona con tartamudez con temor y ansiedad por no poder controlar sus episodios de bloqueo:** Se refiere a las características iniciales del usuario antes de interactuar con el dispositivo.

2.2.2 Salidas del sistema

- a) **Alarma:** Sistema de alerta al usuario ante la presencia de un episodio de bloqueo. Esta alarma puede ser de tipo sonoro, visual o háptico dependiendo del criterio de diseño establecido.
- b) **Persona adulta con tartamudez que reconoce sus episodios de tartamudez y tiene más confianza y aceptación:** Se refiere a la consecuencia que genera el uso del dispositivo en el usuario con tartamudez.

2.3 Estructura de funciones

El diseño funcional se organiza mediante una serie de dominios funcionales que agrupan las principales operaciones del dispositivo. Cada dominio representa un conjunto de funciones específicas relacionadas con la adquisición, control, energía, alerta y sujeción del sistema, permitiendo estructurar de forma ordenada la interacción entre los componentes eléctricos, electrónicos y mecánicos del dispositivo.

2.3.1 Delimitación de dominios

La delimitación de dominios permite organizar el diseño conceptual según funciones. A continuación, se presentan los dominios utilizados para el diseño del dispositivo de alerta de tartamudez.

Dominio de energía

El dominio de energía recibe la energía eléctrica y la señal de encendido y apagado a través de un interruptor. Además, presenta las siguientes funciones:

- a) Almacenar energía: Esta función permite acumular energía eléctrica en un dispositivo de almacenamiento, como una batería, para permitir que el dispositivo sea portable. Además, incluye un circuito de gestión de carga para optimizar la acumulación y el uso de energía.
- b) Energizar sensores: La función hace referencia a proporcionar la energía eléctrica necesaria para el funcionamiento de los sensores de electromiografía, utilizados por el dominio de adquisición de señales
- c) Energizar controlador: Permite brindar la energía eléctrica requerida para el funcionamiento del microcontrolador, el cual a su vez controla el sistema electrónico del dispositivo, evidenciado en el dominio de control.
- d) Energizar electrónica: De manera general, la función permite proporcionar la energía necesaria para el funcionamiento de los demás componentes electrónicos.

Dominio de adquisición de señales

El dominio de adquisición de señales percibe la actividad eléctrica de los músculos orbiculares de la boca y depresor angular de la boca a través de sensores electromiográficos previamente fijados por el dominio de sujeción y envía dicha señal al dominio de control.

- a) Adquirir la señal eléctrica superficial de los músculos (EMG): La función permite medir la actividad eléctrica de los músculos mencionados a través de sensores de electromiografía de superficie colocados en las zonas de interés.
- b) Acondicionar la señal EMG: Debido a que la señal de electromiografía es un proceso estocástico no estacionario y es susceptible a diversos tipos de ruido, la función de acondicionamiento busca reducir estos ruidos a través de filtros analógicos o digitales.

- c) Enviar la señal EMG: La función permite dirigir la señal desde el sensor hasta el dominio de control para el debido procesamiento y detección de bloqueo de tartamudez

Dominio de control

El dominio de control recibe la señal adquirida por el sensor de electromiografía y se encarga de determinar la presencia o ausencia de un episodio de bloqueo. A su vez, en caso se detecte un episodio de bloqueo, debe enviar una señal de activación del sistema de alerta. El principal componente de este dominio es el microcontrolador debido a que es el sistema embebido que controla todos procesos.

- a) Recibir la señal EMG: La función inicial permite adquirir la señal EMG a través de una conexión específica.
- b) Extraer características de análisis: El microcontrolador debe extraer las características principales de análisis de la señal EMG, para ello, el algoritmo debe tener los cálculos matemáticos de los principales parámetros de interés
- c) Determinar patrones limitantes de tartamudez: La función permite determinar los valores limitantes que permitan diferenciar un episodio de tartamudez del habla normal. En ese sentido, el algoritmo diseñado debe incluir la estrategia de detección de fase de bloqueo.
- d) Interpretar en el algoritmo diseñado: Debido a que la solución plantea el uso de aprendizaje automático, la determinación de episodios de bloqueo en tiempo real debe ser comparado en el algoritmo de reconocimiento de patrones previamente desarrollado.
- e) Detectar patrones de tartamudez: La función final del dominio de control debe reconocer un episodio de tartamudez y generar el mensaje de activación digital para el dominio de alerta.

Dominio de alerta

El dominio de alerta permite que el usuario reconozca un episodio de bloqueo y permita reaccionar a este de manera adecuada.

- a) Activar sistema de alerta: La función recibe la señal digital del sistema de control para anunciar la presencia de un bloqueo de tartamudez y activa el sistema de alerta, cuya tipología se determinará en etapas posteriores de diseño.

Dominio de sujeción

El dominio de sujeción involucra aspectos de interacción usuario-dispositivo pues genera las funciones de ajuste y protección de componentes electrónicos, así como su interacción con el usuario. Es importante recalcar que la sujeción del dominio de adquisición de señales se limita únicamente a las posiciones anatómicas de los músculos de interés mientras que la sujeción del dominio de alerta se limita a las posiciones anatómicas adecuadas para alertar al usuario.

- a) Colocar electrodos superficiales de electromiografía (EMG) a la zona labial-mentoniana: La función permite que el usuario pueda colocar los sensores de EMG y ajustarlos en las posiciones adecuadas para el análisis de adquisición de datos.
- b) Proteger componentes electrónicos: La función permite el encaje y protección de componentes electrónicos con el dispositivo y a su vez debe involucrar aspectos importantes como la ergonomía
- c) Ajustar sistema de alerta al usuario: Debido a que el sistema de alerta es sonoro o vibrotáctil, es necesario que el dominio de alerta se ajusta al sistema auditivo o a alguna parte del cuerpo que permita soportar las vibraciones de alerta (dependiente del diseño del dispositivo que se verá más adelante).

2.3.2 Diagrama de funciones

Los dominios y funciones descritas, así como su relación en la distribución del sistema se muestran en la Figura 2.3.

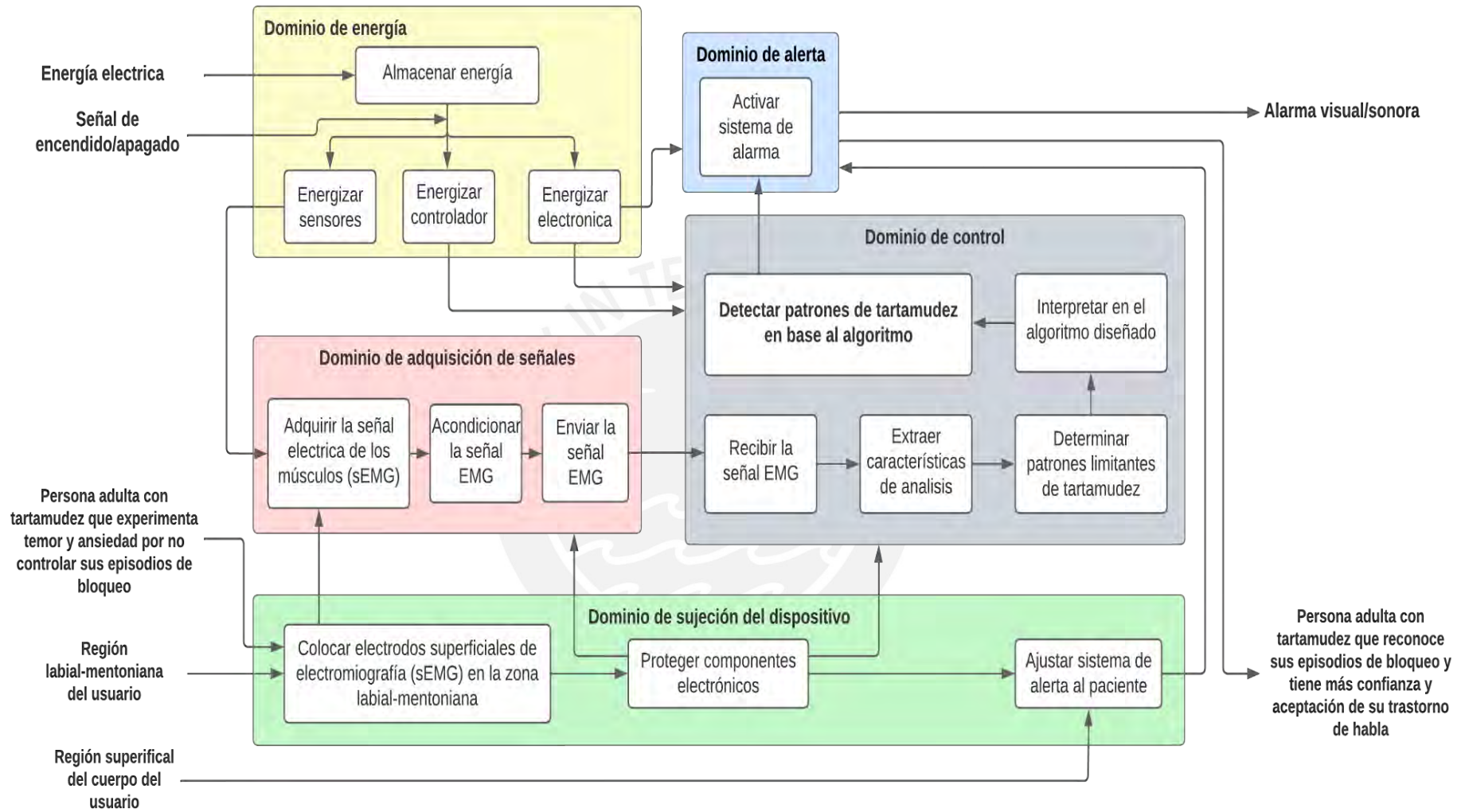






Figura 2.3: Esquema de funciones

2.4 Matriz morfológica

La finalidad de implementar una matriz morfológica es identificar los componentes asociados a cada función específica de la propuesta de solución y generar conceptos de solución que faciliten la agrupación de las ideas más relevantes. A continuación, se presenta la selección de componentes determinada por cada dominio para obtener cinco conceptos de solución.

Dominio de energía

Tabla 2.1: Matriz morfológica del dominio de energía

Dominio	Funcion	Denominación	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Energía	Activar	Apagar/Encender el dispositivo	Interruptor ON/OFF de dos pines 	Sin interruptor (funcionamiento continuo)	Interruptor integrado en sistema de carga
	Almacenar energía	Brindar una fuente de alimentación para el funcionamiento electrónico	Batería LiPo 	Pila de reloj 	Batería de litio 

Dominio de adquisición de señales

Tabla 2.2: Matriz morfológica del dominio de adquisición de señales

Dominio	Funcion	Denominación	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Adquisición de señales	Adquirir la actividad eléctrica de los músculos (EMG)	Adquisición de la señal EMG	Sensor EMG integrado 	Sensor EMG de sonda con 3 electrodos 	Sensor EMG con electrodo seco 
	Acondicionar la señal EMG	Reducir el ruido de la señal EMG	Filtro analógico de tipo pasa banda y rechaza banda 	Filtro digital de tipo pasa banda y rechaza banda 	Filtro analógico rectificado e integrado 
	Enviar y recibir la señal	Medio por el cual la señal EMG se enviará al dominio de control	Módulo Bluetooth 	Conexión cableada 	Comunicación por radiofrecuencia 

Dominio de control

Tabla 2.3: Matriz morfológica del dominio de control

Dominio	Funcion	Denominación	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Control	Extraer características de análisis	Analizar la señal EMG en base al algoritmo diseñado y determinar la presencia de episodios de bloqueo	Microcontrolador ESP32	Microcontrolador Arduino Nano 33 BLE Sense	Raspberry Pi RP2040
	Determinar umbrales limitantes de tartamudez		Plataforma de aprendizaje Tensor Flow Lite	Plataforma Edge Impulse	CMSIS-NN CMSIS
	Evaluar en el algoritmo de detección planteado			Módulo Bluetooth	
	Detectar episodios de bloqueo de la tartamudez		Medio por el cual la señal de alerta de tartamudez se enviará al módulo de alarma		
	Enviar el control de alerta de tartamudez				

Dominio de alerta

Tabla 2.4: Matriz morfológica del dominio de alerta

Dominio	Funcion	Denominación	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Alerta	Alertar al usuario	Mecanismo de alerta al usuario de un episodio de bloqueo de la tartamudez	Módulo háptico PWM	Sistema sonoro Buzzer	Aplicativo móvil de alerta

Dominio de sujeción

Tabla 2.5: Matriz morfológica del dominio de sujeción

Dominio	Funcion	Denominación	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Sujeción	Colocar sensores al usuario	Sujeción a la cara del paciente	Hidrogel adhesivo	Cinta kinesiológica	Electrodo adhesivo
	Proteger sistemas electrónicos	Protección de componentes electrónicos	Carcasa de MDF	Carcasa de plástico PLA	Carcasa de acrílico
	Ajustar sistema de alerta al paciente	Sujeción del módulo de alerta	Correa de reloj	Banda de tela	Gancho y tapón para oído

La matriz morfológica permitió determinar cinco conceptos de solución. Siguiendo con la metodología planteada, se elabora la Tabla 2.6 de evaluación de criterios técnicos y económicos con la finalidad de calificar los conceptos de solución. Cada criterio representa un aspecto clave que se considera determinante para garantizar el rendimiento, la usabilidad y la viabilidad técnica del dispositivo. Los puntajes van del 0-5 (0 = No satisface, 1 = Satisface levemente, 2 = Satisface suficientemente, 3 = Cumple y satisface, 4 = Satisface de manera destacable, 5 = Satisface perfectamente (condición ideal)). A continuación, se describen los criterios empleados:

- **Facilidad de ensamblaje:** Simplicidad en el montaje y conexión de los componentes del concepto de solución.
- **Costo de tecnología y operación:** Costo estimado de los componentes electrónicos y mecánicos, necesario para asegurar la viabilidad económica del diseño.
- **Seguridad:** Capacidad del concepto de solución para minimizar riesgos eléctricos, mecánicos al usuario durante.
- **Sensibilidad:** Capacidad del dominio de adquisición de señales para detectar la actividad electromiográfica relevante al habla.
- **Ergonomía:** Comodidad y sujeción del dispositivo al usuario, especialmente considerando su uso prolongado la zona facial.
- **Peso:** Portabilidad del dispositivo relacionada al peso de los componentes de cada dominio.
- **Disponibilidad de repuestos:** Facilidad para reemplazar o adquirir los componentes empleados, lo que asegura la corrección del sistema a largo plazo.
- **Facilidad de uso:** Nivel de aceptación intuitiva que requiere el usuario para usar el dispositivo y mejorar la adherencia terapéutica.
- **Tamaño:** Considera las dimensiones totales de los componentes de cada dominio, buscando que sea compatible con la anatomía facial.
- **Rendimiento:** Estabilidad, confiabilidad y respuesta general del sistema bajo condiciones normales de operación.

Tabla 2.6: Evaluación de conceptos de solución bajo criterios técnico-económicos

N°	Criterios técnicos económicos	Conceptos de solución (C.S.)				
		C.S.1	C.S.2	C.S.3	C.S.4	C.S.5
1	Facilidad de ensamblaje	4	4	4	4	3
2	Costo de tecnología y operación	3	4	2	5	4
3	Seguridad	3	4	4	4	3
4	Sensibilidad	5	5	4	4	4
5	Ergonomía	5	5	3	3	2
6	Peso	4	4	3	3	3
7	Disponibilidad de repuestos	3	3	3	3	3
8	Facilidad de uso	5	5	4	5	4
9	Tamaño	4	4	4	4	4
10	Rendimiento	4	4	5	4	3
Suma total:		40	42	36	39	33

Finalmente, como se observa en la Tabla 2.6, se obtuvo el concepto de solución 2 como ganador y con un puntaje de 42 puntos sobre 50 posibles.

2.5 Proyectos preliminares

En la siguiente fase de diseño, se describen los tres proyectos preliminares a partir del concepto de solución 2.

2.5.1 Proyecto preliminar 1

El primer proyecto preliminar consiste en utilizar dos dispositivos conectados vía Bluetooth. El primer dispositivo se encarga de adquirir las señales electromiográficas mediante electrodos de superficie ubicados en la zona lateral superior del labio (región del músculo orbicular de la boca) y la zona lateral de la región mentoniana (región del músculo depresor angular de la boca) los cuales estarán protegidos por una cubierta tipo encaje con un sistema de palanca que permitirá los movimientos de la articulación temporomandibular durante el habla, sin que el sensor se desprenda. Además, el módulo de adquisición de señales tendrá un filtro incorporado por el propio sensor para el rango de trabajo de la señal EMG (aproximadamente de 20 a 450 Hz) y se conectará a través de conexión cableada al módulo de control el cual estará protegido por una carcasa ergonómica triangular ajustado en la región del triángulo submandibular del cuello por medio de sujeción adhesiva.

El módulo de control utilizará el microcontrolador ESP32 con un algoritmo de detección diseñado en la plataforma Tensor Flow Lite basado en redes neuronales. Este algoritmo será entrenado previamente de manera supervisada por dos conjuntos de datos de actividad EMG referentes a los patrones clasificados de episodios de tartamudez y no tartamudez. De esta manera, el microcontrolador recibirá los datos de actividad eléctrica en tiempo real, extraerá la característica de análisis más importantes para el algoritmo y comparará estos valores en el sistema creado para clasificar dichas señales como un episodio de tartamudez en tiempo real. El segundo dispositivo es un brazalete electrónico que recibirá la señal de inicio de bloqueo de tartamudez proporcionada por el microcontrolador y generará vibraciones a través de un sistema háptico para alertar al usuario. La Figura 2.4 muestra el boceto de la propuesta planteada.

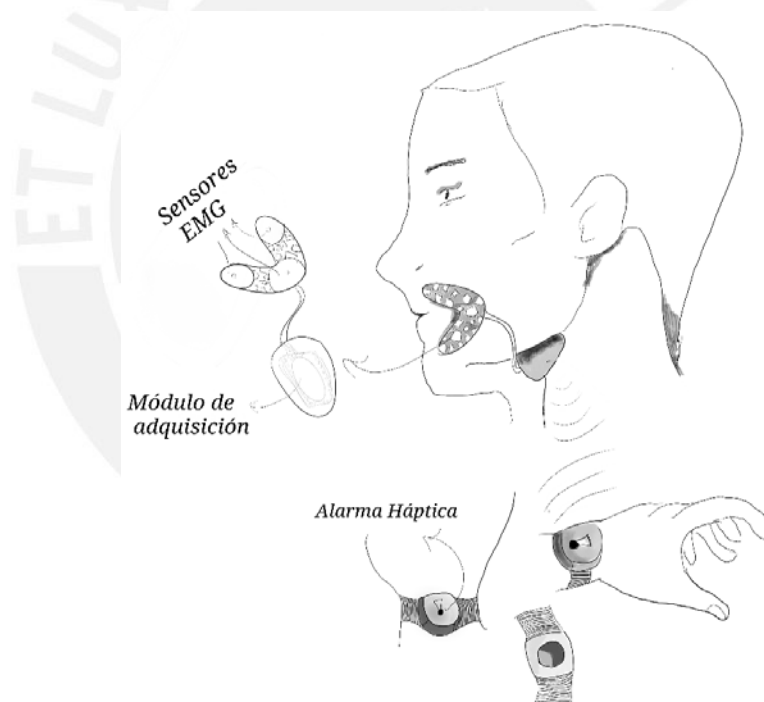


Figura 2.4: Boceto del proyecto preliminar 1

2.5.2 Proyecto preliminar 2

El segundo proyecto preliminar consiste en un dispositivo portable integrado. El sistema de adquisición de señales se realizará a través de un conjunto agrupado de electrodos ubicados en la zona lateral superior del labio, el cual permitirá sensar la

actividad muscular del músculo orbicular de la boca. Dichos sensores serán reutilizables y de fácil colocación debido a que el dispositivo proporcionará un sistema de ajuste por medio de una silicona adherente hipoalergénica.

Seguidamente, los componentes electrónicos relacionados al procesamiento el módulo de control se encontrará protegidos en una carcasa compacta tipo banda, la cual se ajustará a la región posterior de la cabeza. El módulo de control utilizará un microcontrolador el cual recibirá la señal sEMG proporcionada por el arreglo de sensores y utilizará un filtrado digital para generar un filtro pasa banda en el rango típico de funcionamiento de los sensores sEMG (20-450 Hz). Para generar el algoritmo de detección de bloqueo de tartamudez, se utilizará un algoritmo entrenado por un conjunto de datos de tartamudez los cuales se compararon con otro conjunto de datos del habla normal. Finalmente, el sistema de alerta por episodio de tartamudez será de tipo háptico, se ubicará en la zona superior de la oreja. La Figura 2.5 muestra el boceto de la propuesta planteada.

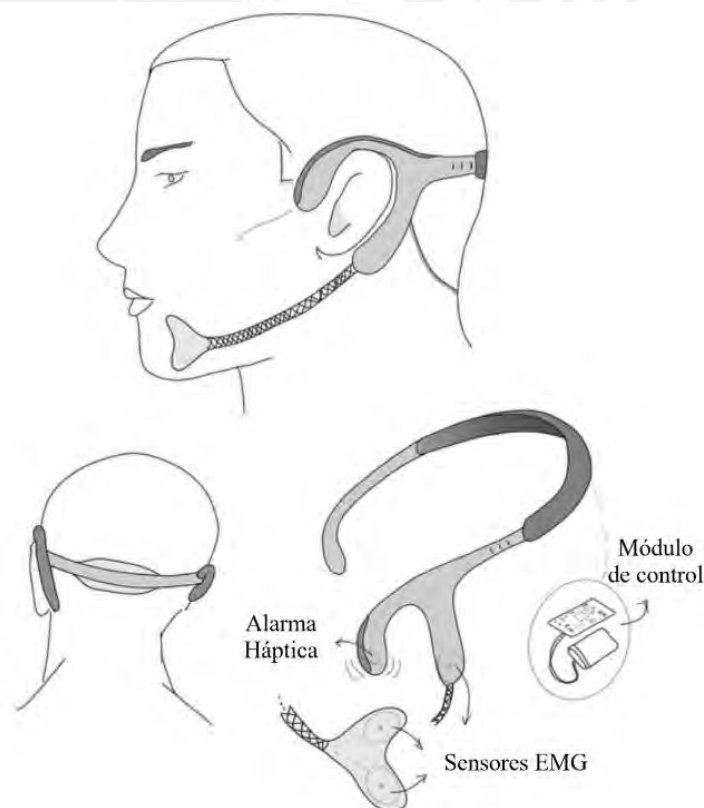


Figura 2.5: Boceto del proyecto preliminar 2

2.5.3 Proyecto preliminar 3

El tercer proyecto preliminar utilizará un arreglo para el sistema de adquisición de datos compuesto por dos electrodos los cuales serán colocados en la región lateral labial y la región lateral mentoniana respectivamente. De esta manera, el diseño logrará sensor toda la actividad de los músculos orbiculares de la boca y depresor angular de la boca del usuario. Dicha actividad muscular será procesada, filtrada y enviada por conexión cableada al módulo de control el cual estará ubicado en la zona lateral inferior del mentón. El sistema de control se basa en el uso del microcontrolador ESP32 el cual recibirá la señal y realizará el análisis de bloqueo de tartamudez en tiempo real por medio de un algoritmo previamente entrenado por conjuntos de datos de patrones de tartamudez y habla normal usando redes neuronales y lenguaje no supervisado. La protección del módulo de control se juntará con la protección del módulo de adquisición a través de una carcasa con diseño de panal de abeja. Finalmente, el sistema de control enviará la señal de alerta de tartamudez por medio de conexión bluetooth a un segundo dispositivo el cual se encargará de alertar al usuario. La Figura 2.6 muestra el boceto de la propuesta planteada.

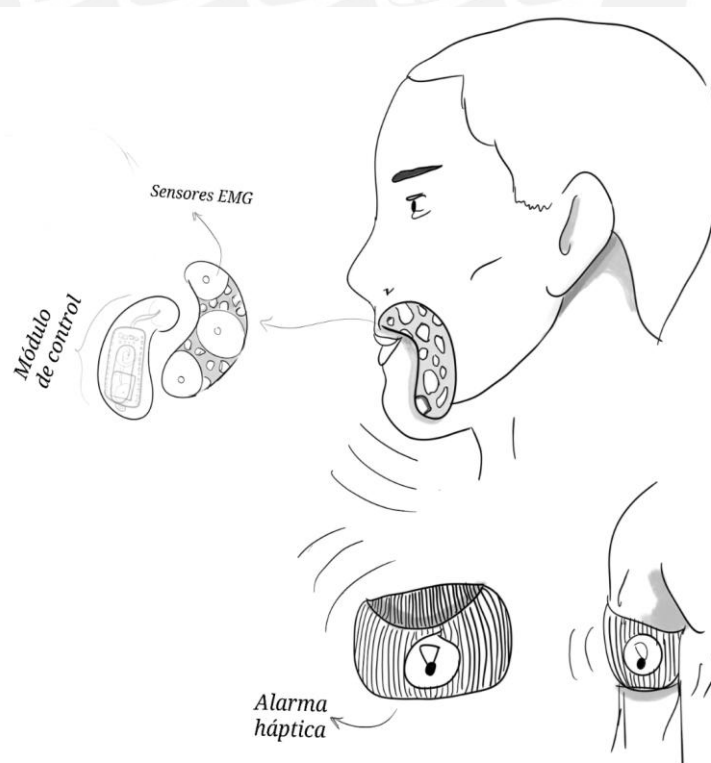


Figura 2.6: Boceto del proyecto preliminar 3

2.6 Evaluación técnico-económica del proyecto óptimo

El análisis técnico-económico para determinar el proyecto óptimo implica la evaluación de los factores técnicos y económicos presentados en la Tabla 2.7 y 2.8 para el análisis técnico y económico respectivamente.

2.6.1 Evaluación técnica

La matriz técnica es una herramienta útil para evaluar las opciones técnicas de los proyectos preliminares y comparar las diferentes alternativas en función de sus características. Cada criterio representa un aspecto clave del desempeño del dispositivo y su impacto en la viabilidad técnica del diseño:

- Función principal: Capacidad del proyecto para cumplir adecuadamente la función de detección y alerta de los episodios de bloqueo de la tartamudez.
- Forma: Coherencia geométrica, la distribución de componentes y la compatibilidad con la anatomía facial o corporal.
- Diseño: Integración entre estética, ergonomía y disposición de componentes.
- Seguridad: Grado de aislamiento eléctrico y protección frente a caídas o contacto directo.
- Ergonomía: Comodidad del usuario y la facilidad de uso del dispositivo durante su uso prolongado.
- Energía: Eficiencia energética y autonomía del proyecto respecto a su capacidad para almacenar energía.
- Fabricación y ensamblaje: Facilidad de manufactura, el número de piezas y la facilidad de integración de componentes.
- Facilidad de uso: Grado de interacción entre el usuario y el dispositivo, incluyendo su colocación y funcionamiento.
- Materiales: Disponibilidad, costo y propiedades de los materiales propuestos.
- Peso: Portabilidad y la influencia del peso total sobre la comodidad del usuario.

Los pesos relativos asignados se determinaron según la importancia de cada criterio en el desempeño y usabilidad del dispositivo. Se priorizaron la función principal, ergonomía y facilidad de uso por su impacto directo en la eficacia y aceptación del sistema con un peso relativo de 5 puntos. Los criterios de diseño, seguridad, fabricación y ensamblaje, materiales y peso recibieron ponderaciones altas de 4 puntos al contribuir significativamente a la funcionalidad, durabilidad y viabilidad del prototipo. Finalmente, forma y energía obtuvieron un peso medio de 3 puntos al ser factores complementarios al fin principal del dispositivo. Los puntajes van del 0-4 (0 = No satisface, 1 = Satisface levemente, 2 = Satisface suficientemente, 3 = Cumple y satisface, 4 = Satisface de manera destacable, 5 = Satisface perfectamente (condición ideal)). Finalmente, los resultados se muestran en la Tabla 2.7.

Tabla 2.7: Matriz de evaluación técnica de los proyectos preliminares

Criterio	Peso relativo (PJ)	Proyectos preliminares			
		Proyecto 1	Proyecto 2	Proyecto 3	Ideal
Función principal	5	4	4	4	5
Forma	3	3	3	3	5
Diseño	4	3	4	3	5
Seguridad	4	3	3	3	5
Ergonomía	5	3	3	3	5
Energía	3	3	4	3	5
Fabricación y ensamblaje	4	4	3	3	5
Facilidad de uso	5	4	4	4	5
Materiales	4	3	4	3	5
Peso	4	3	2	3	5
Puntaje total		137	140	133	205
Coeficiente Técnico (%)		67%	68%	65%	100%
Orden		2	1	3	-

2.6.2 Evaluación económica

La matriz económica es una herramienta que se utiliza en conjunto con la matriz técnica para evaluar las opciones económicas y determinar el proyecto óptimo en términos financieros. Los criterios seleccionados representan los principales factores que influyen en la viabilidad económica del dispositivo. A continuación, se describe cada uno de ellos:

- Costo de mantenimiento: Costos asociados al mantenimiento preventivo y correctivo del dispositivo, incluyendo la sustitución de componentes y las posibles fallas recurrentes.
- Costo de energía: Consumo eléctrico durante el funcionamiento del dispositivo, con el fin de estimar su eficiencia energética.
- Disponibilidad en el mercado: Facilidad de adquisición de los componentes y materiales necesarios para la fabricación o reemplazo del dispositivo.
- Costo de materiales: Precio unitario y la cantidad de materiales requeridos para el ensamblaje del dispositivo como impacto en el costo total de producción.
- Costo de fabricación: evalúa el tiempo, complejidad y recursos durante el proceso de manufactura.
- Número de piezas: Cantidad de componentes que conforman el diseño final, lo cual influye en los costos de producción, ensamblaje y mantenimiento.

Cada criterio fue ponderado mediante un peso relativo (PJ) en función de su importancia para la etapa de desarrollo y la sostenibilidad económica del producto. Los costos de materiales y fabricación obtuvieron la mayor ponderación de 5 puntos, al representar los factores más determinantes en el costo total del dispositivo y su factibilidad de manufactura. El costo de energía recibió un peso de 4 puntos, al ser relevante para garantizar la eficiencia energética. Los criterios disponibilidad en el mercado y número de piezas obtuvieron un peso intermedio de 3 puntos, pues no tienen un impacto económico directo. Por último, el costo de mantenimiento obtuvo el peso más bajo 2 puntos, dado que el diseño propuesto busca minimizar intervenciones periódicas y utiliza componentes duraderos y fácilmente reemplazables.

Gracias al puntaje relativo y los criterios se logra realizar un análisis comparativo de las diferentes alternativas de solución para tomar la decisión en base a la mejor opción. Los pesos relativos asignados para cada criterio de selección y los resultados de la comparación entre los tres proyectos preliminares se muestran en la Tabla 2.8.

Tabla 2.8: Matriz de evaluación económica de los proyectos preliminares

Criterio	Peso relativo (PJ)	Proyecto preliminar			
		Proyecto 1	Proyecto 2	Proyecto 3	Ideal
Costo de mantenimiento	2	2	3	2	5
Costo de energía	4	2	4	3	5
Disponibilidad en el mercado	3	3	3	3	5
Costo de materiales	5	4	3	3	5
Costo de fabricación	5	3	3	3	5
Número de piezas	3	3	4	4	5
Puntaje total		65	73	67	110
Coeficiente Técnico (%)		59%	66%	61%	100%
Orden		3	1	2	

2.7 Proyecto óptimo

El análisis técnico-económico determinó que el Proyecto Preliminar 2 es la opción óptima. Desde una perspectiva técnica, este proyecto destaca por su diseño integrado, que permite un rendimiento superior al consolidar todas las funcionalidades en un solo dispositivo. La simplicidad de su diseño y su facilidad de uso optimizan la interacción usuario-dispositivo, reducen la complejidad operativa y mejoran la eficiencia energética, lo que contribuye a su viabilidad y sostenibilidad en términos de costos y mantenimiento. Estos beneficios se traducen en una mejor calidad del dispositivo, una mayor satisfacción y competitividad. Sin embargo, es necesario tener en cuenta que una de los principales retos del diseño del proyecto óptimo es el peso y debe existir detalles de ingeniería y diseño orientado al usuario que permita aliviar dicho inconveniente. En términos económicos, los resultados del proyecto óptimo incluyen una disminución en el número de piezas y aumento de la rentabilidad por costos de energía. No obstante, será necesario desarrollar diseños utilizando técnicas de fabricación personalizables para adaptar el dispositivo a distintos requerimientos y optimizar la eficiencia en la producción.

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEL DISPOSITIVO A NIVEL BIOMECATRÓNICO

En este capítulo se presenta el desarrollo de la propuesta de solución basada en el proyecto óptimo, definido en el capítulo de diseño conceptual. Para ello, se implementó una metodología basada en la ingeniería de detalle, adoptando un enfoque modular y estructurado en tres niveles: electrónico, mecánico y sistema de control. Este enfoque permite desarrollar el diseño integral del dispositivo.

El desarrollo se sustenta en la aplicación de la norma VDI 2206, la cual establece directrices para el diseño de sistemas mecatrónicos mediante la integración simultánea de los subsistemas mecánicos, electrónicos y de control bajo un modelo de ingeniería interdisciplinaria. De acuerdo con esta metodología, se aplican técnicas y procedimientos específicos para cada nivel de diseño. Primeramente, el diseño electrónico contempla el uso de herramientas enfocadas al diseño de circuitos electrónicos y diseño de tarjetas electrónicas. Seguidamente, el diseño mecánico contempla el uso de instrumentos de medición como calibradores y reglas de precisión para determinar con exactitud las dimensiones de los componentes y asegurar su ajuste adecuado en el ensamblaje del dispositivo. Este proceso es complementado con el diseño asistido por computador y el uso de tecnologías de impresión 3D para la fabricación de los componentes mecánicos. Finalmente, el sistema de control involucra el uso de entornos de desarrollo integrado y entornos de programación para elaborar el algoritmo de detección de bloqueo.

3.1 Diseño del módulo electrónico

En el presente apartado se presentan las consideraciones necesarias para desarrollar el diseño electrónico del dispositivo. De manera inicial, se determina los componentes electrónicos necesarios para satisfacer los requerimientos planteados. A continuación, se presenta el diagrama electrónico del dispositivo con el propósito de mostrar la interacción de los componentes seleccionados. En la última etapa, se presenta la implementación del módulo electrónico desarrollado en una placa electrónica.

3.1.1 Selección de componentes electrónicos

El diseño del módulo electrónico inicia por la selección de componentes electrónicos que permitan satisfacer los requerimientos de diseño planteados. En la Figura 3.1 se presenta un esquema de interacción entre componentes electrónicos que muestra la relación funcional entre los módulos de adquisición de señales, control, alarma y energía. Este esquema permite visualizar la ruta de señal o información y la ruta de energía dentro del sistema, facilitando la selección coherente de los componentes que integran el dispositivo.

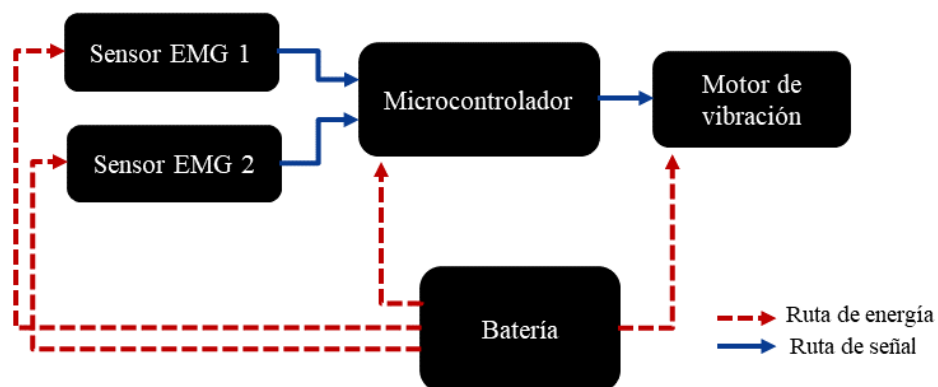





Figura 3.1: Esquema de interacción entre componentes electrónicos

A continuación, se presentan la comparación y selección de los componentes relacionados al dominio de adquisición de señales, control, alarma y energía.

a) Selección de sensor de electromiografía

En la Tabla 3.1 se presenta el análisis comparativo de las características técnicas de tres sensores de electromiografía; dos emplean electrodos húmedos y uno utiliza electrodos secos. Debido a que el sensor electromiográfico está en contacto continuo con la piel, es necesario considerar las condiciones de sujeción y no irritabilidad. Asimismo, se espera que el sensor seleccionado sea compacto y considere características técnicas adecuadas como eficiencia energética y peso optimizado. En base a las consideraciones mencionadas, el sensor escogido es el “EMG myoware 2.0” debido a su ventaja en dimensiones, peso, consumo energético mínimo y versatilidad. Este último aspecto se debe a que el sensor MyoWare 2.0 presenta una interfaz de conexión directa mediante pines analógicos estándar, sin requerir conectores o cables especiales como en los módulos Grove o OyMotion.

Tabla 3.1: Tabla comparativa de sensores




Modelo	EMG myoware 2.0	EMG Grove	EMG DFRobot/OyMotion
			
Características	Valores	Valores	Valores
Tipo de sensor	Electrodo húmedo	Electrodo húmedo	Electrodo seco
Voltaje de alimentación	3.3V a 5.5V	3.3V a 5.5V	3.3V a 5.5V
Corriente de alimentación nominal	9 mA	10.4 mA	20 mA
Potencia de consumo	49.5mW	57.2 mW	110mW
Pines analógicos	1	1 (requiere conector especial Grove)	1 (requiere cable PH2.0-3P)
Peso	35g	43g	36g (2 módulos)
Dimensiones (alto × ancho)	37.6mm x 35.90mm	140mm x 100mm	22mmx35mm (2 módulos)
Costo	S/.173.5	S/.142.85	S/214.93

b) Selección de microcontrolador

En la Tabla 3.2 se presenta la evaluación del microcontrolador. Una característica clave para este componente es la compatibilidad con el desarrollo de algoritmos de aprendizaje automático. En ese sentido, el microcontrolador escogido es el “XIAO nRF52840 Sense” debido a su compatibilidad con diferentes plataformas de desarrollo de algoritmos, así como ventajas frente a los otros modelos seleccionados en términos de costo, buena relación de capacidad de memoria RAM y FLASH, así como

dimensiones reducidas, las cuales son necesarias para almacenar el código y los datos del algoritmo.




Tabla 3.2: Tabla comparativa de microcontroladores

Modelo	ESP32 WROOM	Arduino nano 33 BLE sense	Seed Studio XIAO nRF52840 Sense
			
Características	Valores	Valores	Valores
Voltaje de alimentación	3V a 3.6V	3.3V a 5.5V	3.3 V a 5V
Plataformas de desarrollo de algoritmos	Arduino IDE, PlatformIO y MicroPython	Arduino IDE, PlatformIO y MicroPython y Edge Impulse	Arduino IDE, PlatformIO, MicroPython y Edge Impulse
Memoria RAM	520KB	256KB	265 KB
Memoria FLASH	4MB	1MB	2MB
Pines PWM	16	6	11
Pines analógicos	6	8	6
Dimensiones (alto × ancho)	49.8mm x 27.9mm	40.64mm x 17.8mm	21mmx17.8mm
Costo	S/16.93	S/. 175	S/. 66

c) Selección de sistema de alarma háptico

Las alternativas del sistema de alarma háptico se muestran en la Tabla 3.3, en el cual se comparó tres sistemas, siendo el “Mini motor FIT0774” el ganador. La elección de este componente se basa principalmente a la versatilidad, dado que puede integrarse fácilmente en circuitos electrónicos sin requerir un controlador adicional, lo que simplifica el diseño y reduce el espacio en la placa. Además, su bajo consumo de corriente nominal permite un funcionamiento eficiente en sistemas portátiles.

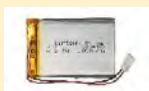


Tabla 3.3: Tabla comparativa de componentes electrónicos para la alarma háptica

Modelo	Mini motor FIT0774	Módulo motor de vibración PWM	Motor de vibración grove
			
Características	Valores	Valores	Valores
Voltaje de alimentación	1.5V a 4.2V	3.0V a 5.3V	3.0V a 5.5V
Corriente de alimentación nominal	50mA	75mA	60 mA
Corriente de arranque	75mA	90mA	80mA
Velocidad nominal	11000rpm	9000rpm	9000rpm
Costo	S/4.30	S/. 10.00	S/. 11.38

d) Selección de batería

La selección de la batería es uno de los aspectos más importantes para el diseño del dispositivo pues determina la capacidad de almacenamiento disponible para energizar los componentes electrónicos. La comparativa de baterías se detalla en la Tabla 3.4. El tipo de batería seleccionada es una batería Li-Ion, esto debido a la capacidad de recarga y su configuración plana que facilita el dimensionamiento.

Tabla 3.4: Tabla comparativa de baterías para energizar los componentes electrónicos

Modelo	Baterpía Plana Li.Ion	Batería LiPo	Baterpía Litio 18650
			
Características	Valores	Valores	Valores
Voltaje	3.7V	7.4V	3.7V
Voltaje de carga	4.2V	4.2V	5V
Temperatura de funcionamiento	-10°C a 45°C	-20°C a 45°C	-10°C a 45°C
Sistema de carga	TP4056	HX-2S-JH20	TP4056
Costo	S/20.00	S/. 45	S/. 15.00

Con la finalidad de determinar el amperaje necesario para la batería, en la Tabla 3.5 se presenta los componentes electrónicos seleccionados, la cantidad de cada uno, la corriente nominal y la corriente total que consumen. Las corrientes nominales de cada componente se consideraron para un voltaje de alimentación de 3.3V. A partir de esta información, se determina el consumo energético de cada componente para establecer el valor de capacidad de corriente requerido para la batería.

Tabla 3.5: Determinación de corriente del módulo electrónico

Componente	Cantidad	Corriente nominal (mA) a 3.3 V	Total de corriente (mA)
EMG myoware 2.0	2	9	18
XIAO nRF52840 Sense	1	80	80
Mini motor FIT0774	1	50	50
Total			148 mA

Utilizando desde la Ecuación 3.1 a la 3.3 se calcula la corriente necesaria para garantizar una autonomía de tres horas de uso del dispositivo y tomando en cuenta un factor de seguridad recomendado de 1.5.

$$P_e \times e = P_s \times FS \quad (3.1)$$

$$P_e = V_e * I \quad (3.2)$$

$$P_s = V_s * I_s \quad (3.3)$$

Donde:

P_e = Potencia de entrada [mW], e = eficiencia, P_s = Potencia de salida [W], FS = Factor de seguridad, V_e = Voltaje de entrada- batería [V], I = corriente [mA], V_s = Voltaje de salida [V], I_s = Corriente de salida (componentes electrónicos).

Se realizó el cálculo para garantizar una operatividad del dispositivo durante tres horas continuas. En primer lugar, se consideró un consumo total de 148 mA a un voltaje de operación 3.3 V. Aplicando la Ecuación 3.3, se obtiene una potencia de salida nominal de 488.4 mW, correspondiente a las condiciones normales de operación del dispositivo.

Posteriormente, para calcular la potencia de entrada que debe suministrar la batería se consideró una eficiencia del 80% asociada al regulador de voltaje y se incorporó un factor de seguridad de 1.5 para cubrir posibles variaciones en el consumo como picos de consumo no previstos, degradación de componentes o pérdidas no contempladas directamente en la etapa de estimación nominal. Aplicando la Ecuación 3.1 se obtiene una potencia de entrada de 915.75 mW.

Seguidamente, se calculó la corriente que debe entregar la batería, considerando el voltaje de salida típico de las baterías Ion-Litio de 3.7V y despejando la corriente de la Ecuación 3.2. El resultado obtenido es de 247.5 mA. Finalmente, para determinar la capacidad mínima que debe tener la batería, se multiplica la corriente estimada por el tiempo de operación deseado. Dado que se espera una autonomía de tres horas, el resultado del cálculo de capacidad de batería es de 742.5 mAh. Asimismo, considerando las capacidades de batería Li-Ion que se encuentran en el mercado nacional e internacional, se determinó utilizar la batería de 750 mAh. En la Tabla 3.6 se presentan las características principales de la batería Li-Ion seleccionada.

Tabla 3.6: Características de la batería LiPo

Modelo	Batería Li-Ion 750mAh 3.7V
Voltaje de alimentación	3.7v
Capacidad	750mAh
Dimensiones	26x45x9.5 mm
Peso	16g
Costo	S/20

3.1.2 Modelo simplificado de conexiones

A continuación, se presenta el modelo simplificado de conexiones que sirven como referencia para realizar el diseño electrónico. En la Figura 3.2 se puede observar las conexiones principales del microcontrolador “Seed Studio XIAO nRF52840 Sense” con los dos sensores EMG “Myoware 2.0”, mediante dos pines diseñados para recibir la señal analógica del sensor (pines P0.03 y P0.29). Asimismo, el motor de vibración presenta un circuito de acondicionamiento y se conecta a un pin diseñado capaz de generar una señal modulada por pulsos (PWM).

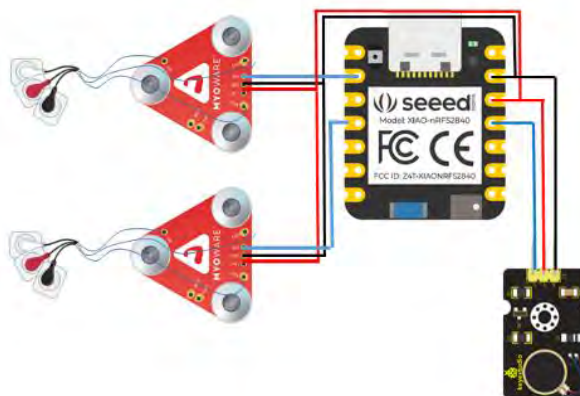


Figura 3.2: Diagrama electrónico de microcontrolador con sensores EMG y motor de vibración

Por otro lado, la Figura 3.3 presenta las conexiones referentes a la batería de 750mAh y su respectivo sistema de acondicionamiento (módulo TP4056) para poder cargar dicha batería mediante un puerto de carga micro-USB.

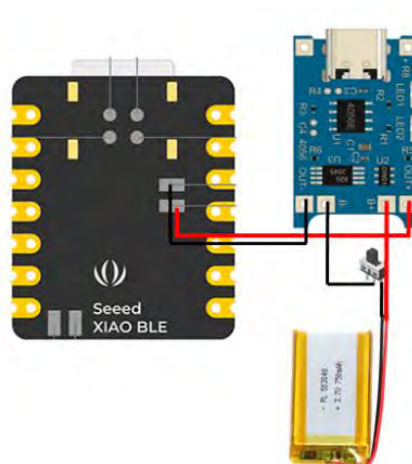


Figura 3.3: Diagrama electrónico del microcontrolador con batería y módulo de carga

3.1.3 Diagrama esquemático

El diagrama esquemático sirve como representación gráfica de las conexiones del módulo eléctrico del dispositivo. En ese sentido, se presenta el diagrama esquemático de cada sistema propuesto, elaborado a partir de la información de los componentes electrónicos previamente seleccionados. Es necesario mencionar que el modelo esquemático fue desarrollado en el software Altium Designer. A continuación, se presentan los detalles electrónicos y conexiones de cada sistema.

a) Diagrama del sistema de adquisición de señales electromiográficas

La Figura 3.4 muestra el esquemático del sistema de adquisición de señales EMG. Este sistema se divide en dos etapas, el módulo de sensores “EMG myoware 2.0” y la etapa de adquisición mediante electrodos EMG. Inicialmente, el sensor es energizado con un voltaje de entrada de 3.3V, el cual inicia la toma de datos relacionada a la actividad muscular de las zonas labial-mentoniana de interés. Las conexiones con los electrodos EMG son mediante cables conectados a los pines MID (electrodo de trabajo inicial), END (electrodo de trabajo final) y REF (electrodo de referencia). Finalmente, las señales adquiridas por los sensores se envían al microcontrolador, el cual asigna sus pines A1 y A3 como entradas

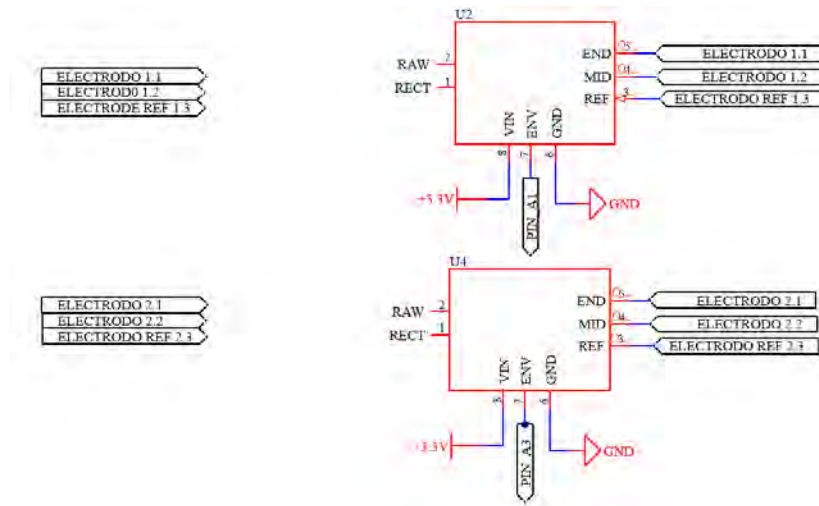


Figura 3.4: Esquemático del sistema de adquisición de señales electromiográficas

b) Diagrama del sistema de control

La Figura 3.5 presenta el diagrama del sistema de control a través de los pines del microcontrolador “XIAO nRF52840 sense”. Los sensores electromiográficos (pin A1 y A3) se conectan a los pines P0.02 Y P0.29, los cuales están diseñados para recibir señales analógicas. Por otro lado, el pin P1.13 (bandera D1), diseñado para generar señales con ancho de pulso modulado (PWM), sirve para activar el sistema de alarma háptico. A su vez, el microcontrolador suministra un voltaje de 3.3V, el cual se encuentra en el rango de trabajo óptimo para los sensores y actuadores del dispositivo por lo que no es necesario utilizar un dispositivo de conversor de voltaje. Finalmente, cabe resaltar que el microcontrolador tiene una conexión con el sistema de carga mediante los pines BAT+ y BAT-.

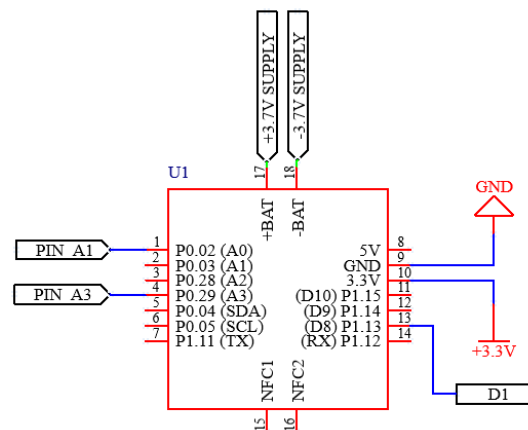


Figura 3.5: Esquemático del sistema de control

c) Diagrama del sistema de alarma háptico

El diagrama esquemático del sistema de alarma háptico se muestra en la Figura 3.6. Dicho sistema involucra el uso del micro motor de vibración (M1) en conjunto con un sistema de protección de corriente inversa a través de un arreglo entre un diodo, transistor y resistencias. El voltaje de funcionamiento del sistema es de 3.3V, por lo que debe ser suministrado por el pin de salida digital D1 del microcontrolador, el cual opera a ese voltaje.

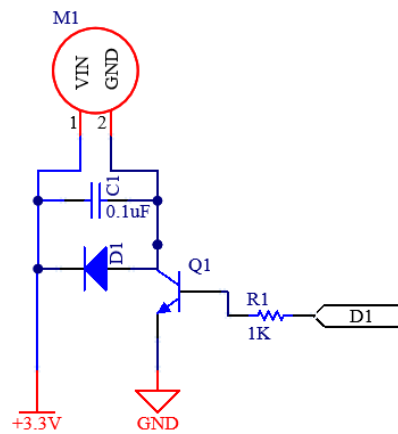


Figura 3.6: Esquemático del sistema de alarma háptico

e) Diagrama del sistema de energía eléctrica

Finalmente, se muestran las conexiones del sistema de energía eléctrica. La Figura 3.7 muestra el interruptor S1 de encendido y la entrada de carga respectiva. Inicialmente se utiliza un interruptor de encendido y apagado el cual está conectado al terminal de tierra de la batería LiPo.

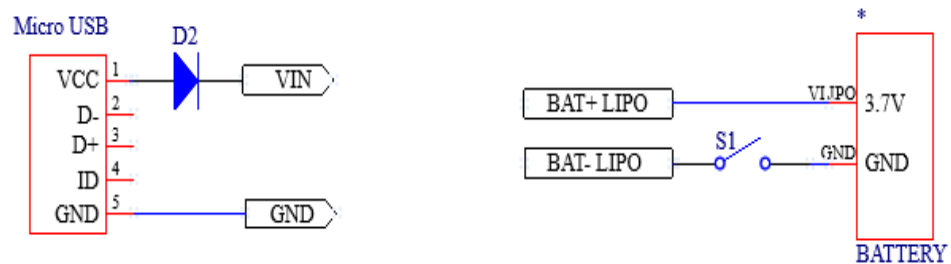


Figura 3.7: Esquemático: (a) de la entrada de carga y (b) switch de encendido

Una vez activada la batería, el módulo cargador de batería de la Figura 3.8 se encarga de proporcionar una alimentación eléctrica estable para el funcionamiento del microcontrolador, así como una conexión para suministrar la corriente necesaria para la carga de la batería Li-Ion. Debido a que el amperaje de la batería (750 mAh) es inferior al amperaje de carga del módulo cargador, es necesario incorporar una resistencia adicional para limitar la corriente de carga. En ese sentido, una resistencia de 1400 ohmios proporciona el valor adecuado de corriente para suministrar carga sin dañar la batería Li-Ion, según la referencia⁶ de conversión en la ficha técnica del módulo de carga.

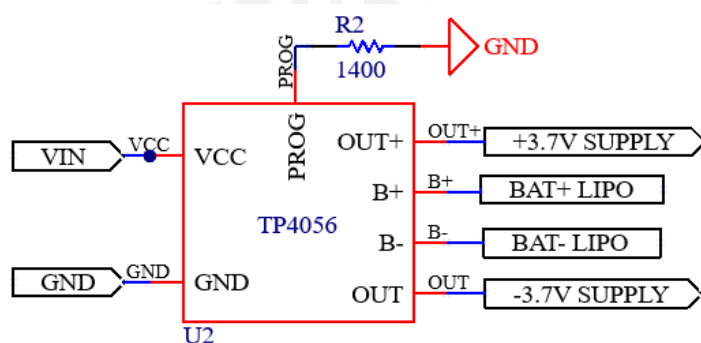


Figura 3.8: Esquemático del módulo cargador de batería de LiPo

3.1.4 Diseño de la Tarjeta electrónica PCB

El proceso final del diseño electrónico, luego de la elaboración de los diagramas esquemáticos de cada sub-sistema, consiste en diseñar la tarjeta electrónica (PCB, por sus siglas en inglés). A continuación, se presenta el diseño de la tarjeta elaborada en el software Altium Designer, acompañado por el modelo 3D que ilustra la integración de los componentes electrónicos en la tarjeta electrónica.

a) Vista 2D de la tarjeta electrónica

La Figura 3.9 presenta el modelo de la tarjeta electrónica PCB, diseñada según las dimensiones de los componentes electrónicos. En esta representación, se distinguen tres bloques principales: los dos sensores electromiográficos situados en las zonas

⁶ Fuente: <https://goo.su/I4T7kzE> Fecha de consulta: 02/11/2025

laterales de la placa, y el módulo principal compuesto por el módulo de control, energía y alarma háptica.

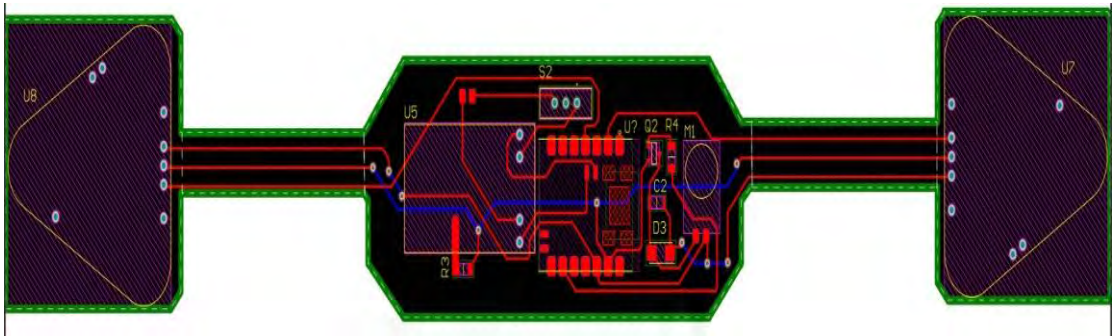


Figura 3.9: Vista superior de la tarjeta electrónica PCB

b) Modelado 3D de la tarjeta electrónica

La Figura 3.10 muestra el modelo 3D de la tarjeta electrónica, en combinación con los componentes electrónicos seleccionados y justificados previamente. Esta tarjeta está diseñada para la colocación modular de los diferentes subsistemas del dispositivo, a través de “pads” para tecnología “through hole” y “SMD”. Asimismo, el diseño de la tarjeta electrónica es de tipo semirrígido, lo que permite realizar flexiones para la correcta posición de los sensores electromiográficos según las necesidades específicas de cada usuario.

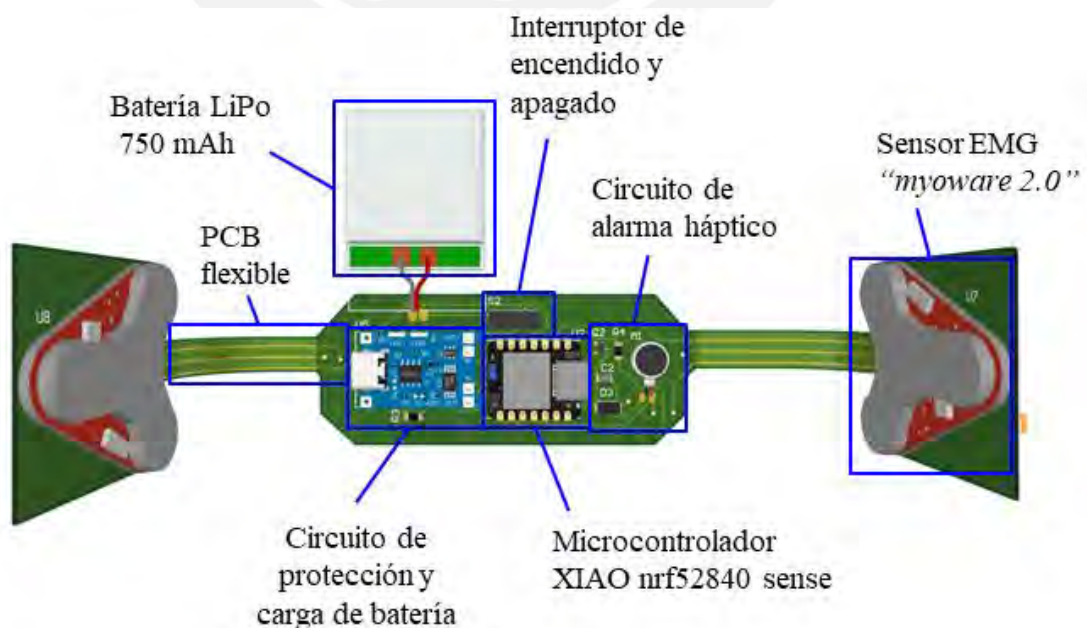


Figura 3.10: Modelo 3D de tarjeta electrónica PCB

3.2 Diseño del módulo mecánico

En el presente apartado se presenta los puntos clave para desarrollar el diseño mecánico del dispositivo asistencial, que comprende una carcasa protectora para el módulo de adquisición de señales y una carcasa protectora para el módulo de control y alarma háptico. El diseño del módulo mecánico se desarrolló en el programa FUSION 360, priorizando la ergonomía y la integración funcional de las piezas. Las carcasas protectoras fueron modeladas en función del dimensionamiento de los componentes electrónicos, asegurando una adecuada distribución interna de componentes electrónicos.

3.2.1 Justificación de materiales

La selección de materiales desempeña un papel esencial para el diseño de dispositivos asistenciales. Asimismo, una correcta justificación de materiales permite desarrollar un diseño ergonómico, garantizando su ligereza sin comprometer propiedades mecánicas. En la Tabla 3.7 se determina los criterios utilizados para la selección de los materiales para el proceso de elaboración de la carcasa de los módulos electrónicos. Cabe resaltar que la elección de materiales es compatible con la técnica de manufactura aditiva mediante el uso de impresora 3D.

Tabla 3.7: Comparación de materiales según características técnicas

Propiedades de los Materiales	PETG	PLA	ABS	TPU 95A
Límite elástico	46.2 MPa	49.5 MPa	39 MPa	67 MPa
Resistencia al impacto	8 kJ/m ²	4 kJ/m ²	14 kJ/m ²	36 kJ/m ²
Dureza	76 Shore D	84 Shore D	76 Shore D	48 Shore D
Temperatura máxima	76°C	59°C	85°C	100°C
Olor	Ligero	Ligero	Neutral	Ligero
Densidad	1.27 g/cm ³	1.24 g/cm ³	1.1 g/cm ³	1.22 g/cm ³
Irritación de la piel	No	No (Polvo de producto sí)	No	No
Persistencia y degradabilidad	Sin información	No biodegradable	Degradación lenta	No biodegradable

La comparativa de la Tabla 3.6 en materiales de manufactura aditiva determinaron que el material óptimo para elaborar el prototipo mecánico del dispositivo es el TPU 95A, el cual se destaca por su flexibilidad y resistencia al impacto. A su vez, su límite elástico superior le permite deformarse de manera significativa adaptándose a diferentes estructuras anatómicas del cuerpo humano. Estas propiedades, junto con su resistencia térmica, lo hacen ideal como material para las carcasas del dispositivo.

3.2.2 Dimensionamiento del dispositivo

El proceso de dimensionamiento de los componentes electrónicos permite diseñar las carcasas de protección a medida para que se ajusten a los requerimientos de ergonomía. La Tabla 3.8 presenta las medidas totales en dimensión y peso de la carcasa de protección del módulo de adquisición de señales electromiográficas.

Tabla 3.8: Dimensionamiento de la carcasa de protección del módulo de adquisición de señales EMG

Componente electrónico	Dimensiones			Peso
	Ancho (mm)	Alto (mm)	Grosor (mm)	
EMG Myoware 2.0	37.57	35.90	1.54	9g
Escudo de enlace de sensor	37.57	35.90	1.54	6g
Total	37.57	35.90	3.08	15g

Asimismo, la Tabla 3.9 presenta las medidas totales de la carcasa de protección de los módulos de control y alarma.

Tabla 3.9: Dimensionamiento de la carcasa de protección del módulo de control y alarma háptico

Componente electrónico	Dimensiones			Peso
	Ancho (mm)	Alto (mm)	Grosor (mm)	
Motor de vibración PWM	15	25	8	3g
Sub-Total módulo de alarma	15	25	8	3g
Batería LiPo 3.7V 750 mAh	26	45	9.5	7g
Módulo cargador de batería TP4056	18	28	4	2g
Microcontrolador XIAO nRF52840	17.8	21	5	4g
Placa de desarrollo	22	30	2	2g
Sub-Total módulo de control	26	45	9.5	15g
Peso Total (g)				18g

Como se observa, se obtienen dos dimensiones totales referentes a cada sección, debido a que presenta dos zonas marcadas, representadas por cada módulo, y un peso único.

En resumen, las dimensiones de los componentes electrónicos cumplen con los requerimientos de diseño establecido en el Capítulo 2. Esto debido a que el peso de cada módulo del dispositivo asistencial no excede los 50 gramos y su tamaño debe ser inferior a la zona de la cara en la cual sujeta el dispositivo.

3.2.3 Diseño 3D asistido por computadora

a) Carcasa para el sistema de adquisición de señales EMG

El diseño del sistema de adquisición de señales EMG se caracteriza por una apariencia ergonómica, como se muestra en la Figura 3.11. Además, se consideran criterios específicos de posicionamiento que facilitan la correcta colocación de los electrodos sobre los músculos de interés. Esta disposición estratégica asegura un contacto óptimo con la piel y garantiza una adquisición de señales confiable y precisa. Para ello, se utilizó el software “Fusion 360”, modelado en este entorno para lograr una representación precisa y detallada.

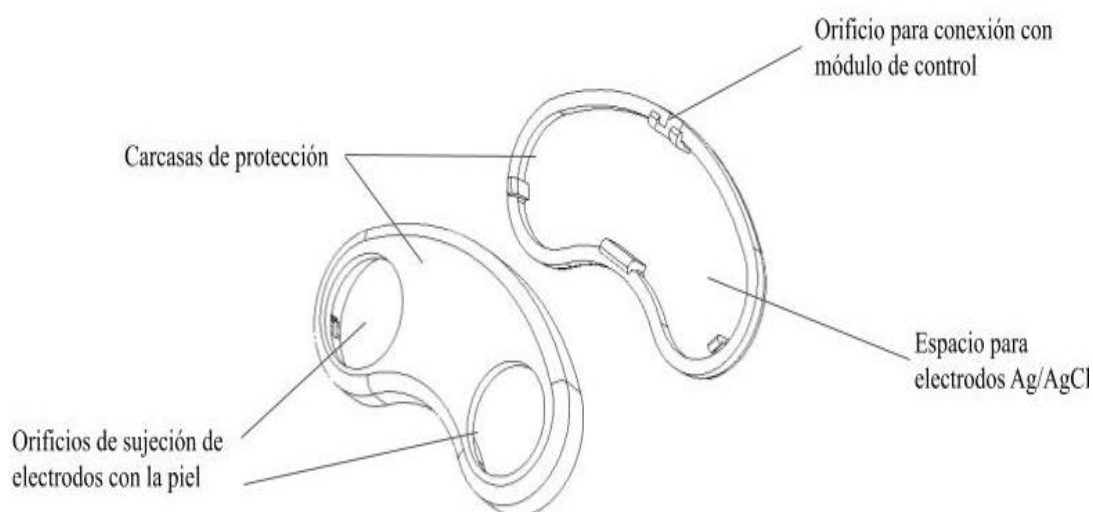


Figura 3.11: Sistema de adquisición de señales EMG

b) Carcasa para sistema de control y alarma háptica

Se utilizó el software “Fusion 360” para la elaboración del diseño de protección y adhesión del sistema de control y alarma háptico. Como se ve en la Figura 3.12, el diseño presenta una sujeción tipo banda en la zona posterior de la cabeza que permite el ajuste óptimo del dispositivo. Además, el sistema cuenta con carcavas de protección para los módulos electrónicos y de carga, así como con un sistema tipo deslizadera.

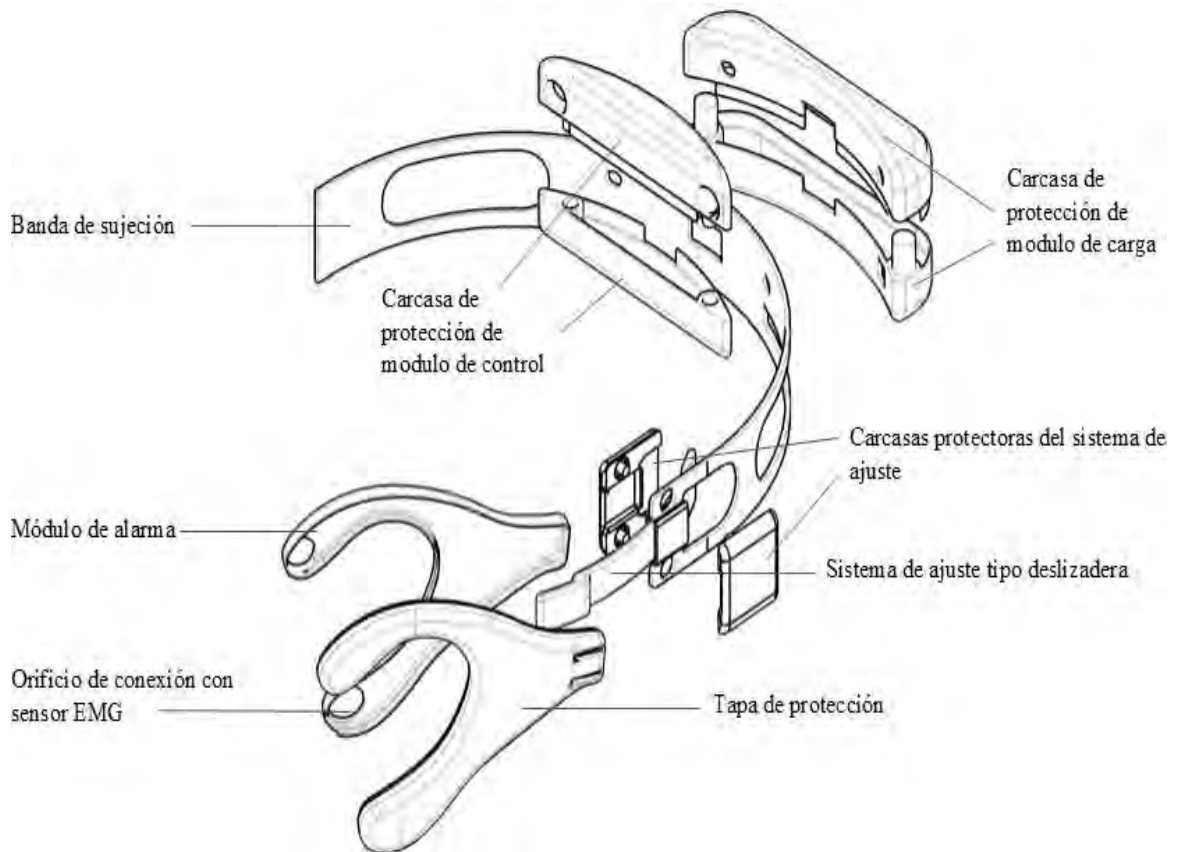


Figura 3.12: Sistema de control y alarma háptico

3.3 Diseño del sistema de control

En secuencia con el diseño de cada módulo, el presente apartado presenta una visión general de la lógica de funcionamiento del dispositivo, así como que también el detalle del flujo de funcionamiento en base a los componentes electrónicos y mecánicos justificados previamente. Se realiza una descripción de cómo interactúan entre sí estos componentes para lograr el objetivo funcional del dispositivo, brindando así una comprensión más completa del sistema en su conjunto.

3.3.1 Lógica de control

La lógica de control del dispositivo tiene relación con la retroalimentación háptica proporcionada por el motor de vibración cuando el dispositivo detecta un episodio de bloqueo de la tartamudez. La Figura 3.13 resume las características de los componentes principales del sistema de control, el cual opera bajo un sistema de retroalimentación háptica. La entrada del sistema de control es la actividad eléctrica de los músculos del habla del usuario, la cual es adquirida por el sensor EMG “Myoware 2.0”. Seguidamente se extrae las características de interés en un procesamiento de la señal. Estas características son evaluadas a través de un bloque de control basado en aprendizaje automático, el cual detecta la condición de bloqueo de tartamudez y envía una señal de tipo PWM para activar el actuador de vibración. Finalmente, la alarma háptica retorna al usuario, que percibe dicha señal e identifica el episodio de bloqueo en un proceso de percepción asistida.

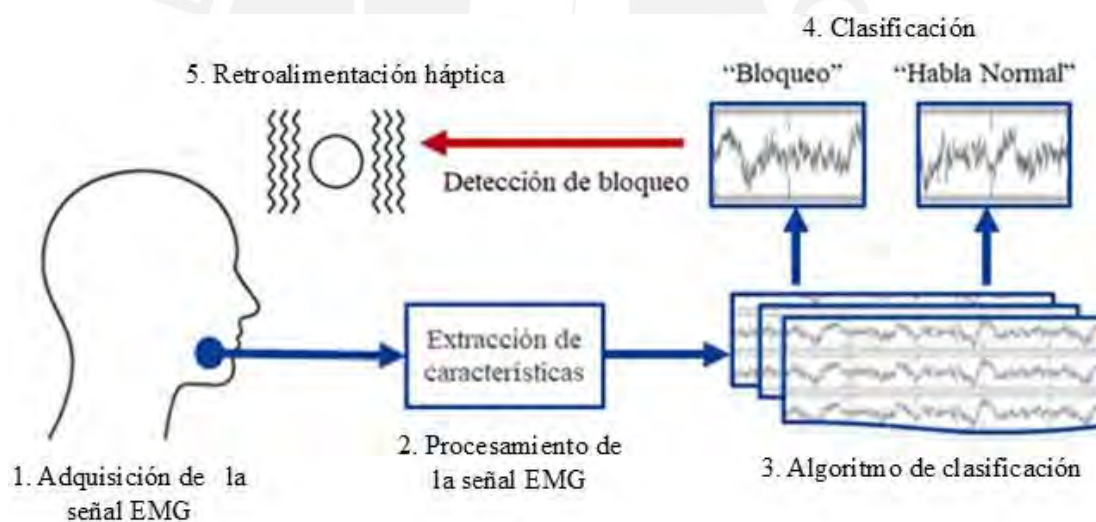


Figura 3.13: Lógica de control del dispositivo

3.3.2 Características de la señal EMG

La lógica de control del presente dispositivo hace uso de las señales electromiográficas adquiridas por el participante con tartamudez para la creación de un algoritmo de control basado en aprendizaje automático. A continuación, se detallan los aspectos clave necesarios para la creación el acondicionamiento de la señal EMG.

a) Pre-Procesamiento de la señal EMG

La adquisición de las señales electromiográficas permiten obtener datos de análisis; sin embargo, existe 3 etapas clave de preprocesamiento relevantes para este tipo de señal: amplificación, filtrado y rectificación [MORENO, 2017]. Adicionalmente, debido a las características de la señal EMG, es necesario considerar etapas como la eliminación de la línea base y la segmentación en intervalos de tiempo. La Figura 3.14 presenta a detalle el procedimiento de preprocesamiento que se realiza a cada señal EMG.



Figura 3.14: Pre-procesamiento de las señales EMG

Cabe resaltar que, los procesos de amplificación, filtrado y rectificación se llevan a cabo electrónicamente por el propio módulo “EMG myoware 2.0”. La amplificación, que implica aumentar la ganancia en decibelios, se realiza para mejorar la amplitud de la señal. Asimismo, el filtrado se efectúa dentro del rango de trabajo de 20 a 450 Hz. Finalmente, la señal obtenida debe ser segmentada en intervalos de tiempo de 1 segundo, el cual es adecuado para detectar instancias de bloqueo durante el habla

b) Extracción de características de la señal EMG

La señal EMG es un proceso estocástico no estacionario [Raez, 2006]. Esto quiere decir que no existe un patrón definido que refleje el comportamiento de la señal. Bajo esta premisa, es necesario identificar y cuantificar parámetros relevantes de la señal, tales como la amplitud y la frecuencia de las contracciones musculares, así como emplear fórmulas matemáticas que modelen los comportamientos de la señal. En ese sentido, se planteó un algoritmo propio que considera la extracción de tres características principales: iEMG (Emg integrada), WAMP (Amplitud de willison) y Paso por cero (ZC, por sus siglas en inglés “Zero Crossing”). La elección de estas características es particularmente adecuada en el análisis de la señal EMG en tartamudez, donde la amplitud de la señal no presenta variaciones significativas durante los episodios de bloqueo [WALSH, 2013]. En este contexto, la combinación de estas tres características ofrece una descripción más completa de la dinámica

muscular, al capturar fluctuaciones temporales y variaciones en la coordinación motora que no pueden ser identificadas únicamente mediante parámetros de amplitud.

a) iEMG

La EMG integrada (iEMG) se utiliza generalmente como índice de preactivación de la actividad muscular. Es el área bajo la curva de la señal EMG rectificadas [SPIEWAK, 2018], como se presenta en la Ecuación 4.1.

$$IEMG = \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (4.1)$$

Donde:

x = Amplitud de la Señal EMG para un tiempo

b) Amplitud de Wilson (WAMP)

Es el número de veces que la diferencia entre dos amplitudes consecutivas supera un determinado umbral [XI, 2018], como se presenta en la Ecuación 4.2.

$$WAMP = \sum_{i=1}^N u(|x_{i+1} - x_i| - T) \quad (4.2)$$

Donde:

x = Amplitud de la Señal EMG

T = Umbral de activación

c) Paso por cero (ZC)

El paso por cero (ZC) representa el número de veces que la amplitud de la señal pasa por cero [XI, 2018], como se presenta en la Ecuación 4.3.

$$ZC = \sum_{i=1}^{N-1} u(-x_i x_{i+1}) \quad (4.3)$$

Donde:

x = Amplitud de la Señal EMG

3.3.3 Algoritmo de control

El diseño del algoritmo de control inicia por la identificación del tipo de aprendizaje automático utilizado seguida por el diseño de la arquitectura del algoritmo y la definición de métricas de evaluación.

a) Determinación de tipo de aprendizaje automático

Las señales EMG pueden clasificarse según la presencia o ausencia de un episodio de bloqueo. En ese sentido, se decidió utilizar un enfoque de aprendizaje supervisado, el cual clasifica los datos en dos etiquetas conocidas: episodio de bloqueo y habla normal. Debido a que el modelo debe determinar el tipo de etiqueta para cada señal EMG, se decidió incluir dos modelos usados para este fin los cuales son el modelo “K-Nearest Neighbors” (KNN, por sus siglas en inglés) en su función de clasificador y la red neuronal artificial. Estos modelos han demostrado ser adecuados para reconocer patrones musculares utilizando datos de señales electromiográficas [LIM, 2022].

El primer modelo, K-NN, es un modelo utilizado en la clasificación de patrones musculares EMG aplicado en estudios que emplean características en el dominio temporal [BUKHARI, 2020]. Su funcionamiento se basa en el principio de proximidad, donde la etiqueta de un nuevo dato se determina según la cantidad de vecinos próximos en el conjunto de características. La Figura 3.15 muestra un ejemplo de K-NN, donde la muestra de color verde se asigna a la clase triángulo al predominar entre sus tres vecinos más próximos (3-NN), o a la clase cuadrado para un análisis de 5 vecinos (5-NN).

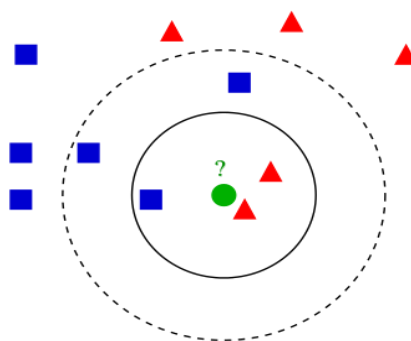


Figura 3.15: Ejemplo de clasificación K-NN⁷

⁷ Fuente: <https://goo.su/6A2qNzP> Fecha de consulta: 02-11-2025

El segundo tipo de algoritmo es un clasificador basado en una red neuronal artificial (ANN, por sus siglas en inglés “Artificial Neuronal Network”), debido a su capacidad para modelar y extraer patrones complejos en EMG, incluso implementados a sistemas embebidos [CALDERON, 2018]. A diferencia del modelo anterior, el ANN es un modelo paramétrico que se basa en un conjunto de capas conectadas entre sí que procesan la información de manera jerárquica. Cada neurona realiza una combinación de las entradas que recibe y genera de activación no lineal. La Figura 3.16 muestra un ejemplo de la clasificación por redes neuronales donde se muestra los diferentes niveles de capas de neuronas, una capa de entrada, las capas ocultas y una capa de salida. El resultado final es una salida que puede ser única o una clasificación entre diferentes clases.

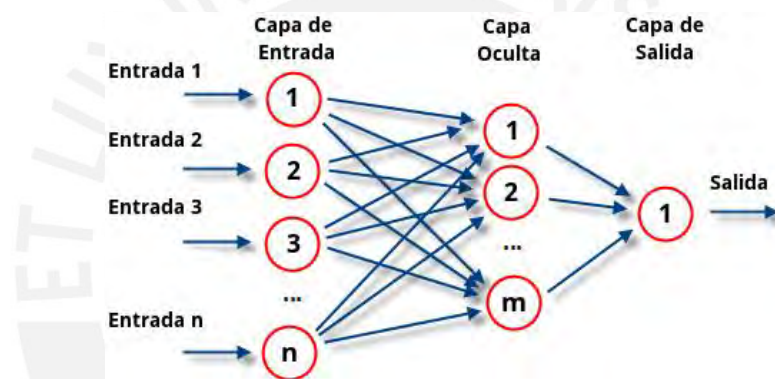


Figura 3.16: Esquema de algoritmo de red neuronal⁸

En esta etapa, se decidió incluir ambos modelos con el fin de evaluar su desempeño bajo las mismas condiciones de adquisición y preprocesamiento de datos EMG. La selección final del algoritmo de control se determinará en función de las métricas de precisión, sensibilidad, especificidad y tiempo de inferencia obtenidas durante la validación experimental.

b) Arquitectura del algoritmo

La arquitectura principal resume las estrategias desarrollo planteadas previamente y se subdivide en las siguientes fases: la adquisición de señal EMG, preprocesamiento, algoritmo de clasificación y activación del sistema de alerta háptico, como se describe

⁸ Fuente: <https://goo.su/usfAUA> Fecha de consulta: 02-11-2025

en la Figura 3.17. Para ello, se utiliza una base de datos EMG del participante, el cual se utiliza para el desarrollo del algoritmo de detección de episodios de bloqueo. Cabe resaltar que el termino de baja latencia real hace referencia al desempeño del algoritmo para garantizar una respuesta rápida. Por ello, se considera un tiempo de respuesta no mayor a 50 ms, representando un enfoque eficiente y optimizado.

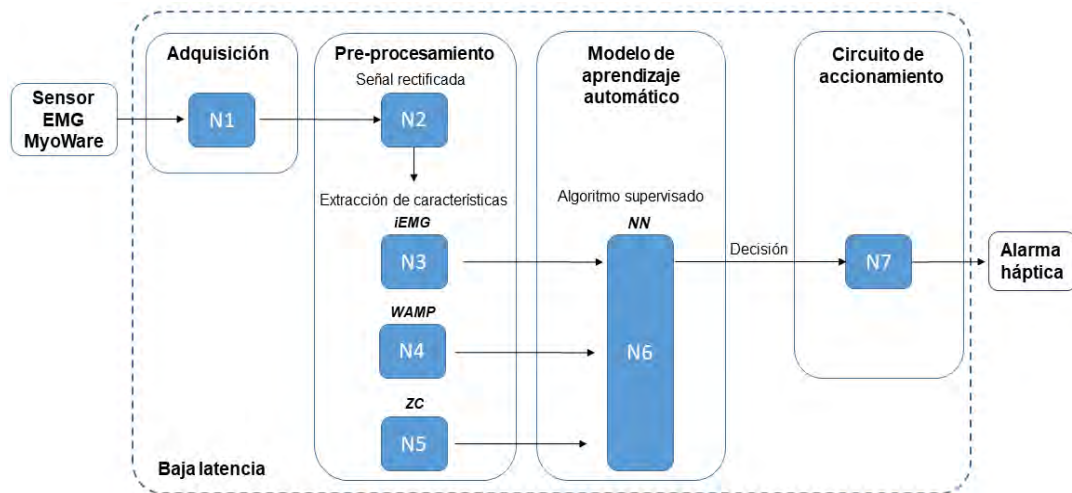


Figura 3.17: Arquitectura principal del dispositivo

c) Métricas de evaluación del modelo desarrollado

El proceso de entrenamiento del algoritmo permite generar métricas que son cruciales para conocer la precisión de los resultados predictivos. Los resultados se muestran de manera general en una matriz de confusión, la cual es un esquema que muestra relaciones entre los datos de entrenamiento predichos por el algoritmo y la verdadera etiqueta asignada previamente. Para este algoritmo, que utiliza dos clases: “habla normal” y “bloqueo”, la matriz de confusión tiene la configuración mostrada en la Figura 3.18.

		Resultado predictivo	
		“Habla normal”	“Bloqueo”
Resultado real	“Habla normal”	Clasificación correcta	Clasificación errónea
	“Bloqueo”	Clasificación errónea	Clasificación correcta

Figura 3.18: Matriz de confusión

A partir de los resultados de dicha matriz, es posible emplear métricas como: exactitud, precisión y sensibilidad.

a) Exactitud

Es una métrica que permite determinar la cantidad de predicciones correctas frente al total de predicciones hechas por el modelo. Matemáticamente se puede formular como:

$$Exactitud = \frac{\sum_{i=1}^N f(y_i = \hat{y}_i)}{N} \quad (4.1)$$

Donde:

N = total de predicciones hechas por el modelo

y_i = etiqueta real en la instancia i

\hat{y}_i = etiqueta predicha en la instancia i

$f(y_i = \hat{y}_i)$ = función indicadora que equivale a la unidad si se cumple el enunciado

b) Precisión

Es una métrica que evalúa la relación entre la cantidad de predicciones correctas frente al total de predicciones para cada clase de datos.

$$Precision = \frac{\sum_{i=1}^N f(\hat{y}_i = 1 \wedge y_i = 1)}{\sum_{i=1}^N f(\hat{y}_i = 1)} \quad (4.1)$$

Donde:

N = total de predicciones hechas por el modelo

y_i = etiqueta real en la instancia i

\hat{y}_i = etiqueta predicha en la instancia i

$f(\hat{y}_i = 1 \wedge y_i = 1)$ = función indicadora que equivale a la unidad si se cumple el enunciado

$f(\hat{y}_i = 1)$ = función indicadora que equivale a la unidad si se cumple el enunciado

c) Sensibilidad o “Recall”

Es una métrica que evalúa la relación entre la cantidad de predicciones correctas frente al total de datos reales de la misma clase.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\sum_{i=1}^N f(\hat{y}_i = 1 \wedge y_i = 1)}{\sum_{i=1}^N f(y_i = 1)} \quad (4.1)$$

Donde:

N = total de predicciones hechas por el modelo

y_i = etiqueta real en la instancia i

\hat{y}_i = etiqueta predicha en la instancia i

$f(\hat{y}_i = 1 \wedge y_i = 1)$ = función indicadora que equivale a la unidad si se cumple el enunciado

$f(y_i = 1)$ = función indicadora que equivale a la unidad si se cumple el enunciado

d) Puntaje F1

El Puntaje F1 es una métrica de evaluación que combina la precisión y la sensibilidad (recall) de un modelo en un solo valor. El Puntaje F1 oscila entre 0 y 1, donde 1 indica el mejor rendimiento posible del modelo y 0 el peor.

$$\text{Puntaje F1} = \frac{2 \cdot \text{Precision} \cdot \text{Sensibilidad}}{\text{Precision} + \text{Sensibilidad}} \quad (4.1)$$

En base a estas métricas muestra una secuencia metodológica para determinar el algoritmo adecuado. Primeramente, se prioriza de mayor a menor importancia las métricas relevantes considerando su impacto en la detección de episodios de bloqueo. En orden de importancia de la mayor a menor, se consideraron la sensibilidad de la clase bloqueo, la precisión de la clase bloqueo, el Puntaje F1 de la misma clase y finalmente la exactitud general del modelo. Esta priorización responde a la necesidad de maximizar la capacidad de detección de bloqueos reales. Seguidamente, se definieron los criterios de evaluación con base en las métricas seleccionadas. El modelo es adecuado si para la clase de bloqueo logra una alta sensibilidad y precisión, asegurando que los episodios de bloqueo sean correctamente identificados.

3.3.4 Diagrama de flujo del dispositivo

La Figura 3.19 presenta la lógica de funcionamiento del dispositivo.

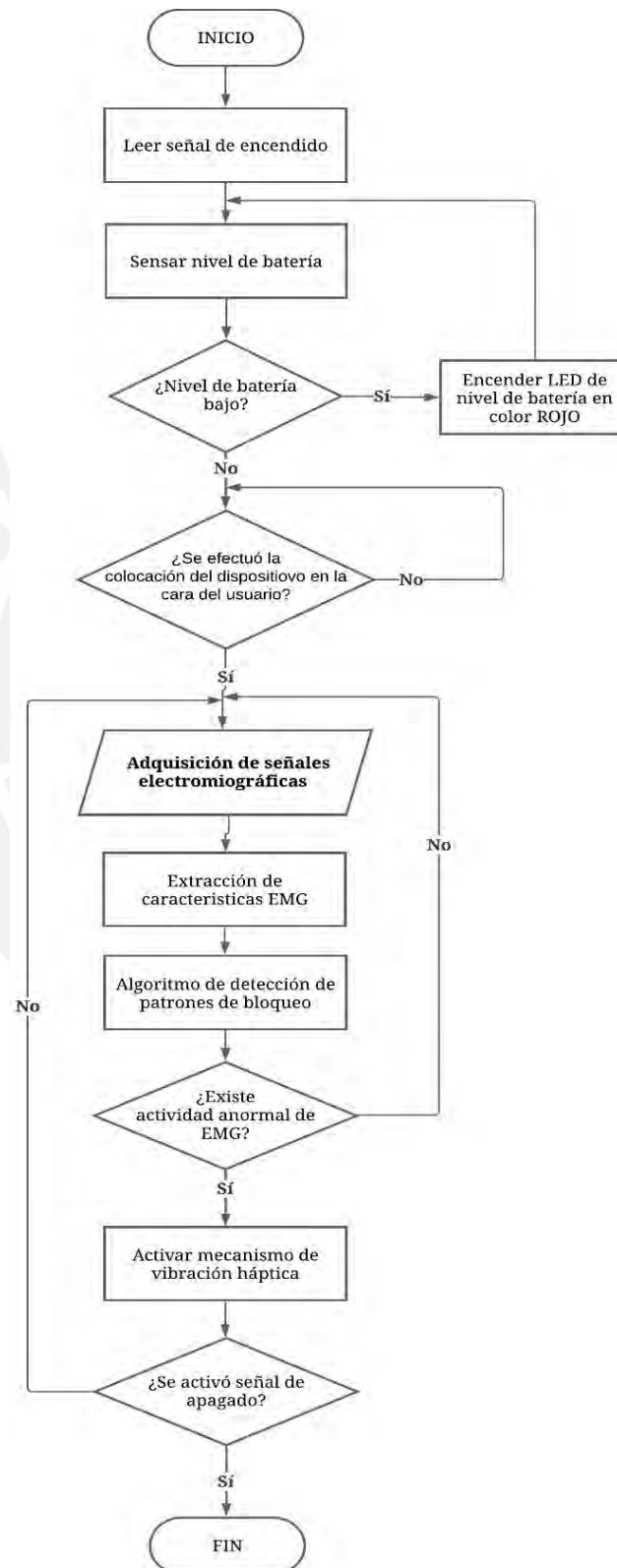


Figura 3.19: Diagrama de flujo del dispositivo

3.3.5 Diagrama de operaciones

En relación con el diagrama de flujo del dispositivo, la Figura 3.20 presenta las operaciones que los usuarios deben realizar para la interacción correcta con el dispositivo y permitir el funcionamiento óptimo de este.

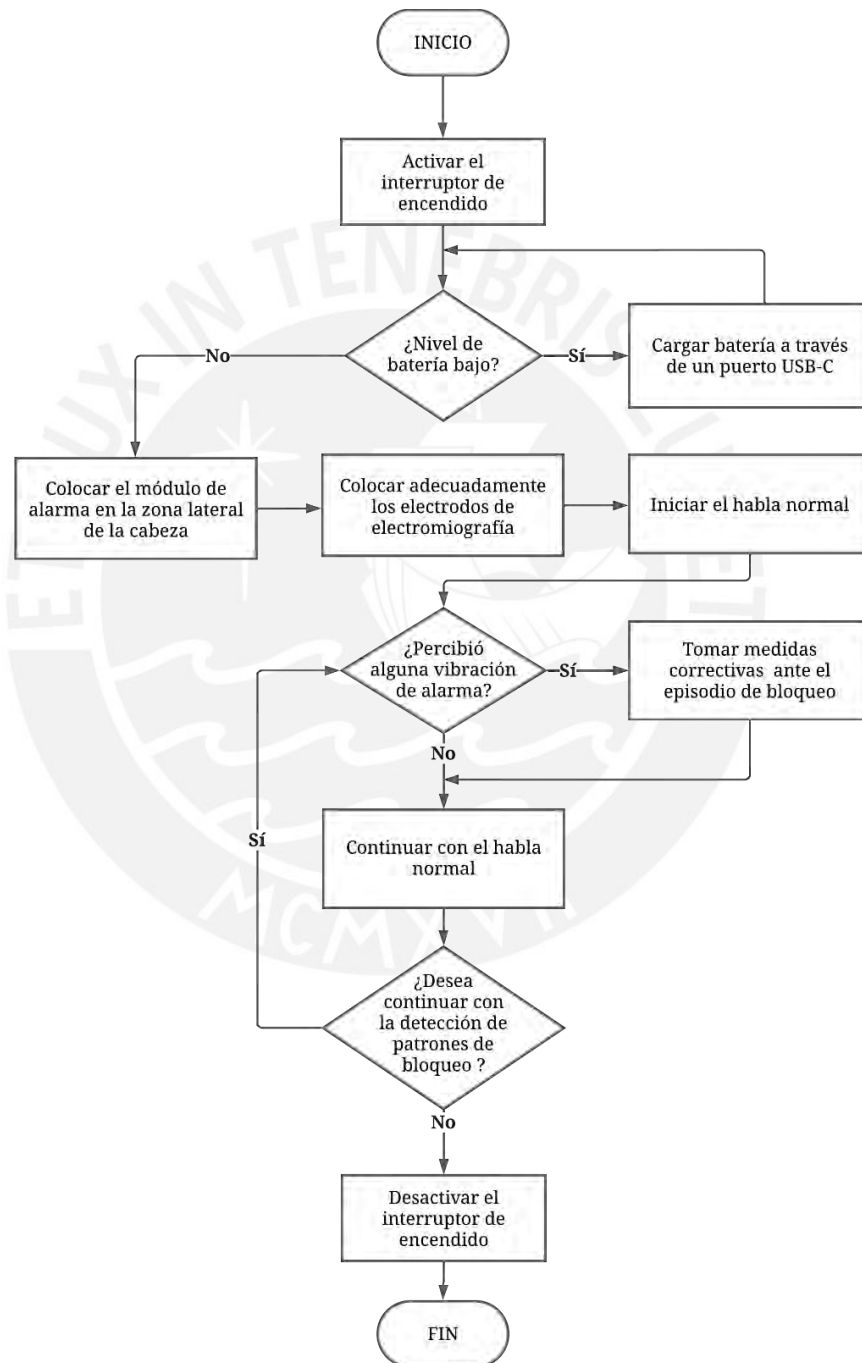


Figura 3.20: Diagrama de operaciones

3.4 Integración global del dispositivo

Finalmente, la integración de los sistemas, conformados por los módulos de adquisición de señales electromiográficas, junto con el módulo de alarma y el módulo de control se presentan de la Figura 3.21 a la Figura 3.24.

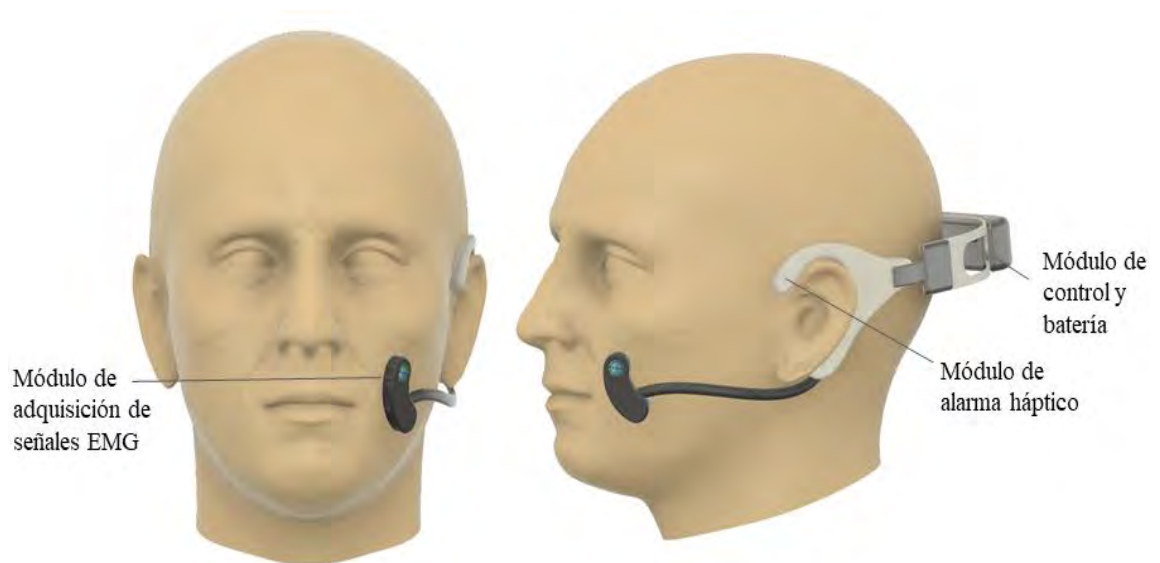


Figura 3.21: Integración de sistemas diseñados en un usuario

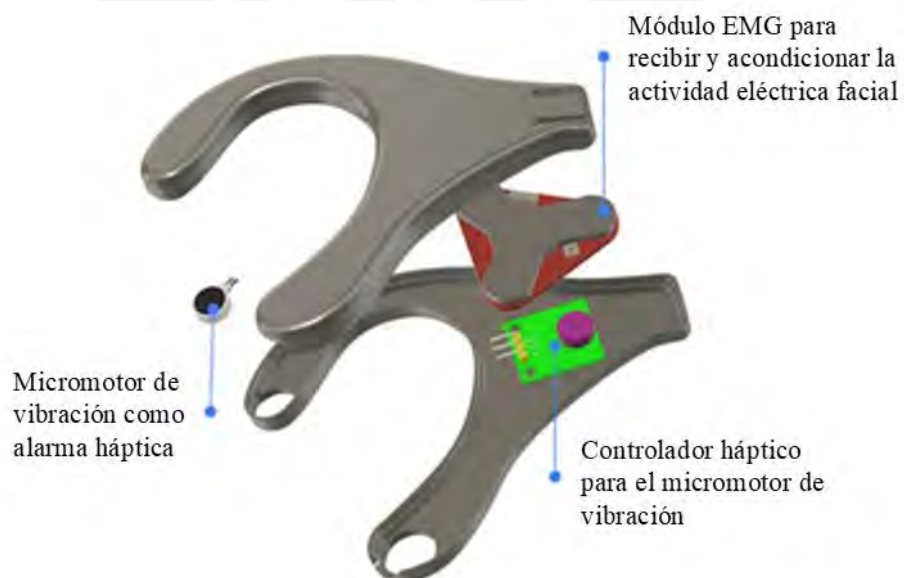


Figura 3.22: Vista explosiva de integración de componentes mecánicos y electrónicos del sistema de adquisición y alarma háptica



Figura 3.23: Vista explosiva de integración de componentes mecánicos y electrónicos del sistema de adquisición

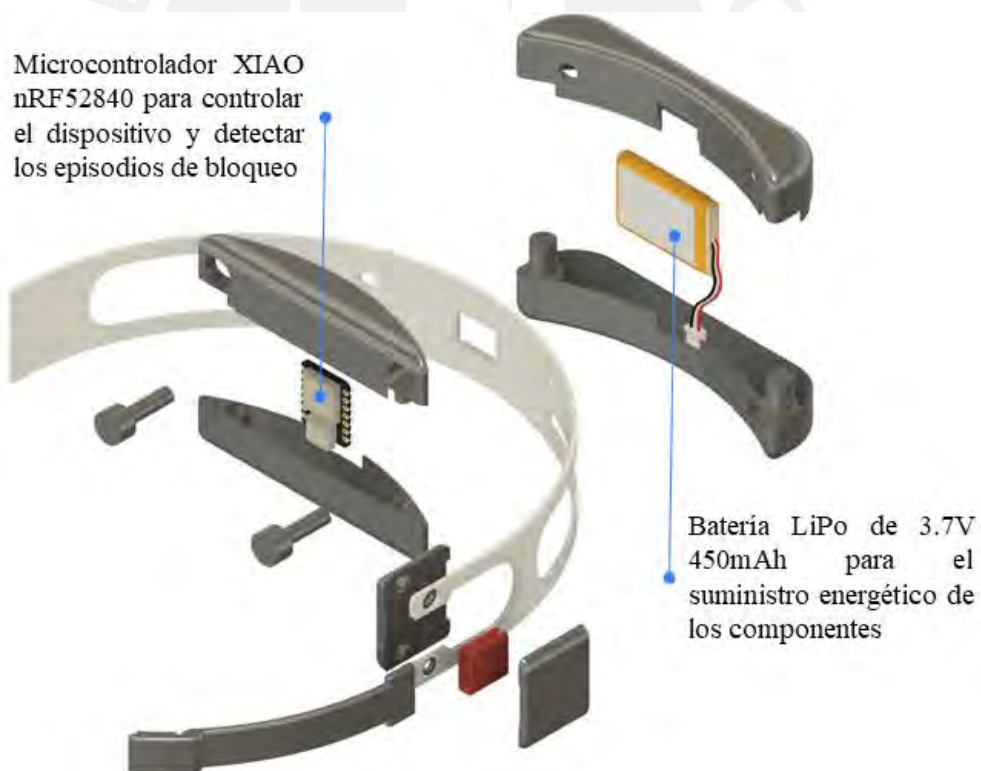


Figura 3.24: Vista explosiva de integración de componentes mecánicos y electrónicos del sistema de control y batería

CAPÍTULO 4

IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

En el presente capítulo se presenta el desarrollo del dispositivo asistencial a través de un prototipo. Además, se define el protocolo de pruebas para la adquisición de señales electromiográficas con un usuario que presenta tartamudez. Seguidamente, con los datos obtenidos por el participante, se procede con la creación del algoritmo de inteligencia artificial que permita detectar episodios de bloqueo durante el habla. Finalmente, se muestra las métricas de evaluación del algoritmo.

4.1 Desarrollo del prototipo

En este apartado se presenta el proceso de construcción y materialización del dispositivo asistencial, diseñado a través de procesos de prototipado electrónico y mecánico. Finalmente se muestra la integración de ambos sistemas a través del ensamblaje del dispositivo asistencial.

4.1.1 Prototipado del sistema electrónico

Una vez determinado los componentes electrónicos, así como el diagrama electrónico que permite conocer las conexiones entre componentes, se procede a realizar la

implementación inicial del sistema electrónico a través de las conexiones físicas mediante técnicas de soldadura en una placa de pruebas. A continuación, se describen los diferentes sistemas que gobiernan el diseño electrónico implementado.

a) Sistema de adquisición de señales electromiográficas

La implementación del sistema de adquisición de señales electromiográficas implica establecer las conexiones del sensor de electromiografía seleccionado. Como se muestra en la Figura 4.1, existen dos tipos de configuraciones planteadas para este sensor: la sujeción del sensor con la cara del usuario mediante electrodos adhesivos y la conexión con el sistema de control a través del componente electrónico.

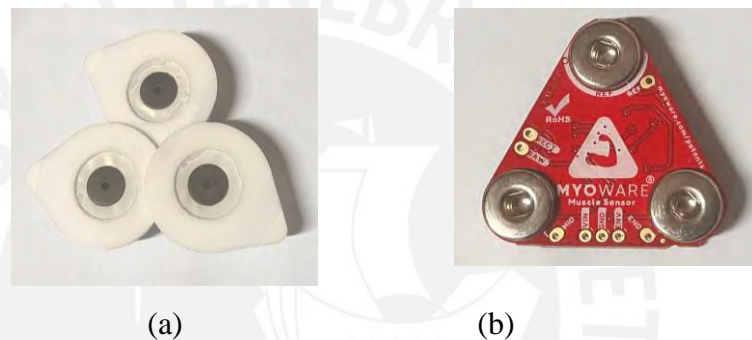


Figura 4.1: Sensor de electromiografía (a) configuración de electrodos para la cara del usuario y (b) configuración electrónica de conexión con el sistema de control

Asimismo, debido a que la cara es una zona compleja de analizar con la configuración básica del sensor, se procedió a utilizar ramales de electrodos los cuales se conectaron al módulo. Dicha configuración se evidencia en la Figura 4.2.



Figura 4.2: Conexión completa del sensor electromiográfico junto a los electrodos húmedos

b) Sistema de alarma

El sistema de alarma requiere de una configuración electrónica reducida y simplificada. Para ello, se implementó el sistema de alarma en una tarjeta electrónica de cobre perforada utilizando la distribución del diseño electrónico como referencia. El resultado se muestra en la Figura 4.3.

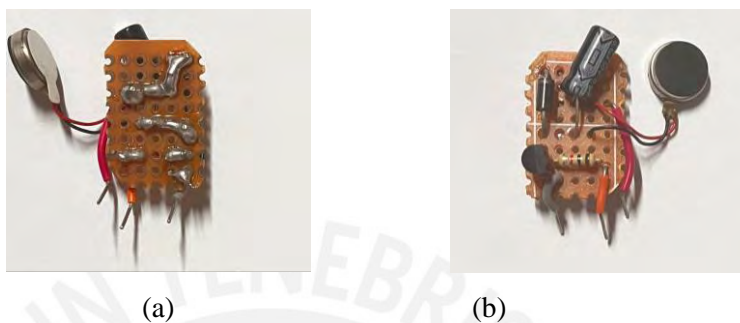


Figura 4.3: Sistema electrónico del módulo de alarma (a) nivel de conexiones y (b) componentes

c) Sistema de energía

El sistema de energía se muestra en la Figura 4.4, el cual se compone de una batería de 750 mAh y un módulo de carga TP4056-C, que permite mejorar significativamente la seguridad de energía suministrada, así como proporcionar una correcta carga de la batería a través de un cable USB-C.



Figura 4.4: Módulo de carga TP4056-C con batería de 750 mAh

d) Sistema de control y conexiones finales

El sistema de control usado es el microcontrolador “XIAO nRF52840 Sense”, para el cual se establecen las conexiones con los otros sistemas a través de un protoboard, como se muestra en la Figura 4.5. De esta manera es posible finalizar las conexiones finales que involucran el dispositivo asistencial.

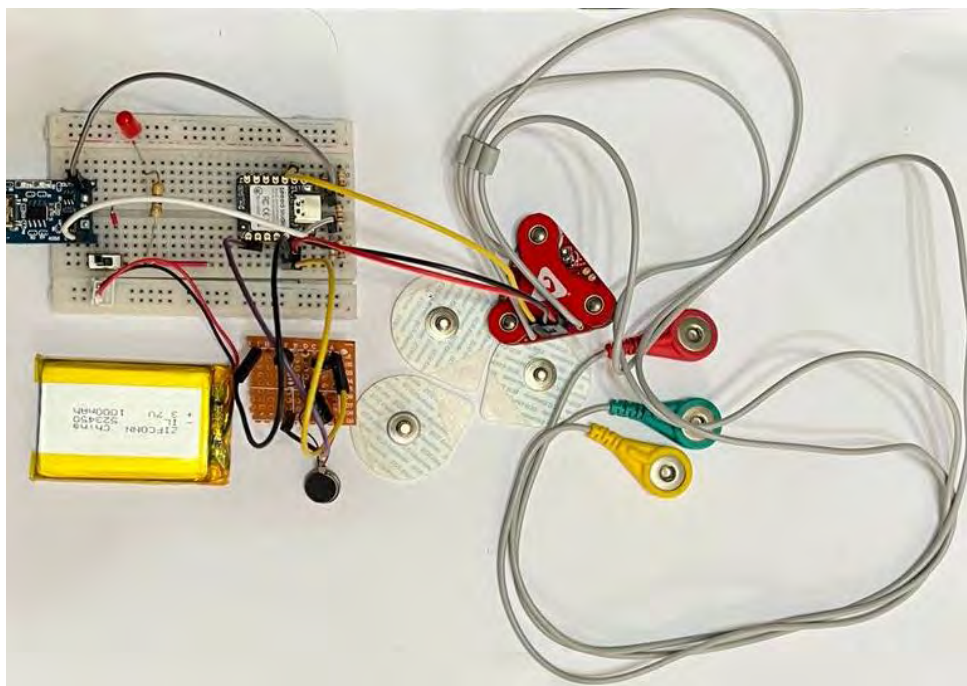


Figura 4.5: Conexiones principales del sistema electrónico

4.1.2 Prototipado del sistema mecánico

La conclusión del diseño del módulo mecánico consiste en la implementación de las diferentes piezas que rigen los componentes de protección y sujeción del dispositivo. Para ello, se utilizó la técnica de manufactura aditiva a través de una impresora 3D. La Tabla 4.1 detalla los parámetros más resaltantes a considerar para el proceso de impresión 3D para las carcasas de protección y sujeción del dispositivo asistencial:

Tabla 4.1: Parámetros de impresión 3D

Parámetro	Valor
Material de impresión	PLA
Altura de capa	0.2 mm
Dureza	20 %
Velocidad de impresión	50 mm/s
Temperatura de la cama	60°C
Soporte	Sí

Luego de definir los parámetros de impresión, se procedió a realizar la impresión 3D. El software “Ultimaker Cura 4.12.1” permitió configurar los parámetros de impresión

de cada una de las carcasas en formato STL. A continuación, la Figura 4.6 detalla la visualización previa de los componentes en la cama de la impresora, los cuales se ensamblaron junto con el sistema electrónico.

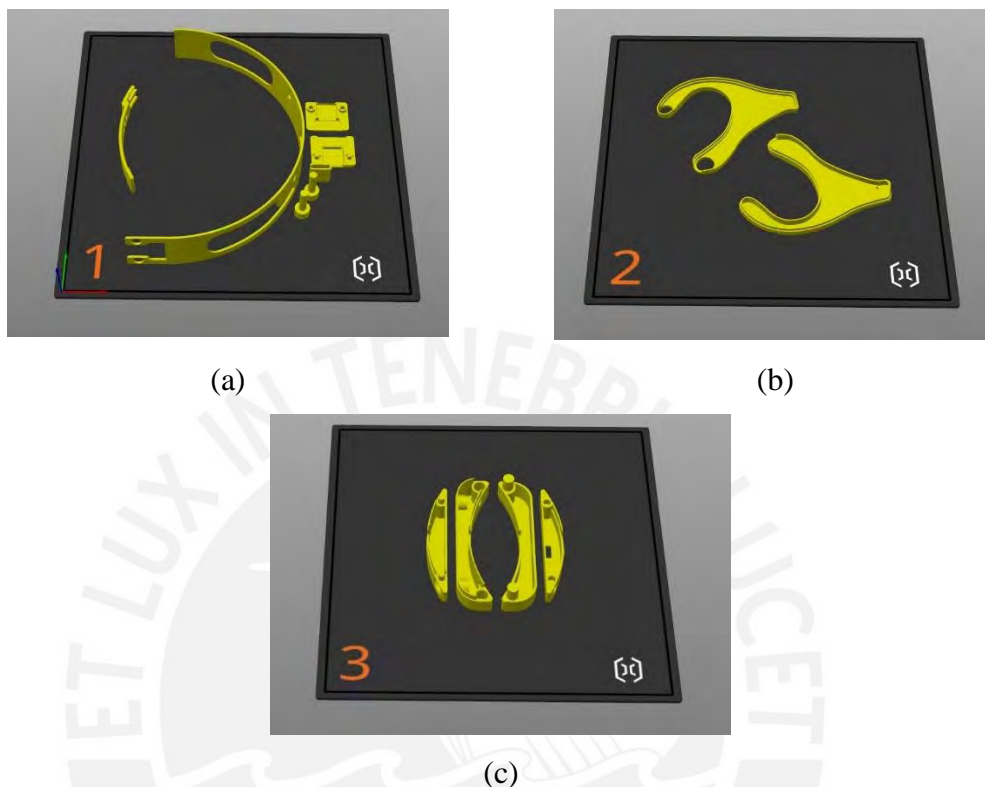


Figura 4.6: Representación de las impresiones 3D del sistema mecánico (a) Sistemas de ajuste y sujeción del dispositivo; (b) Carcasa para módulo de alarma háptico y sensor EMG y (c) Carcasas de protección del módulo de control y módulo de carga

4.1.3 Integración de los sistemas

La conclusión del subcapítulo dedicado al desarrollo del prototipo involucra la integración del prototipo electrónico y mecánico. En este proceso se emplearon materiales como cables de conexión, alicates de corte y presión para poder unir y asegurar cada componente. Como resultado, la Figura 4.7 evidencia algunas interacciones de los módulos mecánico y electrónico mientras que la Figura 4.8 muestra el prototipo final del dispositivo. En este desarrollo se ha justificado el sobredimensionamiento del prototipo para facilitar el proceso de ensamblaje y prueba.



Figura 4.7: Integración de componentes electrónicos y mecánicos



Figura 4.8: Prototipo del dispositivo asistencial para la tartamudez

4.2 Protocolo de pruebas con usuario

En este subcapítulo se lleva a cabo el protocolo de adquisición de las señales electromiográficas con el prototipo en un único usuario con tartamudez. Debido a que las pruebas se realizaron en un ser humano, se obtuvo la autorización del Comité de Ética de la Investigación para Ciencias de la Vida y Tecnologías (CEI-CVT) de la universidad. Los documentos enviados fueron aprobados bajo el Dictamen N° 186-

2024 e incluyen una declaración de compromiso con los principios éticos de la investigación con seres humanos, protocolo de investigación, protocolo de consentimiento informado y la ficha de consentimiento fotográfico para la adquisición de datos audiovisuales. Los documentos de consentimiento informado se encuentran detallados en el Anexo A y el Anexo B.

Asimismo, los datos a obtener son fundamentales para el desarrollo de un algoritmo personalizado que permita detectar los patrones de bloqueo durante le habla. A continuación, se describen los criterios de selección del participante y el protocolo de adquisición empleados.

4.2.1 Selección de participante

Se incluyó a un único participante adulto con tartamudez entre los 18 a 50 años de edad. Dicho participante fue diagnosticado previamente con el trastorno de tartamudez, determinado por un profesional del lenguaje. La elección de un único participante ha sido determinada considerando el desarrollo de un algoritmo personalizado, en el cual se utilizaron datos de patrones electromiográficos durante el habla normal y para cada episodio de bloqueo. En ese mismo sentido se define los siguientes criterios de inclusión y exclusión:

- a) Criterios de inclusión: Adulto diagnosticado con tartamudez establecida en ausencia de otros trastornos del lenguaje o patologías que puedan interferir significativamente con la tartamudez
- b) Criterios de exclusión: Persona con dificultades o discapacidades motoras (parálisis cerebral, dispraxia, apraxia motora, etc.) y aquel con dificultades de coordinación y personas alérgicas a la plata (Ag).

4.2.2 Protocolo de adquisición de señales electromiográficas

El protocolo incluye el uso de herramientas de adquisición, el montaje de dichas herramientas y la descripción detallada del procedimiento experimental.

a) Herramientas requeridas

La Tabla 4.2 presenta los equipos y materiales requeridos para el proceso de adquisición de datos EMG. El procedimiento experimental, se realizó mediante el uso de un sistema electromiográfico y un equipo informático. Los sensores utilizados permitieron obtener la actividad eléctrica de los músculos relacionados al habla. Dicha señal fue adquirida y procesada por el microcontrolador, el cual permitió enviar la información a la laptop. La laptop, por su parte, es el equipo encargado de almacenar los datos recogidos por el sistema electromiográfico. Finalmente, se dispuso de una cámara de video que permitió registrar información audiovisual opcional durante el procedimiento experimental.

Tabla 4.2: Herramientas requeridas para el proceso experimental

Herramientas requeridas	Finalidad
Cámara de video	Es el equipo destinado a la adquisición de datos audiovisuales
Dispositivo asistencial desarrollado	Es el dispositivo que permite la adquisición de señales electromiográficas (EMG)
Laptop HP	Es la computadora o medio de almacenamiento de los datos registrados por el sensor EMG.
Electrodos húmedos	Se utiliza para la fijación de los sensores electromiográficos. Además, son el medio de adquisición de señales EMG, pues entran en contacto con la piel del participante.
Alcohol grado médico	Se utiliza para la limpieza de la piel del participante
Espacio de trabajo	Espacio requerido para el desenvolvimiento de las pruebas diseñadas con el usuario

b) Montaje de equipos para el proceso experimental

Debido a que el sensor electromiográfico utiliza electrodos superficiales, es necesario considerar estándares para un adecuado funcionamiento. En ese sentido se siguió la normatividad SENIAM para electromiografía de superficie [SENIAM, 2023]. Por ello, se siguen los siguientes pasos:

- Asegurar la funcionalidad del sistema electromiográfico compuesto por el sensor EMG Myoware 2.0, el microcontrolador y la batería (evaluar una carga almacenada del 70%); así como la computadora y la cámara de video

- Asegurar la preparación del ambiente compuesto por un asiento para el participante del procedimiento experimental y una mesa con una silla para el investigador y el equipo de medición.
- Asegurar contar con materiales de limpieza como alcohol y paños, los cuales permite la limpieza de las zonas de la piel donde se colocan los sensores
- Limpiar y tratar la piel de la zona de la cara y cuello, siguiendo las recomendaciones de SENIAM.

La Figura 4.9 muestra un esquema del espacio de trabajo para la adquisición de señales bajo una correcta configuración del montaje experimental.

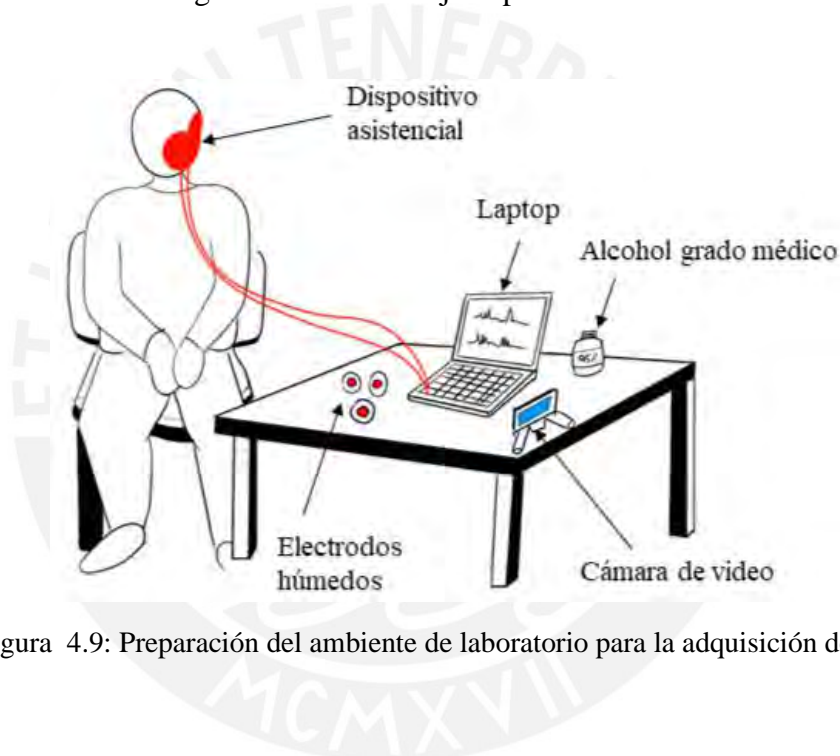


Figura 4.9: Preparación del ambiente de laboratorio para la adquisición de datos

c) Procedimiento experimental

El investigador, el cual se sentó frente al participante, inició la toma de datos activando la grabación en la cámara de video. A continuación, se detalla el procedimiento experimental:

- Datos personales: Primeramente, se obtuvo la siguiente información básica previa, referente a datos personales, los cuales fueron necesarios para la filiación del participante y adaptación. Este proceso incluye la exploración básica sobre preguntas de su propia persona. Las preguntas incluyeron:

- Nombres y apellidos
- Fecha de nacimiento, edad, sexo
- Lugar de nacimiento
- Grado de instrucción
- Lugar de procedencia

Seguidamente, se inició el proceso de registro del habla espontánea y lectura que debe seguir el participante para la toma de datos. En este momento, se inició la adquisición de señales EMG en el sensor y se realizó el siguiente esquema de pruebas:

- Proceso de habla espontánea
 - Descripción de un dibujo: El participante obtuvo una imagen en pantalla de un dibujo escogido por el investigador. El objetivo de esta dinámica es que el participante describa durante un tiempo no menor a 2 minutos las características principales observadas en dicho dibujo.
 - Exposición de un tema de interés: El participante expuso durante 3 minutos un tema de interés.
- Proceso de lectura (Material de lectura): El participante leyó un material de lectura.

Una vez realizada la secuencia experimental, se finalizó la adquisición de señales EMG y la toma audiovisual. Para ello, se verificó el correcto almacenamiento de datos y finalmente, se procedió a retirar los electrodos colocados en la piel del participante. Gracias a esta información se realiza la extracción de datos para el entrenamiento del algoritmo de detección de episodios de bloqueo de la tartamudez.

4.3 Resultados preliminares

Los resultados preliminares de este proyecto involucraron las pruebas iniciales de desarrollo del algoritmo mediante la adquisición y procesamiento de las señales electromiográficas adquiridas por el dispositivo con el participante. En ese sentido se presenta las señales EMG obtenidas, la implementación del algoritmo y los resultados de las métricas de desempeño.

4.3.1 Señales electromiográficas en presencia de bloqueo

En base a las señales adquiridas en un único participante, se obtuvo un total de 20 episodios de bloqueo segmentados en un intervalo temporal de 2 segundos. Asimismo, se obtuvo un total de 20 intervalos de habla normal con una duración similar. La Figura 4.10 presenta una selección representativa de 10 de los episodios de bloqueo.

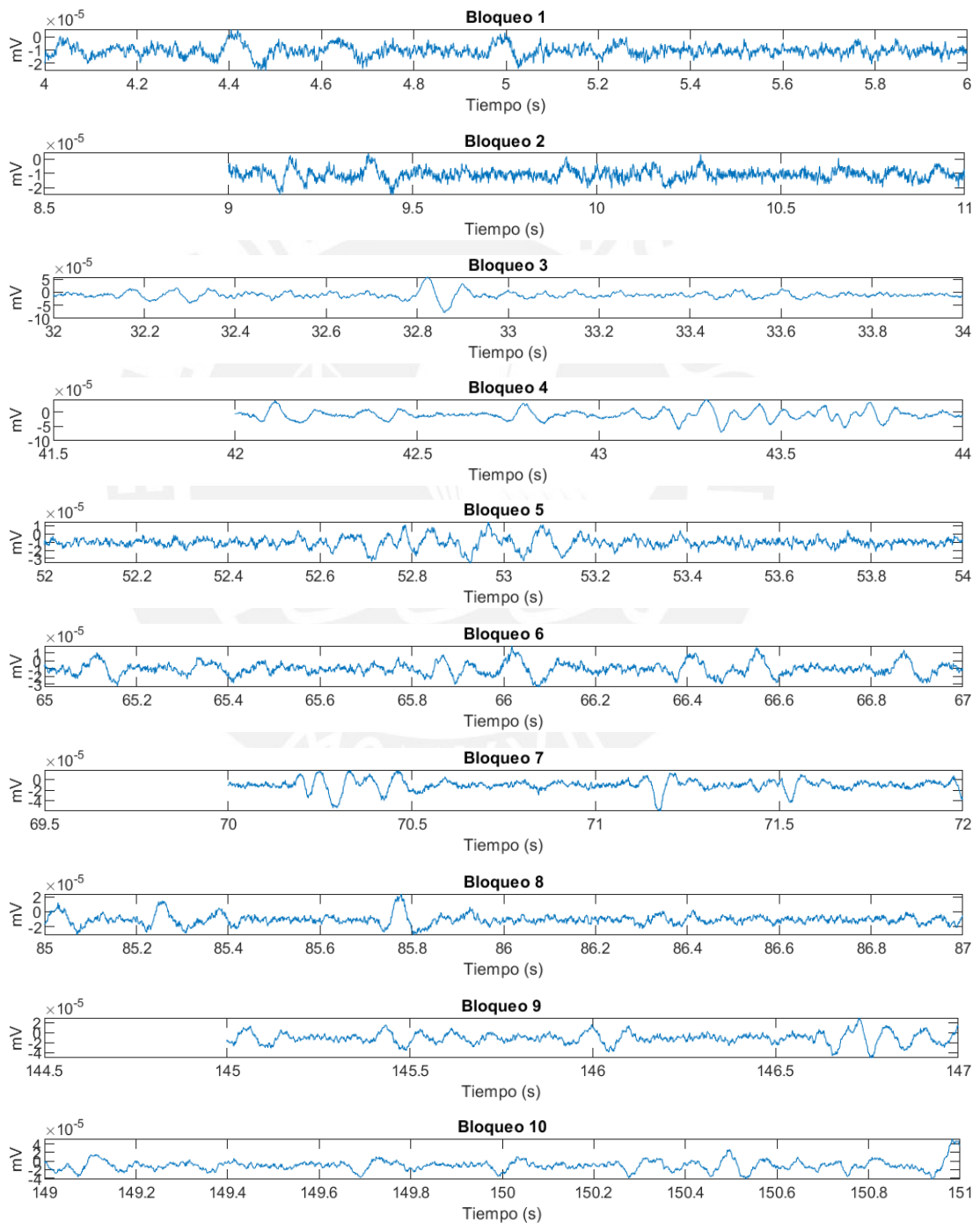


Figura 4.10: Presencia de bloqueo en la señal EMG para el músculo orbicular de la boca

4.3.2 Desarrollo del modelo de aprendizaje automático

El desarrollo de los modelos de aprendizaje automático se realizó en la plataforma “Google Colab”, la cual permitió realizar las etapas de extracción de características, desarrollo de los modelos y evaluación de desempeño con el fin de determinar cuál de los dos modelos propuestos es el más adecuado. El código de programación de ambos desarrollos se encuentra en el Anexo C.

4.3.3 Evaluación de métricas

Las evaluaciones de métricas permiten comparar los resultados de los algoritmos de clasificación considerados en el presente proyecto. La Tabla 4.3 presenta la comparativa de las métricas planteadas en pasos previos-

Tabla 4.3: Comparativa de métricas entre algoritmos

Algoritmo	Exactitud general (%)	Precisión de la clase bloqueo(%)	Sensibilidad de la clase bloqueo (%)	Puntaje F1 de clase bloqueo
KNN	87.5%	100%	75%	0.86
Red Neuronal	87.5%	80%	100%	0.89

De acuerdo con la metodología de evaluación establecida, la comparación entre los modelos KNN y red neuronal se realizó considerando la priorización de métricas en función de su relevancia para la detección de episodios de bloqueo. En primer lugar, el modelo de red neuronal presenta una mayor sensibilidad (100%) en comparación con KNN (75%), lo cual indica una mejor capacidad de detección de bloqueos reales, aspecto clave para el propósito del dispositivo. En cuanto a la precisión de la clase bloqueo, ambos modelos se mantiene igual o sobre el 80%, evidenciando una buena confiabilidad en las alertas emitidas. En conjunto con los valores de puntaje F1 y exactitud general, los resultados muestran que la red neuronal constituye la alternativa más adecuada para la implementación final, al optimizar la detección de bloqueos sin comprometer la fiabilidad de las alertas, por lo tanto, es el algoritmo escogido para su implementación en un sistema embebido.

4.3.4 Implementación del modelo en el sistema embebido

El modelo de red neuronal fue desarrollado en la plataforma “Edge Impulse”, la cual permite realizar la cuantización a 8 bits (int8) para optimizar su implementación en sistemas embebidos. La matriz de confusión luego del entrenamiento del modelo cuantizado en dicha plataforma se presenta en la Figura 4.11, donde se aprecia el porcentaje de predicciones acertadas de color verde para cada etiqueta de datos: “Bloquear” para los episodios de bloqueo y “Normal” para los datos de habla normales,

	BLOQUEAR	NORMAL
BLOQUEAR	71,4%	28,6%
NORMAL	0%	100%

Figura 4.11: Matriz de confusión generada por el modelo de red neuronal

Asimismo, la Figura 4.12 presenta una gráfica de exploración de la clasificación realizada por la red neuronal en el conjunto de datos de entrenamiento. En esta representación, cada punto corresponde a una muestra adquirida por el sensor EMG, es decir, a los datos antes del proceso de extracción de características. Los puntos de color verde y amarillo corresponden a los datos clasificados correctamente como episodios de bloqueo y habla normal respectivamente, mientras que los colores rojo y anaranjado las instancias de bloqueo y habla normal con error de predicción.

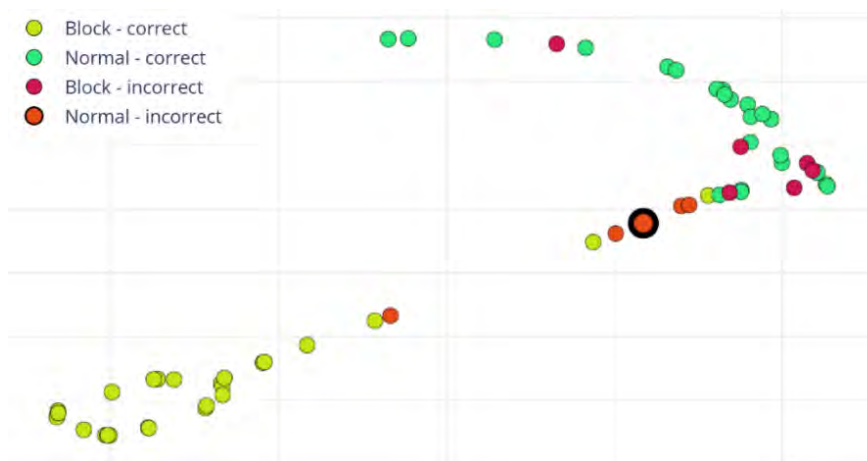


Figura 4.12: Conjuntos de datos de entrenamiento

Posteriormente, la implementación del algoritmo escogido se realizó en la plataforma “Edge Impulse”, la cual permite el desarrollo de modelos de aprendizaje automático optimizados para ser ejecutados en sistemas embebidos. La secuencia de pasos del modelo se presenta en el Anexo D.

Finalmente, la Tabla 4.4 presenta los resultados mostrados por el algoritmo aplicando las métricas descritas previamente para el conjunto de. Cabe resaltar que los resultados se consideran para modelos cuantizados a variables de 8 bits (int8), ideales para su integración en un microcontrolador. Esta cuantización permite una implementación eficiente en términos de memoria y procesamiento, facilitando la incorporación de los modelos en dispositivos de hardware con recursos limitados. Por último, la Tabla 4.5 muestra los parámetros de rendimiento en el dispositivo utilizando el motor TensorFlow Lite En términos generales, las métricas obtenidas reflejan un desempeño adecuado del modelo, con valores de precisión, sensibilidad y exactitud que evidencian una buena capacidad de clasificación entre episodios de bloqueo y habla normal, manteniendo un equilibrio entre rendimiento computacional y capacidad predictiva. Sin embargo, se observa una reducción en la sensibilidad de la clase bloqueo (de 100% a 71.4%) luego del proceso de cuantización a 8 bits. Esta disminución puede atribuirse a la pérdida de resolución numérica que ocurre durante este proceso, ya que los pesos y activaciones del modelo son representados con menor precisión. En consecuencia, es necesario el desarrollo con un mayor número de muestras permitiría mejorar la robustez del modelo sobre todo al implementarse en este tipo de sistemas.

Tabla 4.4: Evaluación de resultados predichos por el algoritmo para datos de entrenamiento

Métricas del algoritmo			
Exactitud (%)	Precisión de la clase bloqueo (%)	Sensibilidad de la clase bloqueo (%)	Puntaje F1 de la clase bloqueo
84.6%	100	71.4	0.84

Tabla 4.5: Rendimiento del algoritmo en el dispositivo

Métricas del dispositivo		
Tiempo de inferencia	Uso máximo de memoria RAM	Uso de memoria FLASH
38 ms	8.4 kB	12.5 kB

CAPÍTULO 5

PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En el presente capítulo final, se presentan los planos necesarios para la fabricación del dispositivo asistencial, los cuales se subdividen en planos de ensamble y despiece. En ese mismo sentido, se presentan los costos de diseño, manufactura y fabricación, los cuales concluyen en la estimación del precio final del dispositivo desarrollado.

5.1 Planos del dispositivo

El dispositivo asistencial desarrollado presenta un total de cinco planos: dos planos de ensamble, dos planos de despiece, y un plano electrónico. El código de identificación de cada plano se subdivide en tres elementos principales dividido bajo la configuración: XX-AX-EX. El primero (XX) hace referencia al número de plano, el segundo (AX) al formato de tamaño de plano y el tercero (EX) hace referencia al tipo de plano (E: Ensamble, D: Despiece y EL: Electrónico).

En la Tabla 5.1 se presenta un listado de los planos con su respectiva nomenclatura previamente especificada. Asimismo, los planos se encuentran en el Anexo E.

Tabla 5.1: Listado de planos

Número	Nombre	Código de identificación
1	Ensamblaje general del dispositivo asistencial para personas adultas con tartamudez	01-A2-E01
2	Ensamblaje del dispositivo asistencial para tartamudez	02-A2-E02
3	Plano de despiece del módulo de control y alarma	03-A0-D01
4	Plano de despiece del módulo adquisición de señales EMG	04-A3-D02
5	Diagrama esquemático del sistema electrónico	05-A3-EL01

5.2 Estimación de costos

La estimación de costos involucra la determinación de costos de manufactura y los costos de diseño. El primero incluye todos los costos relacionados a la fabricación del dispositivo, que abarca los costos de materiales, piezas y componentes, así como la estimación de procesos de fabricación. El segundo engloba los costos de conceptualización, el desarrollo y la ingeniería del dispositivo.

5.2.1 Costos de manufactura

a) Costo de adquisición de componentes electrónicos

La Tabla 5.2 presenta el costo de adquisición de componentes referentes al sistema electrónico del dispositivo. Cabe resaltar que, para los proveedores extranjeros como Mouser Electronics, la estimación del costo de desaduanaje e impuestos está incluida en el precio unitario, considerando que se realice un pedido completo de todos los componentes en una sola compra.

Tabla 5.2: Costos de adquisición de componentes electrónicos

Componentes electrónicos	Proveedor	Cantidad	Precio unitario (S/.)	Precio total (S/.)
EMG Myoware 2.0	Mouser Electronics	2	173.46	346.92
Batería LiPo 750mAh	Naylamp electronic	1	20.00	20.00
XIAO nRF52840 Sense	Mouser Electronics	1	66.00	66.00
Mini motor FIT0774	Mouser Electronics	1	4.30	4.30
Módulo cargador TP4056	Naylamp electronic	1	10.00	10.00
Switch	Naylamp electronic	2	3.00	3.00
			Total (S/.)	450.22

Asimismo, se utilizó la tasa de cambio oficial del dólar estadounidense de 3.38, publicada por la SUNAT correspondiente al día de adquisición de los componentes (19 de octubre de 2025).

b) Costo de fabricación

La fabricación de las piezas del presente proyecto se realizó mediante impresión 3D. En ese sentido, la Tabla 5.3 presenta la cotización de manufactura de dichas piezas realizadas con un proveedor externo.

Tabla 5.3: Costos de fabricación de piezas

Piezas en impresión 3D	Material usado (gr)	Precio total (S/.)
Base del módulo de control	8	6.00
Tapa de protección del módulo de control	8	6.00
Base del módulo de batería	12	8.50
Tapa de protección del módulo de batería	12	8.50
Base de la orejera	15	12.00
Tapa de la orejera	13	9.50
Conector auricular	3	3.50
Banda auricular	10	9.50
Deslizadera	7	5.00
Sistema de protección de la deslizadera	7	5.00
Base de protección del módulo de adquisición	4	3.50
Tapa de protección del módulo de adquisición	2	2.50
Total (S/.)		79.50

c) Costo de servicio

El costo de servicio para este proyecto involucra el desarrollo en físico de la placa PCB del dispositivo. Para ello, la Tabla 5.4 presenta dicha estimación.

Tabla 5.4: Costo de servicio

Concepto	Precio total (S/.)
Servicio de fabricación y montaje de placa PCB	50.00
Total (S/.)	50.00

d) Costo de ensamble y pruebas

El costo de ensamble y pruebas se estima según el tiempo requerido para el encaje de las piezas, considerando las características del proceso de impresión 3D. Se estima un

promedio de 20 horas dedicadas por el tesista, considerando una hora hombre de S/. 28.25, lo que representa un subtotal de S/. 565.00. Además, se considera una pérdida de material del 30% valor total de S/. 23.85. Por tanto, el costo total estimado de ensamble y pruebas asciende a S/. 588.85.

5.2.2 Costos de diseño

El costo de diseño determina el tiempo de ideación de la propuesta de diseño total, siguiendo la metodología planteada. En ese sentido, se estima el tiempo total que se requirió para el desarrollo de este proyecto en 320 horas, asumiendo un total de 16 semanas de trabajo para un total de 20 horas semanales. El desglose de costos se realiza según las actividades realizadas que incluyen costo de la investigación del estado de la tecnología (2 semanas), costo del diseño conceptual (4 semanas), costo del diseño a nivel biomecatrónico (9 semanas), así como la asesoría especializada recibida durante cada una de las fases. El costo hora/hombre del tesista se estima como dos remuneraciones vitales que ascienden a S/. 2260, regido bajo decreto N°06-2024-TR, equivalente a S/. 28.25 por hora. Asimismo, se considera un costo de hora/hombre de S/. 100 por hora para el supervisor especializado. La Tabla 5.5 presenta el cálculo de los costos de diseño planteados.

Tabla 5.5: Costo de diseño

Concepto	Duración (horas)	Costo hora/hombre (S/.)	Precio total (S/.)
Estado de la tecnología	40	28.25	1,130.00
Diseño conceptual	80	28.25	2,260.00
Diseño a nivel biomecatrónico	180	28.25	5,085.00
Asesoría de ingeniería especializada	20	100	2,000.00
		Total (S/.)	10,475.00

5.2.3 Costo total

A modo de resumen, se presentan los costos de manufactura y diseño. La Tabla 5.6 muestra el costo total de manufactura como la suma de costos de adquisición, fabricación, servicio y ensamblaje. Cabe resalta que se incluye un factor de costos por imprevistos y logística del 10% del valor final en dicha estimación.

Tabla 5.6: Costo estimado para la manufactura del dispositivo

Descripción	Costo obtenido (S/.)
Costo de adquisición	450.22
Costo de fabricación	79.50
Costo de servicio	50.00
Costo de ensamble y pruebas	588.85
Costo por imprevistos y logística (10%)	116.86
Total (S/.)	1,285.43

Asimismo, el costo de diseño se estimó en S/. 10,475.00 el cual considera los siguientes procesos: evaluación del estado de la tecnología, diseño conceptual, desarrollo a nivel biomecatrónico y la asesoría de ingeniería especializada. Cabe resaltar que este valor tiene carácter referencial, ya que corresponde al desarrollo de un único dispositivo, por lo que podría variar en caso se desarrolle un mayor número de dispositivos con el mismo diseño planteado.

Finalmente, si consideramos el costo de manufactura (S/. 1,285.43) y el costo de diseño (S/. 10,475.00), se concluye que el dispositivo propuesto presenta un costo competitivo respecto al estado actual de la tecnología de dispositivos asistencial para la tartamudez. Esto sugiere que este enfoque desarrollo ofrece una línea de innovación eficiente y sostenible dentro del mercado actual.

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- El uso de electromiografía en la tartamudez para el desarrollo de dispositivos asistenciales es una estrategia necesaria y, hasta la fecha de creación de este documento de tesis, no existe una comparación de proyectos similares en el estado de la tecnología con enfoque de diseño de dispositivos. Por ello, la validación de este proyecto se basa en resultados preliminares obtenidos mediante un prototipo con información de un único participante.
- El controlador proporciona una señal de pulso modulado que permite ajustar las vibraciones según la intensidad deseada. Dicha señal enviada al actuador permite el control preciso de la frecuencia y amplitud de las vibraciones, e incluso se puede modificar fácilmente en tiempo real según las condiciones del entorno o las preferencias del usuario.
- La finalidad de desarrollar el prototipo fue reconocer la capacidad de los componentes para cumplir con los requerimientos planteados. Durante este proceso, se observó que las señales EMG presentaron susceptibilidad al ruido y se evidenciaron limitaciones referentes a capacidad de memoria y procesamiento de microcontroladores existentes en el mercado. Por ello, la validación real del dispositivo en un usuario se consideró fuera del alcance del presente documento y se optó por demostrar resultados preliminares mediante una validación del algoritmo que permita demostrar que las métricas de precisión y optimización del algoritmo fueran adecuadas.
- El diseño del algoritmo de control se realizó en una plataforma dedicada al aprendizaje automático cuantizable para microcontroladores, sin embargo, no es un entorno especializado para el control de características y algoritmos de control. Adicionando la adquisición de datos de un mayor número de participantes, otra propuesta de mejora recae en el uso de programación especializada en “machine learning” para la configuración detallada de características, lo que permitirá aumentar la robustez y la generalización de la propuesta planteada.

CONCLUSIONES

La necesidad tecnológica de dispositivos asistenciales que permitan reconocer episodios de bloqueos de la tartamudez se sustentó a través del desarrollo del presente dispositivo, el cual utiliza señales electromiográficas y un sistema de alarma háptico para reconocer y advertir las fases de tartamudeo del usuario. Este enfoque permite generar estrategias de terapia personalizadas basadas en dichas detecciones.

El desarrollo del dispositivo planteado ha logrado cumplir los requerimientos propuestos gracias a la aplicación articulada y estructurada de las normas VDI 2225 y VDI 2221 para etapas de diseño conceptual, y la norma VDI 2206 para el diseño biomecánico e ingeniería de detalle, promoviendo la interacción entre dominios mecánico, electrónico y de control.

El dispositivo cuenta con una autonomía de 3 horas y un tamaño ajustado a las medidas antropométricas de la cara. Además, la selección de componentes electrónicos permitió cumplir con la funcionalidad de los sistemas de adquisición, control y alarma. Asimismo, los materiales escogidos permitieron obtener un dispositivo ligero, manteniendo las propiedades mecánicas necesarias para su fabricación.

Además, se emplearon las señales adquiridas de bloqueo y habla normal obtenidas de un único participante para desarrollar un algoritmo personalizado de aprendizaje automático supervisado bajo el modelo de clasificación por entrenamiento de redes neuronales. Las métricas preliminares obtenidas a partir del conjunto de datos mostraron un 84.6% de precisión total, 100% de precisión, 71.4% de sensibilidad y un valor de puntaje F1 de 0.84. Estos resultados se consideran adecuados para una validación inicial del dispositivo; no obstante, no se discuten en detalle, ya que el objetivo principal de esta etapa fue verificar el funcionamiento preliminar del algoritmo y del conjunto de datos.

El costo total del dispositivo se compone de dos componentes principales: el costo de manufactura (S/. 1,285.43), que incluye costo de adquisición, costo de fabricación, costo de servicio, costo de ensamble, así como gastos por imprevistos; y el costo de diseño (S/. 10,475.00).

BIBLIOGRAFÍA

- [ANDRADE,2006] Andrade, C. R. F. de. (2006). Gagueira infantil: risco, diagnóstico e programas terapêuticos. Barueri: Pró-Fono.
- [ALHALABI,2022] Alhalabi, B., Taylor, J., Sanghvi, H. A., & Pandya, A. S. (2022). A Proposed Framework for Stutter Detection: Implementation on Embedded Systems. In 2022 IEEE World Conference on Applied Intelligence and Computing (AIC) (pp. 829-833). IEEE. doi:10.1109/AIC55036.2022.9848966
- [AVILA,2007] Ávila Chaurand, R., Prado León, L. R., González Muñoz, E. L., & Universidad de Guadalajara Centro de Investigaciones en Ergonomía. (2001). Dimensiones antropométricas de población latinoamericana : méxico, cuba, colombia, chile (1.). Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía.
- [BAIAN 2017] Stuttering. (2017, March 6). NIDCD. <https://www.nidcd.nih.gov/health/stutterings>
- [BAXTER,2015] Baxter, S., Johnson, M., Blank, L., Cantrell, A., Brumfitt, S., Enderby, P., & Goyder, E. (2015). The state of the art in non-pharmacological interventions for developmental stuttering. Part 1: A systematic review of effectiveness. International Journal of Language & Communication Disorders, 50(5), 676-718. doi:10.1111/1460-6984.12171
- [BEHAVENET,2023] BehaveNet (2023). Stuttering treatment devices [Online]. Available: <https://www.behavenet.com/electroglottograph>

- [BERROSPI,2018] Berrospi Valdivia, M., Sánchez Reyes, C. E. & Cardozo Solano, K. P. (2018). "Incidencia de la disfluencia en la calidad de vida en adultos que asisten al centro peruano de audición, lenguaje y aprendizaje (CPAL)". [Tesis de maestría, Pontificia Universidad Católica del Perú]. <http://hdl.handle.net/20.500.12404/12046>
- [BLOCK,2004] Block, S., Onslow, M., Roberts, R., & White, S. (2004). Control of stuttering with EMG feedback. *Advances in Speech Language Pathology*, 6(2), 100-106. doi:10.1080/14417040410001708521
- [BRUNDAGE, 2021] Brundage, S. B., Ratner, N. B., Boyle, M. P., Eggers, K., Everard, R., Franken, M.-C., Kefalianos, E., Marcotte, A. K., Millard, S., Packman, A., Vanryckegehem, M., & Yaruss, J. S. (2021). Consensus Guidelines for the Assessment of Individuals Who Stutter Across the Lifespan. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 30(6), 2379-2393. https://doi.org/10.1044/2021_AJSLP-21-00107
- [BUKHARI, 2020] Bukhari, W. M., Yun, C. J., Kassim, A. M., & Tokhi, M. O. (2020). Study of K-Nearest Neighbour Classification Performance on Fatigue and Non-Fatigue EMG Signal Features. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, 11(8). <https://doi.org/10.14569/IJACSA.2020.0110806>
- [CALDERON, 2018] Calderon, C. A., Jaramillo, L., Zuñiga, J., Hernandez, W., & Rivas-Echeverría, F. (2018). A Neural Network embedded system for real-time identification of EMG signals. 2018 IEEE International Conference on Automation/XXIII Congress of the Chilean Association of Automatic Control (ICA-ACCA), 1-7. <https://doi.org/10.1109/ICA-ACCA.2018.8609747>
- [CRAIG,1982] Craig, A. R., & Cleary, P. J. (1982). Reduction of stuttering by young male stutterers using EMG feedback. *Biofeedback and Self-regulation*, 7(3), 241-255. doi:10.1007/BF00998918

- [CRAIG,1996] Craig, A., Hancock, K., Chang, E., McCreedy, C., Shepley, A., McCaul, A., Costello, D., Harding, S., Kehren, R., Masel, C., & Reilly, K. (1996). A controlled clinical trial for stuttering in persons aged 9 to 14 years. *Journal of speech and hearing research*, 39(4), 808–826. <https://doi.org/10.1044/jshr.3904.808>
- [DAS,2020] Das, A., Mock, J., Chacon, H., Irani, F., Golob, E. J., & Najafirad, P. (2020). Stuttering Speech Disfluency Prediction using Explainable Attribution Vectors of Facial Muscle Movements. CoRR, abs/2010.01231. Retrieved from <https://arxiv.org/abs/2010.01231>
- [DENNY,1992] Denny, M., & Smith, A. (1992). Gradations in a pattern of neuromuscular activity associated with stuttering. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 35(6), 1216-1229. doi:10.1044/jshr.3506.1216
- [DHIVYA,2021] Dhivya Priya, E. L., Karthik, S., Sharmila, A., & Anand, K. R. G. (2021). Design of Anti-Stuttering Device with Silence Ejection Speech algorithm using Arduino. In 2021 Third International Conference on Inventive Research in Computing Applications (ICIRCA) (pp. 139-142). IEEE. doi:10.1109/ICIRCA51532.2021.9545066
- [ERICKSON, 2016] Erickson, S., Block, S., Menzies, R., O'Brian, S., Packman, A., & Onslow, M. (2016). Standalone Internet speech restructuring treatment for adults who stutter: A phase I study. *International journal of speech-language pathology*, 18(4), 329–340. <https://doi.org/10.3109/17549507.2015.1101156>
- [FERNANDEZ,2016] Fernández Martín, M., Calet Ruiz, N. & González, J. A. (2016). Nuevas tecnologías empleadas en la intervención de la tartamudez: una revisión. *Revista de Investigación en Logopedia*, 6(2), 88-106. ISSN-e 2174-5218.

- [GILA,2009] Gila, L., Malanda, A., Rodríguez Carreño, I., Rodríguez Falces, J., & Navallas, J.. (2009). Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, 32(Supl. 3), 27-43. Recuperado en 07 de julio de 2024, de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000600003&lng=es&tlng=es.
- [GUITAR,2013] Guitar, B. (2014). *Stuttering: An Integrated Approach to Its Nature and Treatment*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. ISBN: 9781451189285. [Google Books link: <https://books.google.com.pe/books?id=4NinmwEACAAJ>]
- [HENLEY,2020] Henley, C. (2020). *Lip EMG response to stuttering* (Master's thesis). University of Alabama. Retrieved from <http://ir.ua.edu/handle/123456789/6998>
- [HERNÁNDEZ,2014] Hernández Jaramillo, J., & Gil Lozada, Y. (2014). Efectos de la retroalimentación auditiva retardada en los patrones de tartamudez. *Revista Ciencias De La Salud*, 12(2), 243-251. <https://doi.org/10.12804/revsalud12.2.2014.09>
- [HUMENIUK, 2017] Humeniuk, E., & Tarkowski, Z. (2017). Overview of research over the efficiency of therapies of stuttering. *Polish Annals of Medicine*, 24(1), 99-103–103. <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1016/j.poamed.2016.11.007>
- [JOUAITI,2022] Jouaiti, M., & Dautenhahn, K. (2022). Dysfluency Classification in Stuttered Speech Using Deep Learning for Real-Time Applications. In *ICASSP 2022 - 2022 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)* (pp. 6482-6486). IEEE. doi:10.1109/ICASSP43922.2022.9746638
- [KEHOE,2011] Kehoe, T. D. (2011). *Electronic Speech Treatment Device Providing Altered Auditory Feedback and Biofeedback* (Patent No. US20110257464A1). Fecha de publicación: 20 de octubre de 2011.

- [LAIHO, 2022] Laiho, A., Elovaara, H., Kaisamatti, K., Luhtalampi, K., Talaskivi, L., Pohja, S., ... Vuorio, E. (2022). Stuttering interventions for children, adolescents, and adults: A systematic review as a part of clinical guidelines. *Journal of Communication Disorders*, 99, 106242. <https://doi.org/10.1016/j.jcomdis.2022.106242>
- [LANGEVIN, 2010] Marilyn Langevin, Ann Packman, & Mark Onslow. (2010). Parent perceptions of the impact of stuttering on their preschoolers and themselves. *Journal of Communication Disorders*, 43(5), 407-423. <https://doi.org/10.1016/j.jcomdis.2010.05.003>
- [LIESHOUT, 1993] P. van Lieshout, H. Peters, C. Starkweather, W. Hulstijn, "Physiological Differences Between Stutterers and Nonstutterers in Perceptually Fluent Speech" in *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, Feb. 1993 [Online]. Available: <https://doi.org/10.1044/jshr.3601.55>
- [LIM, 2022] Lim Wan Ting, E., Chai, A., & Lim Phei Chin, L. (2022). A review on EMG signal classification and applications. *International Journal of Signal Processing Systems*, 10(1), 1–6. <https://doi.org/10.18178/ijsp.10.1.1-6>
- [MANJUTHA, 2019] Manjutha, M., Subashini, P., & Krishnaveni, M. (2019). Analysis on Regularity of Speech Energy based on Optimal Thresholding for Tamil Stuttering Dataset. In 2019 IEEE International Smart Cities Conference (ISC2) (pp. 143-149). IEEE. doi:10.1109/ISC246665.2019.9071726
- [MARIN, 2024] Marin, E., Unsihuay, N., Abarca, V. E., & Elias, D. A. (2024). Identification of the Biomechanical Response of the Muscles That Contract the Most during Disfluencies in Stuttered Speech. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 24(8), 2629. <https://doi.org/10.3390/s24082629>
- [MORENO, 2017] Moreno, A. Procesado avanzado de señal EMG. Universidad Carlos III de Madrid. Trabajo Fin de Grado. Setembre, 2017 [En línea]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10016/28105>

- [PRADO,2007]. Prado, M., & Roa, L. M. (2007). Wearable real-time and adaptive feedback device to face the stuttering: a knowledge-based telehealthcare proposal. *Studies in health technology and informatics*, 127, 147–156.
- [PRADO,2012] Prado Velasco, M. A. (2012). Dispositivo adaptativo y multimodal de realimentación auditiva alterada para la tartamudez basado en un avatar neurofisiológico (Patente No. ES 2391054 B1). Oficina de Patentes y Marcas de España. Fecha de solicitud: 8 de diciembre de 2010. Fecha de publicación: 21 de noviembre de 2012. Fecha de concesión: 11 de noviembre de 2013.
- [PANZARINO,2022] Panzarino, R., Vanryckeghem, M., & Vestner, T. (2022). The relationship between speaking-related and social anxiety in adults who stutter. Poster session presented at 2022 ASHA Convention, New Orleans, Louisiana, United States.
- [RAAD,2021] Raad, H. (2021). Product Development and Design Considerations. In *Fundamentals of IoT and Wearable Technology Design* (pp. 119-138). IEEE. <https://doi.org/10.1002/9781119617570.ch6>
- [RAEZ,2006] Raez, M. B., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8, 11–35. <https://doi.org/10.1251/bpo115>
- [SAHA,2022] S. S. Saha, S. S. Sandha, & M. Srivastava. (2022). Machine Learning for Microcontroller-Class Hardware: A Review. *IEEE Sensors Journal*, 22(22), 21362-21390. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2022.3210773>
- [SHEIKH,2022] S.Sheikh, Md.Sahidullah, F.Hirsch, S.Ouni, "Robust Sheikh, S. A., Sahidullah, M., Hirsch, F., & Ouni, S. (2022). Robust Stuttering Detection via Multi-task and Adversarial Learning. *arXiv preprint arXiv:2204.01735*.

- [SINGER, 2020] Singer, CM, Hessling, A., Kelly, EM, Singer, L. y Jones, RM (2020). Características clínicas asociadas con la persistencia de la tartamudez: un metanálisis. *Revista de investigación del habla, el lenguaje y la audición* , 63 (9), 2995–3018. https://doi.org/10.1044/2020_JSLHR-20-00096
- [SOSTERUD, 2019] Sønsterud, H., Feragen, K. B., Kirmess, M., Halvorsen, M. S., & Ward, D. (2019). What do people search for in stuttering therapy: Personal goal-setting as a gold standard? *Journal of Communication Disorders*, 85, Article 105944. <https://doi.org/10.1016/j.jcomdis.2019.105944>
- [SPIEWAK, 2018]. MdRasedul, C. S. (2018). A Comprehensive Study on EMG Feature Extraction and Classifiers. *Open Access Journal of Biomedical Engineering and Its Applications*, 1(1), 001-010. <https://lupinepublishers.com/biomedical-sciences-journal/fulltext/a-comprehensive-study-on-eMG-feature-extraction-and-classifiers.ID.000104.php>
- [STUTTERING, 2017] Perez, H. R., & Stoeckle, J. H. (2016). Stuttering: Clinical and research update. *Canadian Family Physician Medecin de Famille Canadien*, 62(6), 479–484. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4907555/>
- [STEINBERG-SHAPIRA,2017] Steinberg-Shapira, S., & Shapira, Y. (2017). Method and device for stuttering alleviation (Patent No. US9826929B2). United States. Fecha de publicación: 28 de noviembre de 2017.
- [TICHENOR,2021] Tichenor, S. E., & Yaruss, J. S. (2021). Variability of Stuttering: Behavior and Impact. *American journal of speech-language pathology*, 30(1), 75–88. https://doi.org/10.1044/2020_AJSLP-20-00112
- [TOVAR,2003] T.Tovar, P.Fernández, Estudio de Consulta Nacional sobre Discapacidad (CONADIS).2003.Lima-Perú

- [VAN DER WOUDE,2020] Van der Woude, W., Tetteroo, D., & Liang, R.-H. (2020). Presley: Designing Non-Obtrusive Tactile Rhythmic Wearable Devices for Improving Speech Fluency. In Companion Publication of the 2020 ACM Designing Interactive Systems Conference (pp. 97-103). Association for Computing Machinery. doi:10.1145/3393914.3395880
- [VEREIN DEUTSCHER INGENIEURE, 1998] Verein Deutscher Ingenieure. (1998). VDI 2225 Blatt 2: Design engineering methodics – Tables for engineering design at optimum cost [Technical rule]. VDI.
- [VEREIN DEUTSCHER INGENIEURE, 2019] Verein Deutscher Ingenieure. (2019). VDI 2221 Blatt 1: Design of technical products and systems – Model of product design [Technical rule]. VDI Verlag.
- [VEREIN DEUTSCHER INGENIEURE, 2021] Verein Deutscher Ingenieure & Verband der Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik. (2021). VDI/VDE 2206: Development of mechatronic and cyber-physical systems [Technical rule]. VDI.
- [VILLEGAS,2019] Villegas, B., Flores, K. M., Jose Acuna, K., Pacheco-Barrios, K., & Elias, D. (2019). A Novel Stuttering Disfluency Classification System Based on Respiratory Biosignals. In Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 4660-4663). IEEE. doi:10.1109/EMBC.2019.8857891
- [WALSH, 2013] Walsh, B., & Smith, A. (2013). Oral electromyography activation patterns for speech are similar in preschoolers who do and do not stutter. Journal of speech, language, and hearing research : JSLHR, 56(5), 1441–1454. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2013\)12-0177](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2013)12-0177)
- [XI, 2018]. Xi, X., Tang, M., Miran, S. M., & Luo, Z. (2017). Evaluation of Feature Extraction and Recognition for Activity Monitoring and Fall Detection Based on Wearable sEMG Sensors. Sensors (Basel, Switzerland), 17(6), 1229. <https://doi.org/10.3390/s17061229>

- [YAIRI,2013] Yairi, E., & Ambrose, N. (2013). Epidemiology of stuttering: 21st century advances. *Journal of fluency disorders*, 38(2), 66–87. <https://doi.org/10.1016/j.jfludis.2012.11.002>
- [ZHANG,2013]. Zhang, J., Dong, B., & Yan, Y. (2013). A Computer-Assist Algorithm to Detect Repetitive Stuttering Automatically. In 2013 International Conference on Asian Language Processing (pp. 249-252). IEEE. doi:10.1109/IALP.2013.32



ANEXO A
DICTAMEN N° 186-2024
PROTOCOLO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
ADQUISICIÓN DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DE LOS MÚSCULOS DE
LA CARA PARA UN PARTICIPANTE CON TARTAMUDEZ

Estimado/a participante,

Le pedimos su apoyo en la realización de una investigación que tiene como objetivo capturar información de la actividad eléctrica de los músculos de la cara, durante la realización de algunas tareas de lectura y fonación. Dicha adquisición de la actividad eléctrica de los músculos, conocida como electromiografía de superficie (sEMG), será realizada mediante sensores electromiográficos de marca “EMG myoware 2.0”. Estos sensores se colocarán sobre la piel que recubre los músculos mediante electrodos de Ag/AgCl, los cuales cuentan con un gel adhesivo para su fijación. En la Figura A1 se muestra sobre qué músculos se posicionarán dichos sensores.

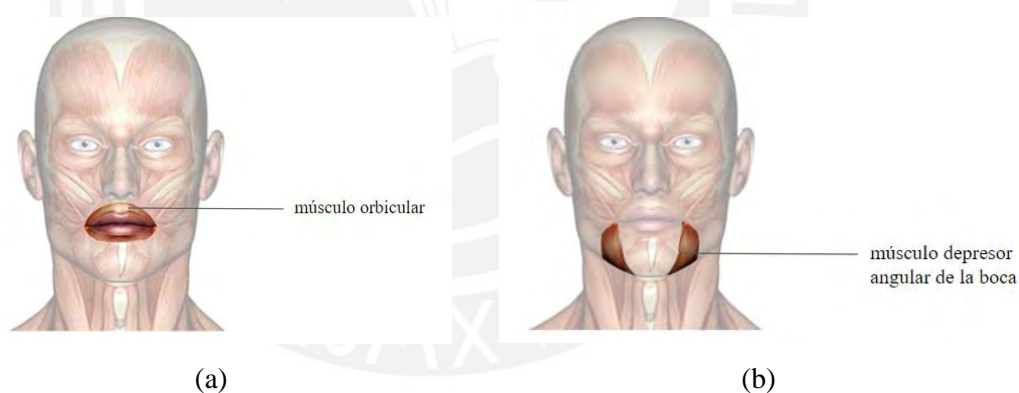


Figura A1. Músculos sobre los que se posicionan los sensores

Los datos adquiridos se utilizarán para el entrenamiento de un algoritmo de detección de los episodios de bloqueo de la tartamudez, que posteriormente se utilizará para el desarrollo de un dispositivo asistencial que busque reconocer y advertir los episodios de bloqueo. En este sentido, se entiende que su participación es completamente voluntaria. Si decide participar en este proceso de adquisición de datos, se le invitará a realizar una secuencia de pruebas y ejercicios verbales de nivel oral y escrito, el cual será realizado por intermedio del investigador acompañante, quien previamente evalúa si usted cumple con los criterios de involucración establecidos para este proyecto. Una

vez que haya pasado los criterios de inclusión y exclusión, se le proporcionarán instrucciones preestablecidas referentes a las coordinaciones necesarias para la recolección de datos.

Una vez se encuentre en el laboratorio, se le solicitará realizar diferentes tareas, las cuales se realizarán en un entorno seguro como sería un aula de la universidad:

- a) Datos personales: Primeramente, deberá responder información básica previa referente a datos personales, los cuales serán necesarios para que se familiarice con el tipo de preguntas la filiación del participante y adaptación. Cabe resaltar que este tipo de datos no serán almacenados ni utilizados. Las preguntas incluyen: el nombre y apellido, fecha de nacimiento, edad, sexo, lugar de nacimiento, grado de instrucción y lugar de procedencia. Tiempo aproximado de la adquisición de datos 3 minutos.
- b) Habla espontánea: Obtendrá una imagen de un dibujo y deberá describir por un tiempo de 3 minutos las características principales observadas en dicho dibujo. Tiempo aproximado de la adquisición de datos 5 minutos. Además, deberá realizar una corta exposición sobre un tema de interés considerando el valor mínimo 3 minutos.
- c) Lectura: Realizará la lectura en voz alta de un material proporcionado por el investigador por un tiempo no menor a 3 minutos.

En simultáneo a la realización de las tareas, se le grabará, en caso dé su consentimiento para ello, en un formato de video a través de una cámara fotográfica para registrar sus patrones del habla. La confidencialidad de su persona y de su información será protegida gracias a un control exhaustivo de acceso de información. Asimismo, se han identificado riesgos mínimos por participar en este estudio. El test de tartamudez no presenta riesgo. Sin embargo, existe un riesgo bajo para las personas con alergias a los metales; si no es su caso, no debe preocuparse y si no lo sabe y presenta algún síntoma de alergia en la piel, se le derivará a un centro especializado. Asimismo, si durante la realización del protocolo experimental presenta algún problema de estrés y ansiedad se le preguntará si desea continuar con las pruebas o si requiere algún tipo de apoyo

adicional. La prioridad es asegurar su bienestar y comodidad, por lo cual tomaremos medidas específicas según sus necesidades y preferencias.

Posteriormente, se le programará una segunda sesión en la cual se realizará el mismo procedimiento anterior, con el fin de validar la funcionalidad del algoritmo de detección elaborado. Para esta etapa, se utilizará el dispositivo asistencial mostrado en la Figura A2.

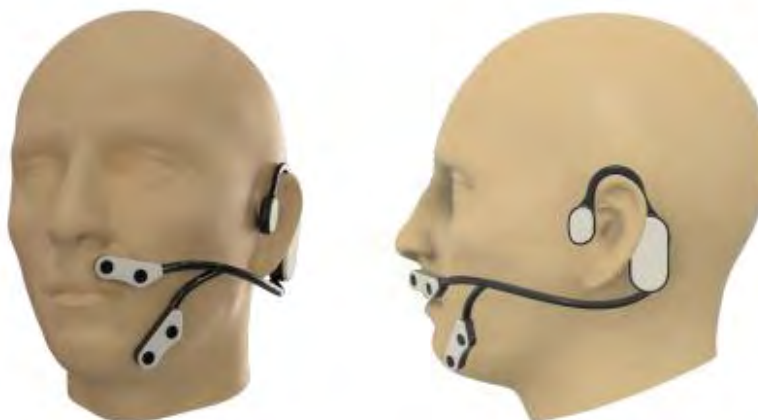


Figura A2. Orientación visual para la colocación del dispositivo asistencial

Los datos recolectados de su persona serán protegidos y serán totalmente confidenciales. Toda su participación quedará registrada y guardada en una carpeta de Google Drive de acceso restringido, donde sólo los investigadores del estudio podrán acceder. Toda información recopilada será almacenada y custodiada en el Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada (LIBRA) de la Pontificia Universidad Católica del Perú. Además, quienes deseen tener acceso a los datos, deben cumplir los siguientes criterios: presentar información de datos del investigador, demostrar el interés en los datos del proyecto únicamente con fines académicos, declaración de no presentar conflicto de interés y determinar el tiempo de acceso a datos.

Si tuviera alguna duda adicional o reclamo, no dude en contactarse con el Comité de Ética de la Investigación para Ciencias de la Vida y Tecnologías (CEI-CVyTech) de la Pontificia Universidad Católica del Perú al teléfono 319-0000 Anexo 2271.

Usted recibirá una copia firmada de este documento.

Si está de acuerdo con su participación, proceda a completar los siguientes datos:

Nombre completo del (de la) participante	Firma	Fecha
---	--------------	--------------

Nombre del Investigador responsable	Firma	Fecha
--	--------------	--------------



ANEXO B
FICHA DE CONSENTIMIENTO FOTOGRÁFICO PARA LA ADQUISICIÓN
DE DATOS AUDIOVISUALES

Versión 1 Fecha 21/04/24

Yo, _____,
con D.N.I. ó Carnet de Extranjería: _____, y domiciliado (a) en
_____ doy mi consentimiento para que
realicen una grabación de video y audio durante el procedimiento experimental del
presente estudio. Por la presente autorizo el uso con fines académicos.

Además, entiendo que los datos de grabación no serán divulgados ni compartidos con
personas que no formen parte del equipo de investigación. Del mismo modo, si elijo
rescindir de esta autorización, no se permitirá el uso futuro de los videos y audios en
los que aparezco.

DERECHOS:

- Puedo solicitar que cese la filmación o grabación en cualquier momento –
- Puedo rescindir de la autorización
- Puedo inspeccionar u obtener una copia de las grabaciones obtenidas

Firma del participante _____

ANEXO C

Código de los modelos de aprendizaje automático en Google Colab



CLASIFICADOR

November 6, 2025

1 Entrenamiento de Modelos de Aprendizaje Automático para Dispositivo de Bloqueo de la Tartamudez

```
[ ]: import numpy as np
import pandas as pd
import glob
import os
import matplotlib.pyplot as plt
import seaborn as sns
from sklearn.model_selection import train_test_split
from sklearn.preprocessing import StandardScaler
from sklearn.neighbors import KNeighborsClassifier
from sklearn.metrics import confusion_matrix, classification_report, \
    accuracy_score
from sklearn.neural_network import MLPClassifier
from sklearn.metrics import confusion_matrix, classification_report, \
    accuracy_score
```

```
[ ]: from google.colab import drive
drive.mount('/content/drive')
Datos = '/content/drive/MyDrive/EMG_datos'
```

Mounted at /content/drive

```
[ ]: def extraer_caracteristicas(sig):
    sig = np.array(sig)

    # EMG Integrada
    IEMG = np.sum(np.abs(sig))

    # Amplitud de Willison
    # Se define un umbral de activación como un 10% del máximo valor absoluto
    WAMP = 0
    th = 0.1 * np.max(np.abs(sig))
    for i in range(0, len(sig)-1):
        if np.abs(sig[i]-sig[i+1]) >= th:
            f = 1
```

```

else:
    f = 0
    WAMP = WAMP + f

# Paso por cero (ZC)
# umbral para evitar cruces por ruido
threshold = 0.0001 * np.max(np.abs(sig))
ZC = 0
for i in range(len(sig) - 1):
    # Detecta cambio de signo y evita ruido con umbral
    if (sig[i] * sig[i+1] < 0) and (abs(sig[i] - sig[i+1]) >= threshold):
        ZC += 1

return [IEMG, ZC, WAMP]

```

```

[ ]: def cargar_datos_y_extraer(pref, etiqueta):

    #carga de archivos segun prefijo
    archivos = glob.glob(os.path.join(Datos, f"{pref}_*.csv"))
    data = []

    #extracción de características
    for archivo in archivos:
        df = pd.read_csv(archivo)
        #extracción de columna de datos de cada archivo
        sig = df['Block1'].values
        características = extraer_caracteristicas(sig)
        data.append(características + [etiqueta])

    return pd.DataFrame(data, columns=['IEMG', 'ZC', 'WAMP', 'ETIQUETA'])

```

Preprocesamiento y preparación del conjunto de datos

```

[ ]: # 1. Carga y extracción de características

bloqueo_df = cargar_datos_y_extraer("Bloqueo", "Bloqueo")
habla_df = cargar_datos_y_extraer("Normal", "Normal")

[ ]: # 2. Unión del conjunto de datos (dataset)

dataset = pd.concat([bloqueo_df, habla_df], ignore_index=True)
dataset

```

```

[ ]:
      IEMG   ZC   WAMP  ETIQUETA
0  13.352860  240  2211   Bloqueo
1   0.054785  301   726   Bloqueo
2   1.070051  240  2055   Bloqueo

```

3	6.517749	240	1306	Bloqueo
4	18.874257	240	1706	Bloqueo
5	0.849837	265	17	Bloqueo
6	18.680162	240	1780	Bloqueo
7	17.362732	240	2222	Bloqueo
8	1.268290	239	1848	Bloqueo
9	1.005676	240	1487	Bloqueo
10	18.759565	240	1750	Bloqueo
11	14.918775	236	2366	Bloqueo
12	11.009458	235	931	Bloqueo
13	18.709158	240	1773	Bloqueo
14	0.068434	275	410	Bloqueo
15	0.237887	242	351	Bloqueo
16	0.568517	240	1059	Bloqueo
17	0.564623	240	254	Bloqueo
18	13.034573	236	1200	Bloqueo
19	18.668248	240	1784	Bloqueo
20	0.065667	108	0	Normal
21	0.072039	103	0	Normal
22	0.061348	42	0	Normal
23	0.059337	131	0	Normal
24	0.137513	92	2	Normal
25	0.113310	90	0	Normal
26	0.046346	90	372	Normal
27	0.095271	90	6	Normal
28	0.047160	130	326	Normal
29	0.065667	108	0	Normal
30	0.045423	25	222	Normal
31	0.047668	147	333	Normal
32	0.047938	112	373	Normal
33	0.174690	62	3	Normal
34	0.072129	90	0	Normal
35	0.046104	30	228	Normal
36	1.187439	220	5	Normal
37	0.047327	90	9	Normal
38	0.059739	125	0	Normal
39	0.052567	58	0	Normal

```
[ ]: # 3. Preparación de las etiquetas para el modelo
```

```
X = dataset[['IEMG', 'ZC', 'WAMP']]
y = dataset['ETIQUETA'].map({'Normal': 0, 'Bloqueo': 1})
y

# Estandarización de características
escalar = StandardScaler()
```

```
x_scal = escalar.fit_transform(X)

# División conjunto datos
x_train, x_test, y_train, y_test = train_test_split( x_scal, y, test_size=0.2,
↳stratify=y, random_state=42)
```

Modelo KNN

```
[ ]: # Entrenamiento del modelo KNN (K=2)
knn = KNeighborsClassifier(n_neighbors=2)
knn.fit(x_train, y_train)

# Predicciones
y_pred = knn.predict(x_test)

# Evaluación del modelo

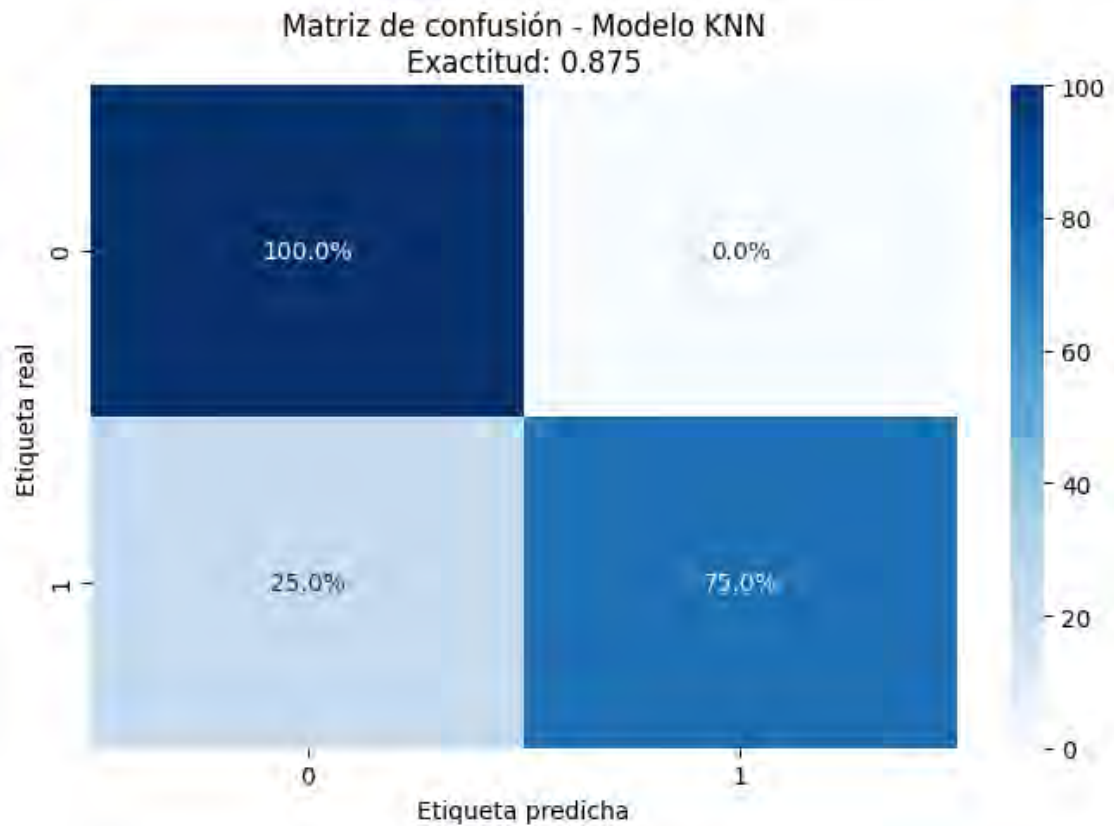
# Matriz de confusión normalizada
mc = confusion_matrix(y_test, y_pred, normalize='true')*100
mc_et = np.array([[ "{:.1f}%".format(i) for i in f] for f in mc])

# Métricas de clasificación
acc = accuracy_score(y_test, y_pred)
reporte = classification_report(y_test, y_pred, target_names=['Normal',
↳'Bloqueo'])

# Visualización de la matriz de confusión
plt.figure(figsize=(7, 5))
sns.heatmap(mc, annot=mc_et, fmt='', cmap='Blues', cbar=True)

plt.title(f"Matriz de confusión - Modelo KNN\nExactitud: {acc:.3f}",
↳fontsize=12)
plt.xlabel('Etiqueta predicha', fontsize=10)
plt.ylabel('Etiqueta real', fontsize=10)
plt.tight_layout()
plt.show()

# Mostrar métricas
print("Métricas del modelo KNN (K=2)")
print(f"Exactitud: {acc:.3f}")
print(reporte)
```



Métricas del modelo KNN (K=2)

Exactitud: 0.875

	precision	recall	f1-score	support
Normal	0.80	1.00	0.89	4
Bloqueo	1.00	0.75	0.86	4
accuracy			0.88	8
macro avg	0.90	0.88	0.87	8
weighted avg	0.90	0.88	0.87	8

Modelo de Red Neuronal

```
[ ]: # Entrenamiento del modelo ANN

mlp = MLPClassifier(hidden_layer_sizes=(18, 9),
                    max_iter=700,
                    learning_rate_init=0.0005,
                    batch_size=32,
                    random_state=42)
```

```

# Entrenamiento
mlp.fit(X_train, y_train)

# Predicciones
y_pred_2 = mlp.predict(X_test)

# Matriz de confusion normalizada
mc_2 = confusion_matrix(y_train, y_train_pred, normalize='true')*100
mc_et_2 = np.array([[ "{:.1f}%" .format(i) for i in f] for f in mc_2])

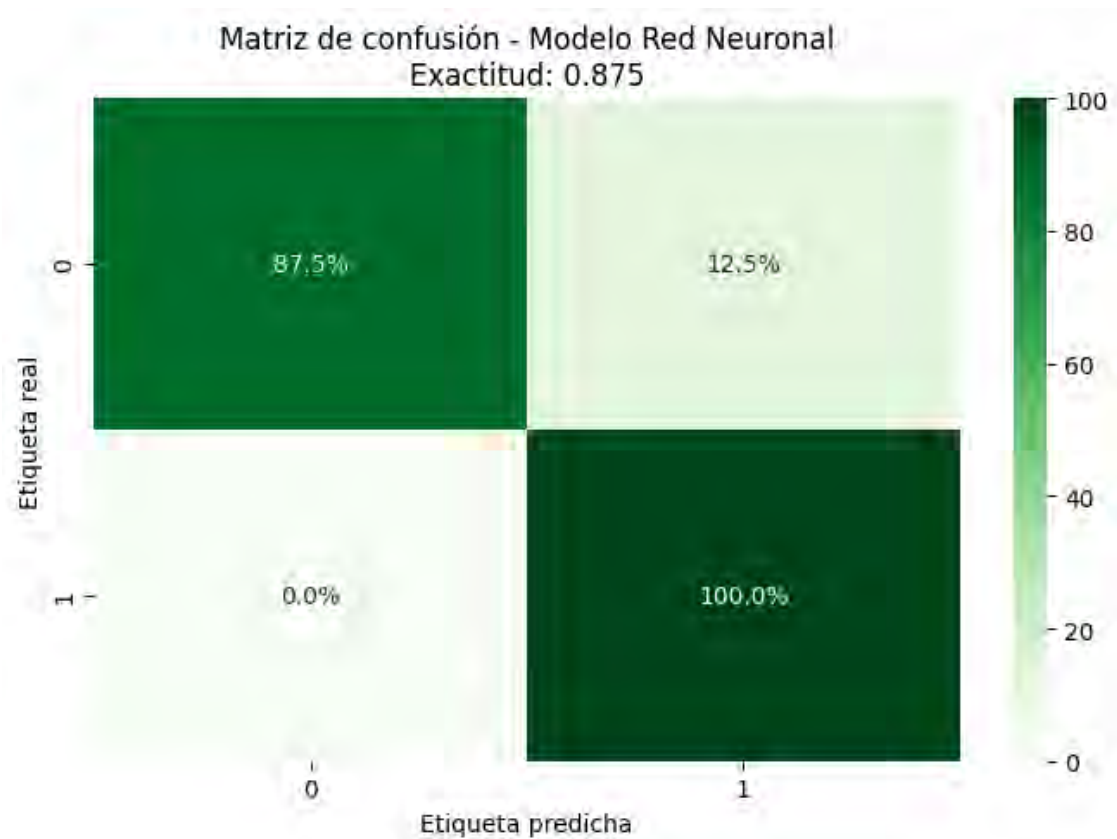
# Métricas de clasificación
acc2 = accuracy_score(y_test, y_pred_2)
reporte2 = classification_report(y_test, y_pred_2, target_names=['Normal', 'Bloqueo'])

# Visualización de la matriz de confusión
plt.figure(figsize=(7, 5))
sns.heatmap(mc_2, annot=mc_et_2, fmt='', cmap='Greens', cbar=True)

plt.title(f"Matriz de confusión - Modelo Red Neuronal\nExactitud: {acc2:.3f}",
         ↪fontsize=12)
plt.xlabel('Etiqueta predicha', fontsize=10)
plt.ylabel('Etiqueta real', fontsize=10)
plt.tight_layout()
plt.show()

# Mostrar métricas
print("Métricas del modelo Red Neuronal")
print(f"Exactitud: {acc2:.3f}")
print(reporte2)

```



Métricas del modelo Red Neuronal

Exactitud: 0.875

	precision	recall	f1-score	support
Normal	1.00	0.75	0.86	4
Bloqueo	0.80	1.00	0.89	4
accuracy			0.88	8
macro avg	0.90	0.88	0.87	8
weighted avg	0.90	0.88	0.87	8

ANEXO D

Modelo supervisado desarrollado en Edge Impulse

El desarrollo del algoritmo presentó los siguientes pasos:

1. Adquisición de datos

Se utilizó un total de 76 datos de patrones de bloqueo y habla en un intervalo de 1 ms para cada muestra. Asimismo, se realizó una división entre datos de entrenamiento y de prueba en la relación 86% a 14% respectivamente. La Figura B1 presenta el entorno de generación de datasets en la plataforma.

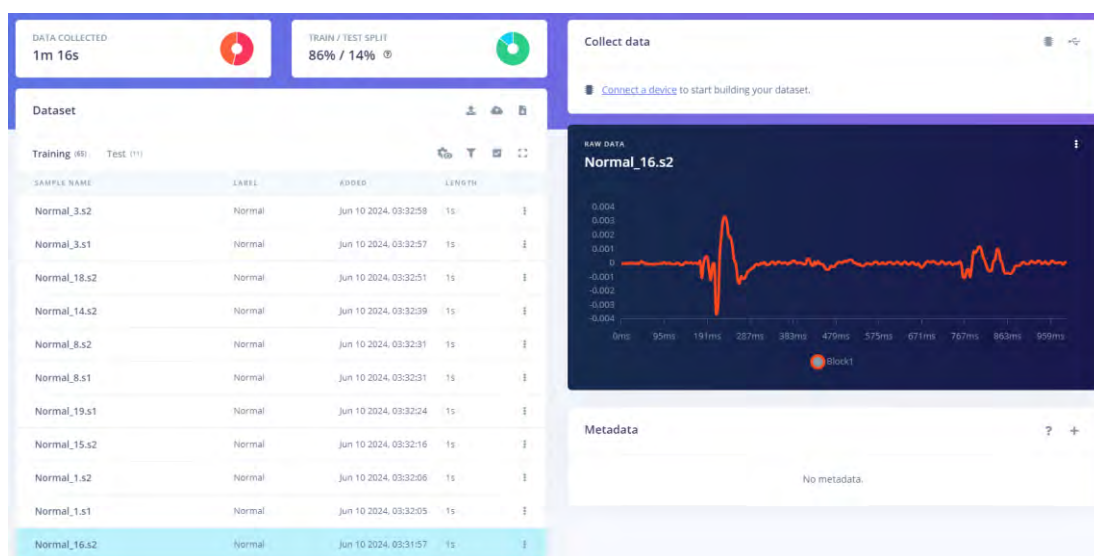


Figura D1. Entorno de manipulación de datos del software EdgeImpulse. En la parte derecha se muestra un ejemplo de dato electromiográfico segmentado

2. Diseño de bloques de entrenamiento

Los bloques de manejo de datos, modelos de clasificación y características finales se muestran.

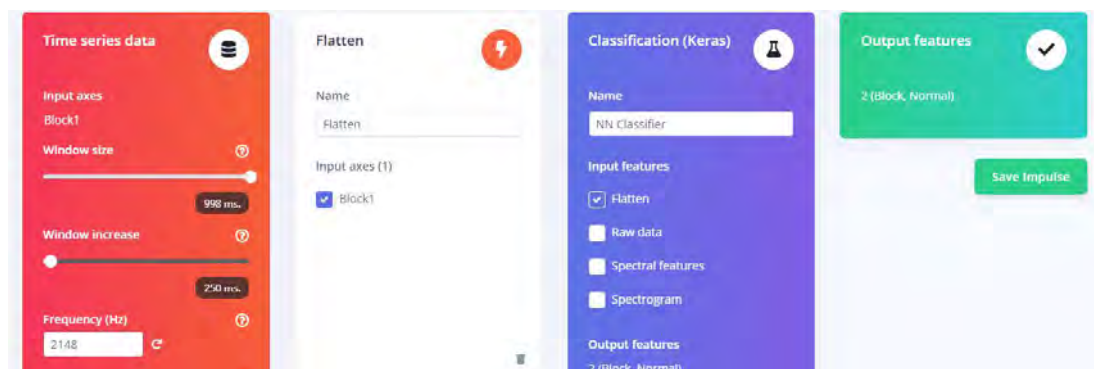


Figura D2. Bloques de entrenamiento característicos del modelo

3. Configuración del modelo

La configuración del modelo se subdivide en configuraciones de entrenamiento y arquitectura de red neuronal.

Configuraciones de entrenamiento

Número de ciclos formativos ?	<input type="text" value="300"/>
Utilice el optimizador aprendido ?	<input type="checkbox"/>
Tasa de aprendizaje ?	<input type="text" value="0.0005"/>
Procesador de entrenamiento ?	<input type="text" value="UPC"/>
Tamaño del conjunto de validación ?	<input type="text" value="20"/> %
Conjunto de tren/validación dividido en clave de metadatos ?	<input type="text"/>
Tamaño del lote ?	<input type="text" value="32"/>
Clases de peso automático ?	<input type="checkbox"/>
Perfil modelo int8 ?	<input checked="" type="checkbox"/>

Figura D3. Configuración de entrenamiento

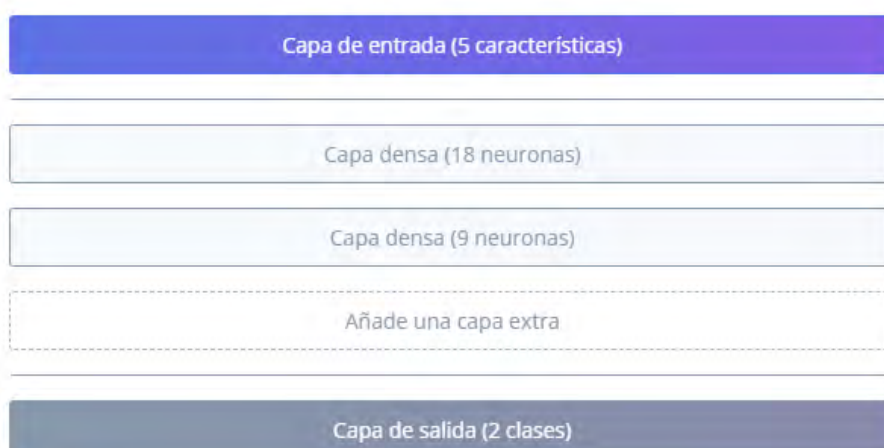
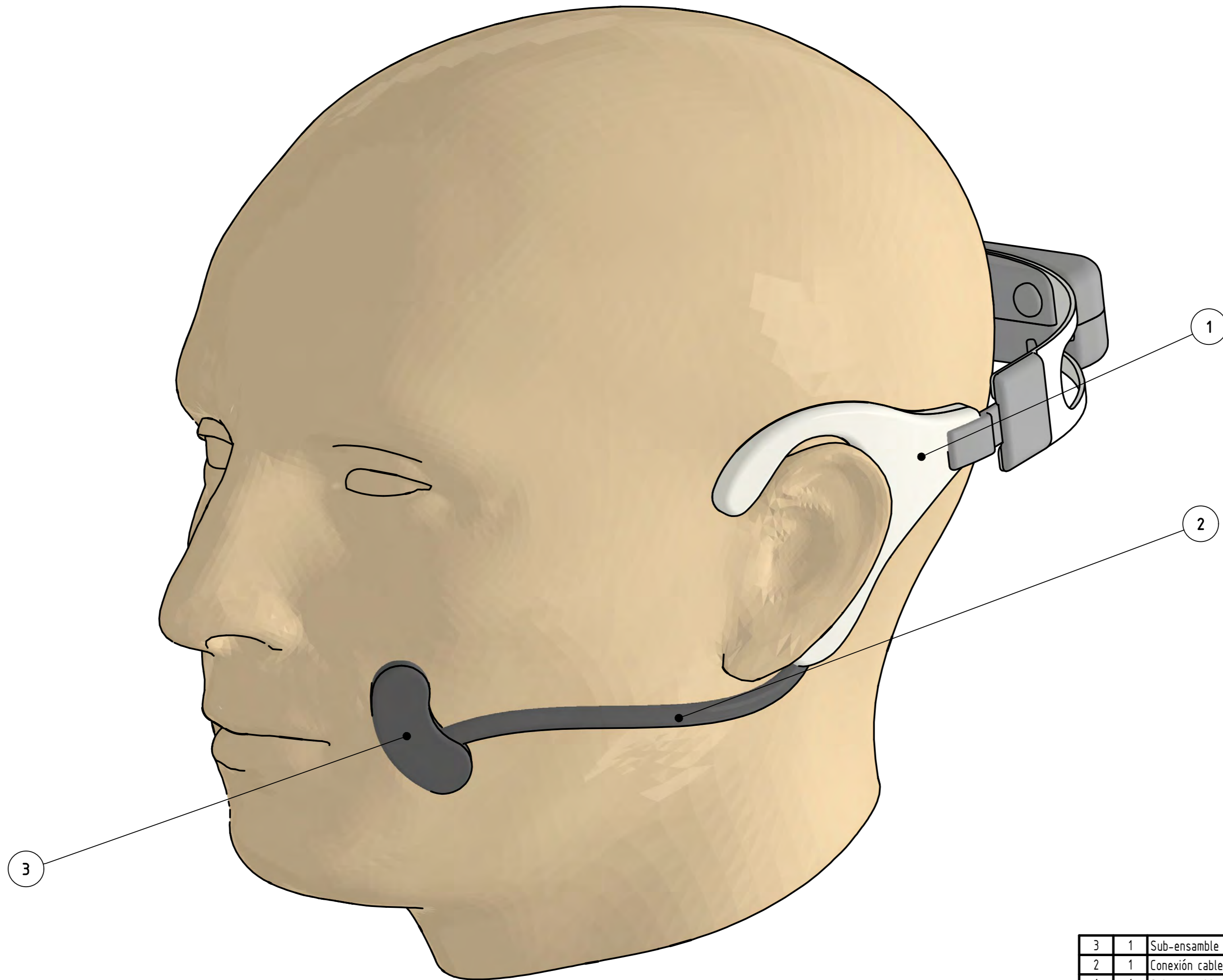


Figura D4. Configuración de red neuronal

ANEXO E

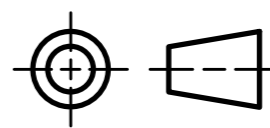
Planos

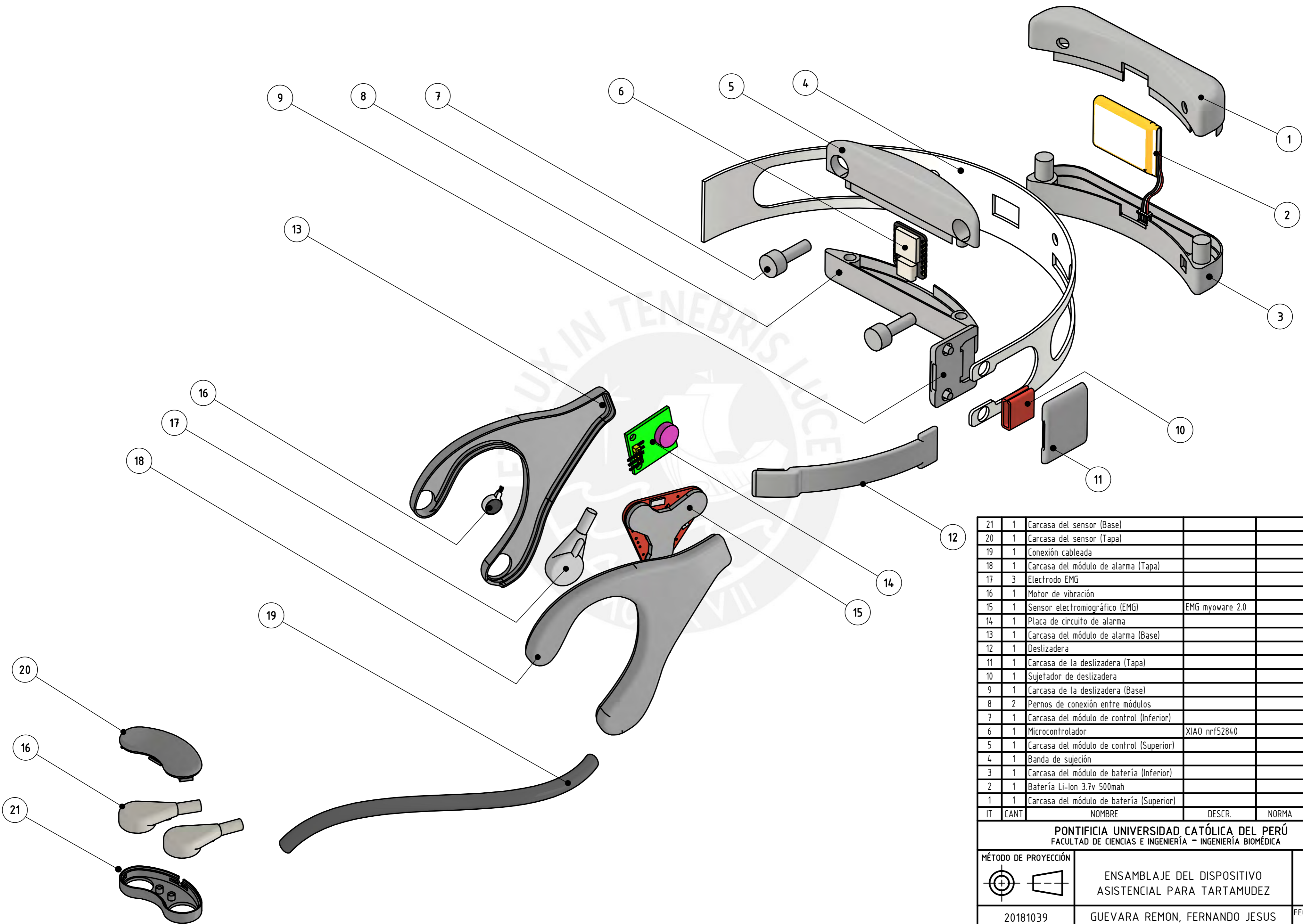




3	1	Sub-ensamble módulo de adquisición EMG	Ver lámina 03-A4-E03		PLA
2	1	Conexión cableada			
1	1	Sub-ensamble módulo de control y alarma	Ver lámina 03-A4-E02		PLA
IT	CANT	NOMBRE	DESCR.	NORMA	MATERIAL

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
 FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA BIOMÉDICA

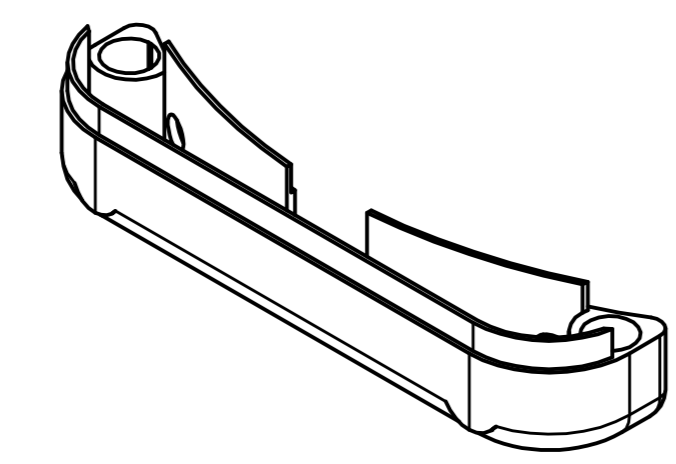
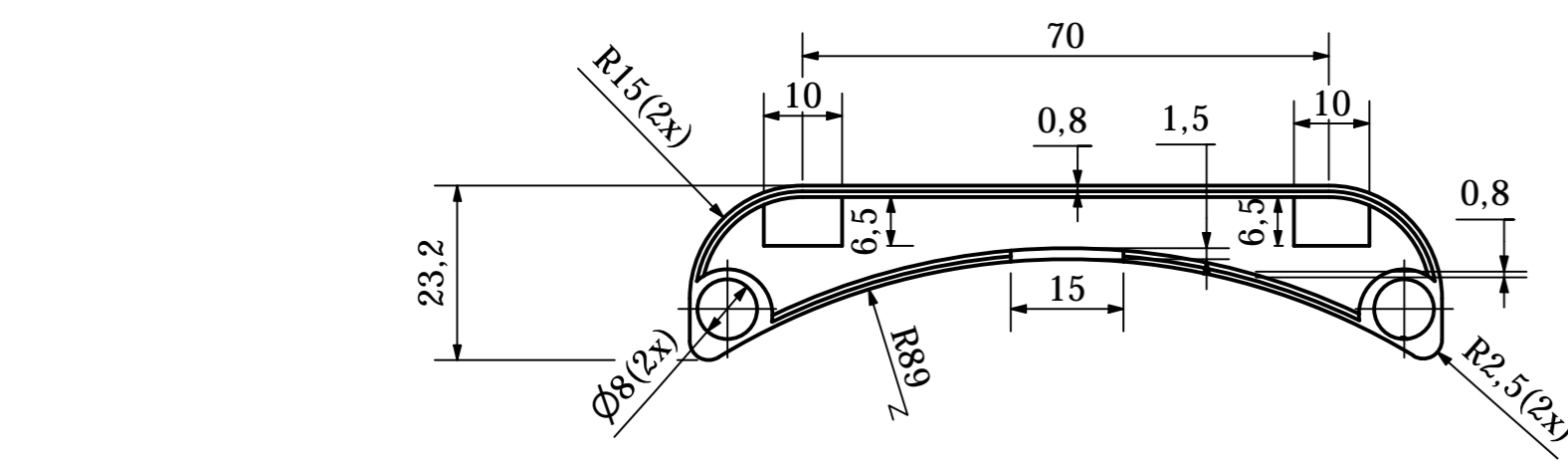
MÉTODO DE PROYECCIÓN	ENSAMBLE GENERAL DEL DISPOSITIVO ASISTENCIAL PARA PERSONAS ADULTAS CON TARTAMUDEZ	ESCALA
		1:1
20181039	GUEVARA REMON, FERNANDO JESUS	FECHA: 2025.06.29
		LÁMINA: 01-A2-E01



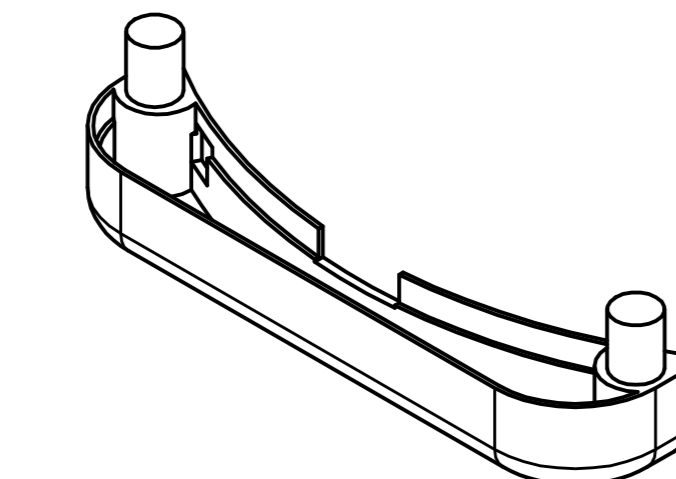
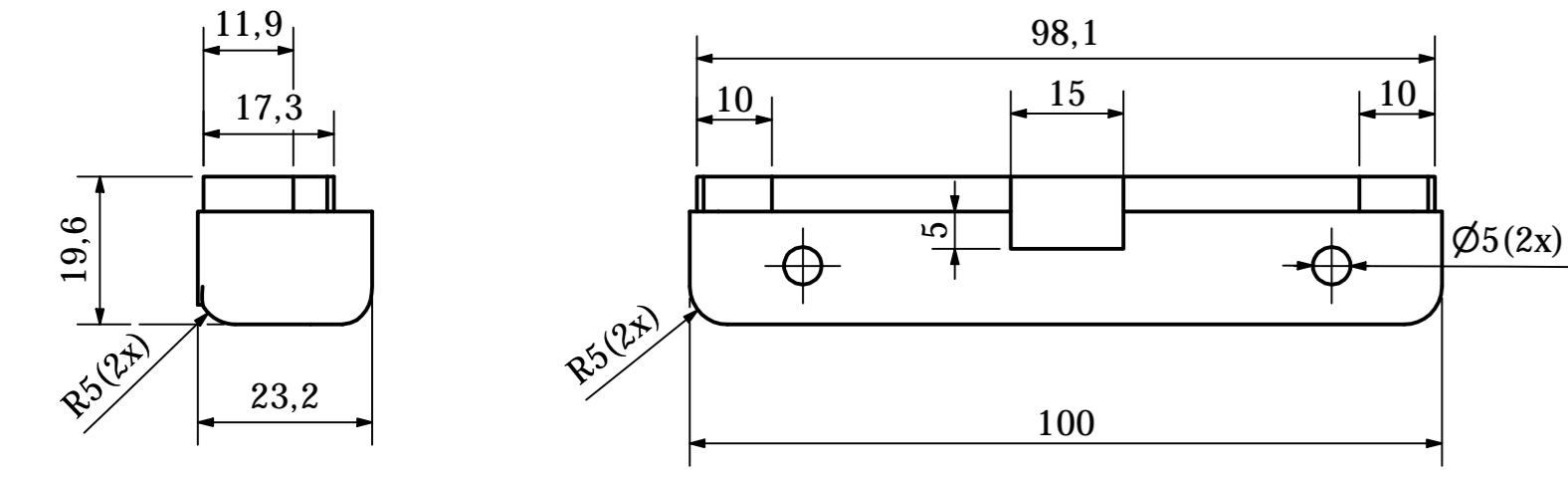
21	1	Carcasa del sensor (Base)			PLA
20	1	Carcasa del sensor (Tapa)			PLA
19	1	Conexión cableada			
18	1	Carcasa del módulo de alarma (Tapa)			PLA
17	3	Electrodo EMG			
16	1	Motor de vibración			Ag/AgCl
15	1	Sensor electromiográfico (EMG)	EMG myoware 2.0		
14	1	Placa de circuito de alarma			
13	1	Carcasa del módulo de alarma (Base)			PLA
12	1	Deslizadera			PLA
11	1	Carcasa de la deslizadera (Tapa)			PLA
10	1	Sujetador de deslizadera			PLA
9	1	Carcasa de la deslizadera (Base)			PLA
8	2	Pernos de conexión entre módulos			
7	1	Carcasa del módulo de control (Inferior)			PLA
6	1	Microcontrolador	XIAO nrf52840		
5	1	Carcasa del módulo de control (Superior)			PLA
4	1	Banda de sujeción			ELASTICO
3	1	Carcasa del módulo de batería (Inferior)			PLA
2	1	Batería Li-Ion 3.7v 500mah			Li-PO
1	1	Carcasa del módulo de batería (Superior)			PLA
IT	CANT	NOMBRE	DESCR.	NORMA	MATERIAL

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA BIOMÉDICA

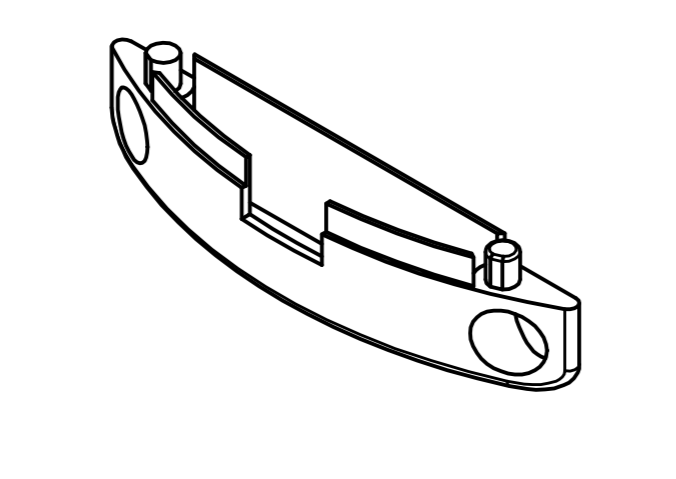
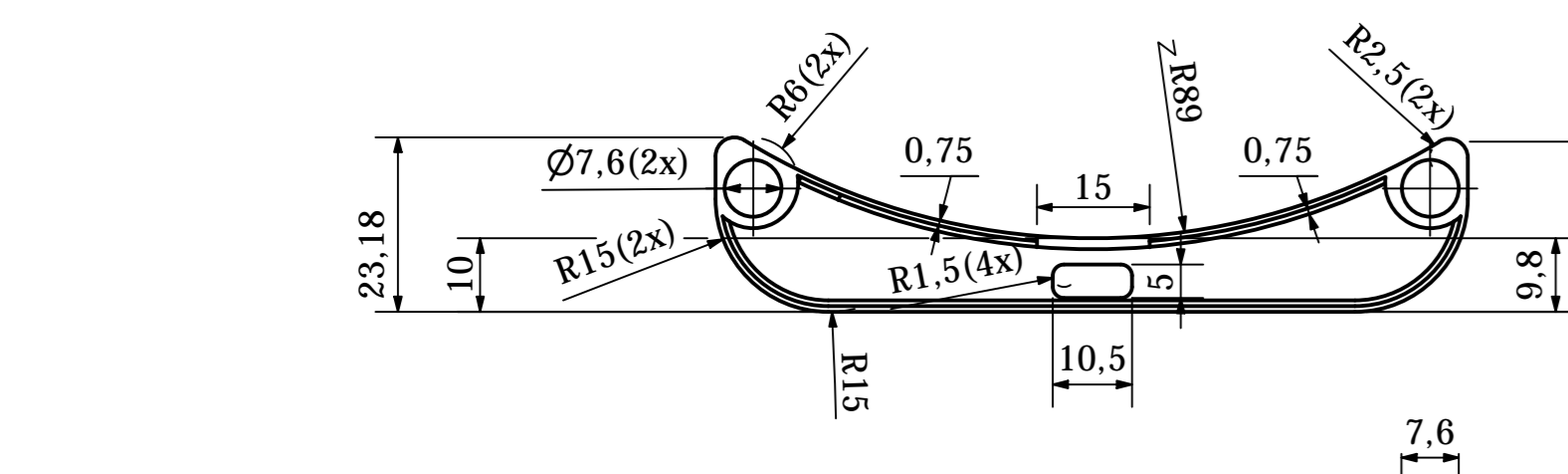
MÉTODO DE PROYECCIÓN	ESCALA
	1:1
20181039	GUEVARA REMON, FERNANDO JESUS
	FECHA: 2025.07.15
	LÁMINA: 02-A2-E02



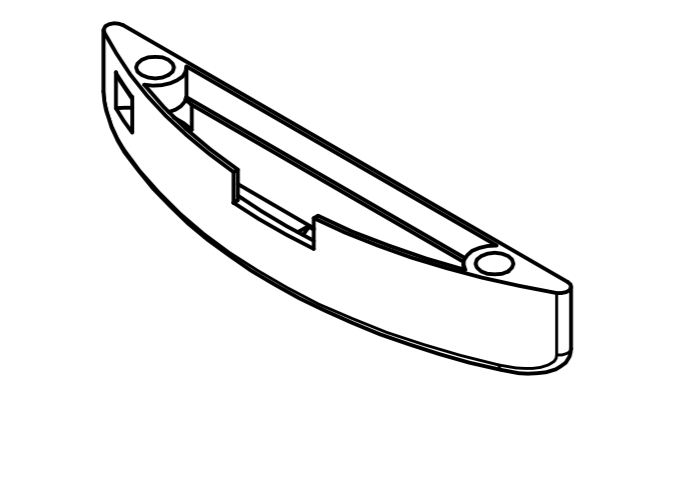
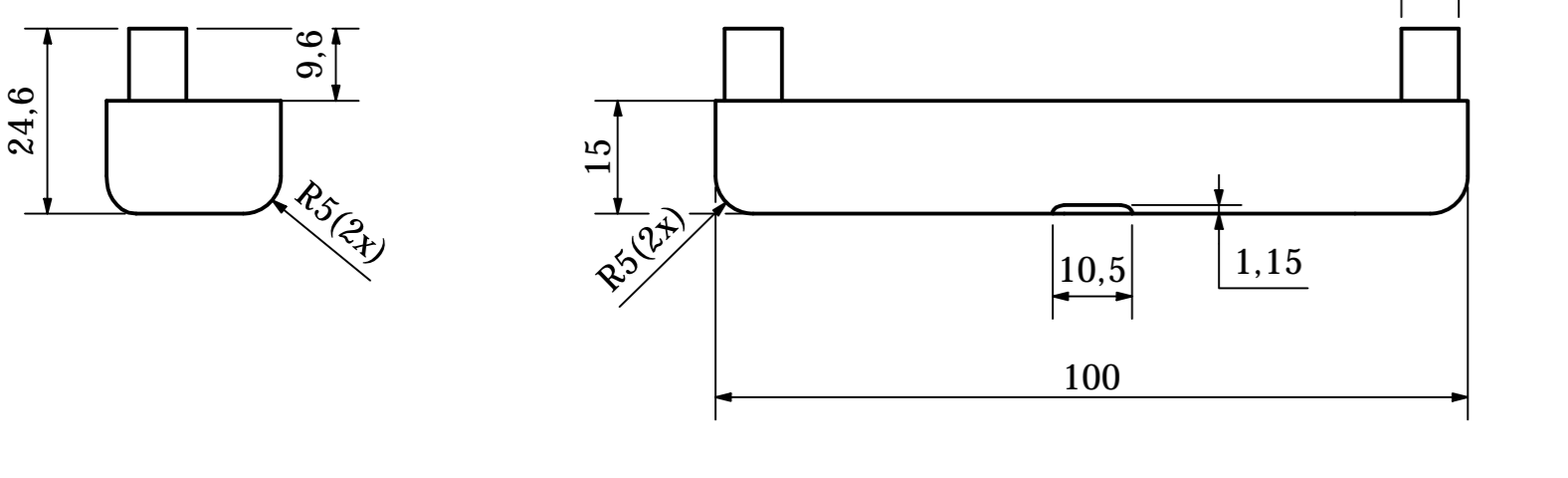
NOMBRE: Carcasa del módulo de control (Superior)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



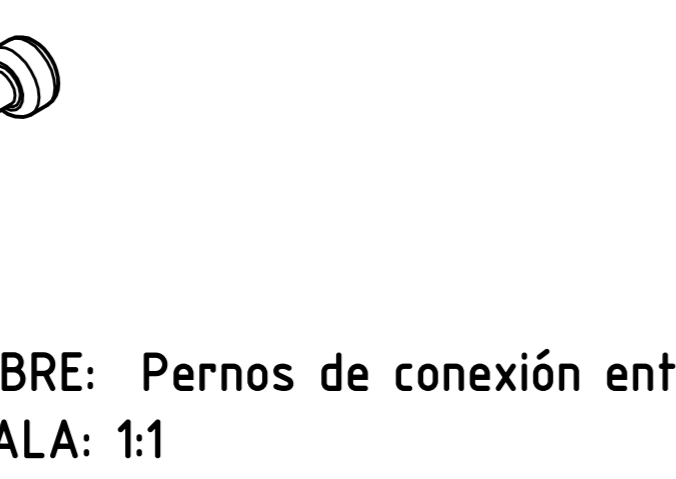
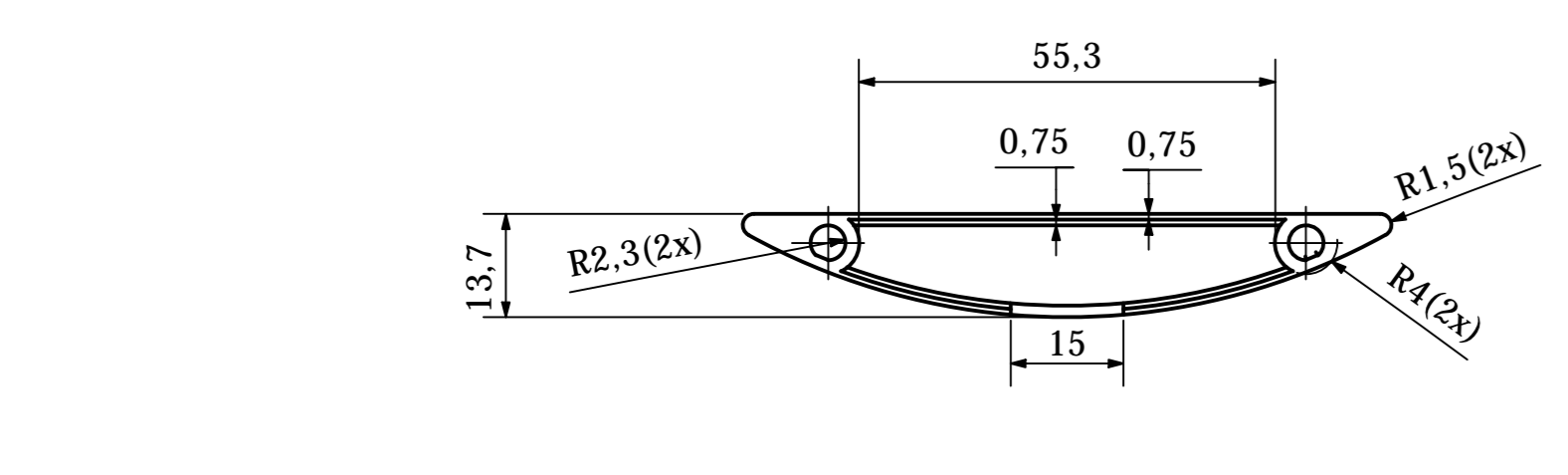
NOMBRE: Carcasa del módulo de control (Inferior)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



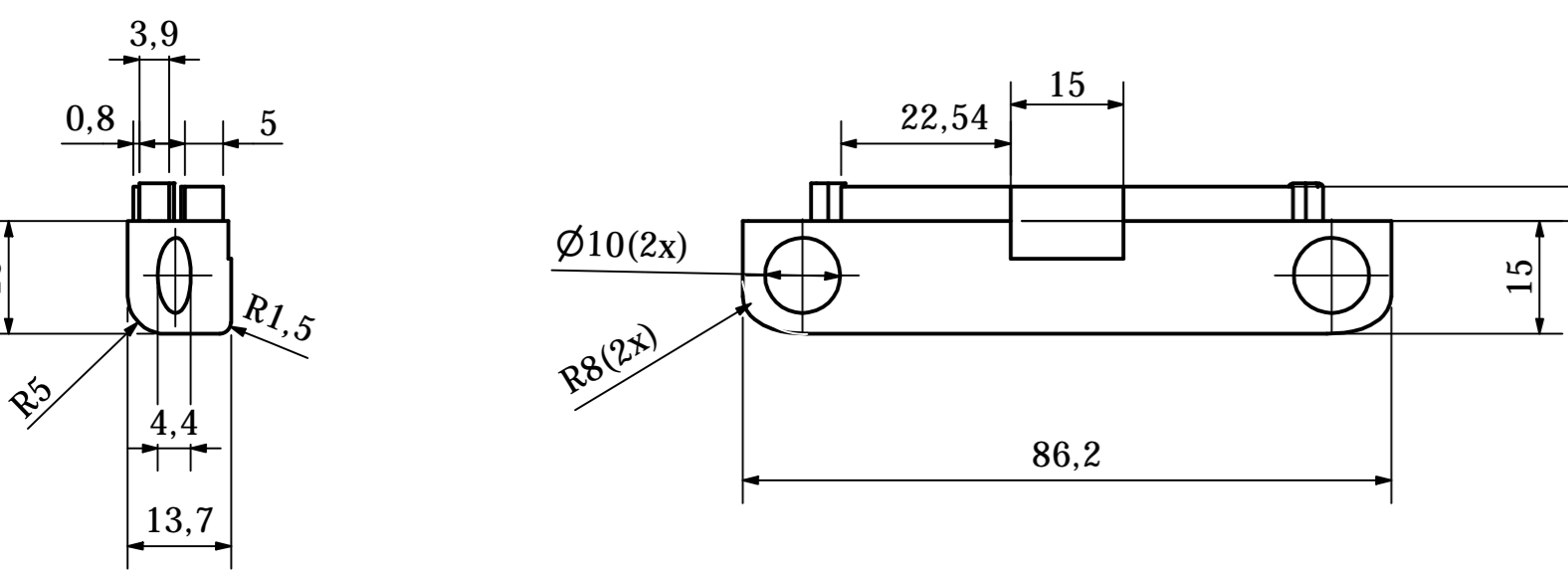
NOMBRE: Carcasa del módulo de alarma (Superior)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



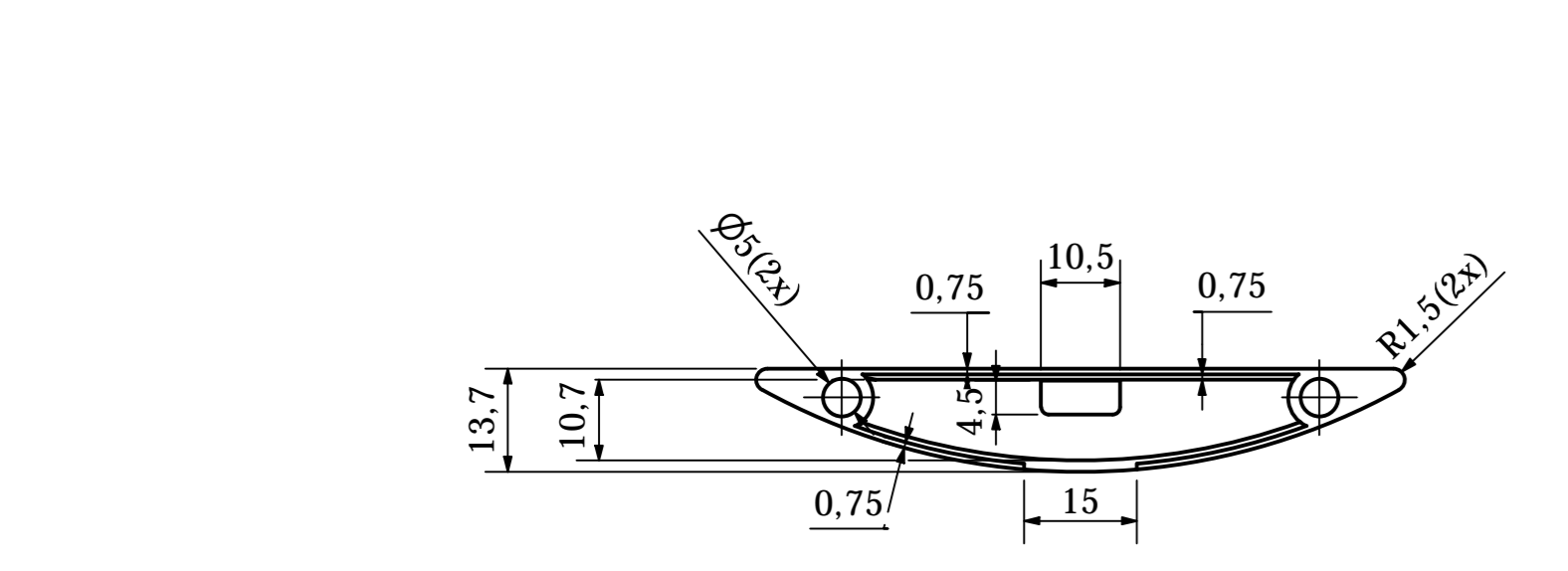
NOMBRE: Carcasa del módulo de alarma (Inferior)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



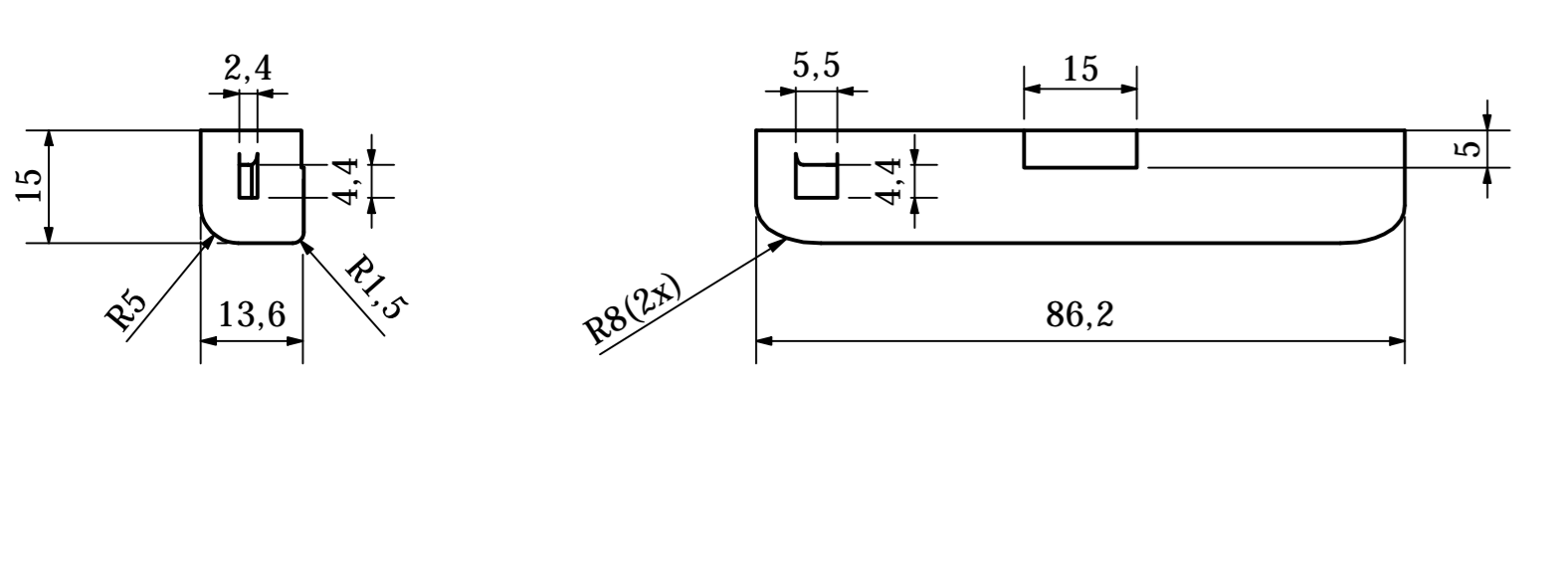
NOMBRE: Carcasa del módulo de control (Superior)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



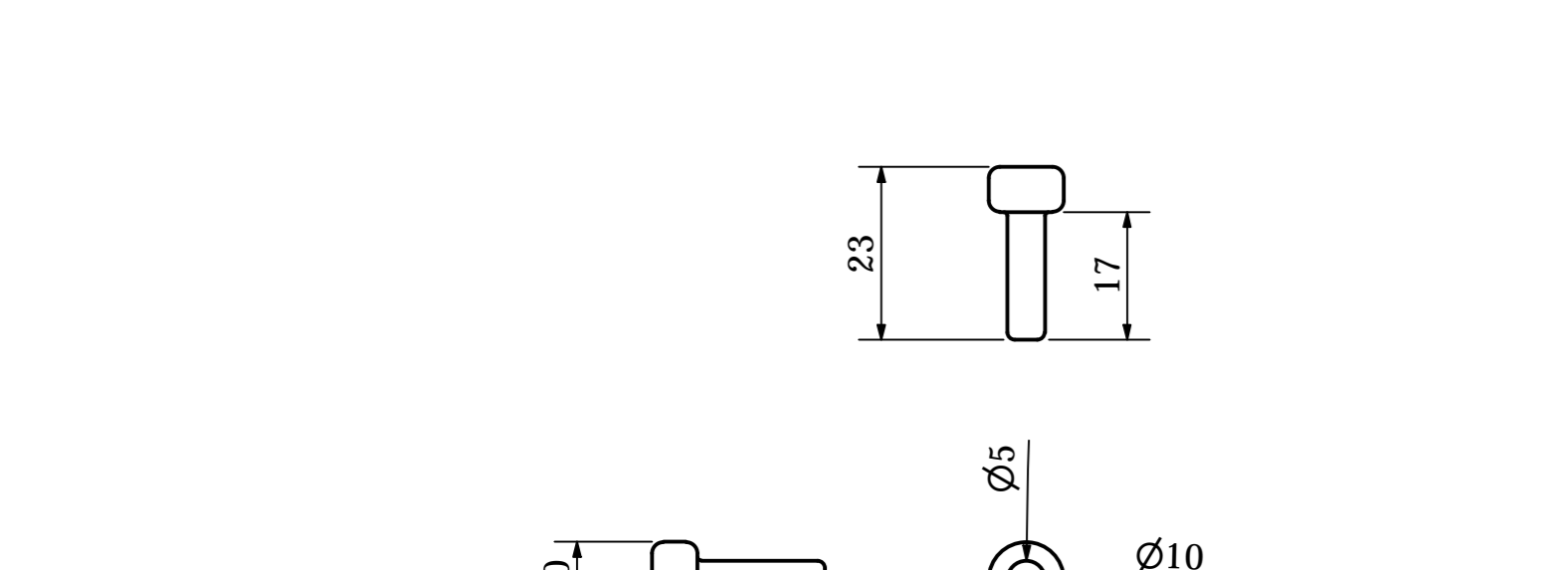
NOMBRE: Carcasa del módulo de control (Inferior)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



NOMBRE: Carcasa del módulo de alarma (Superior)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1

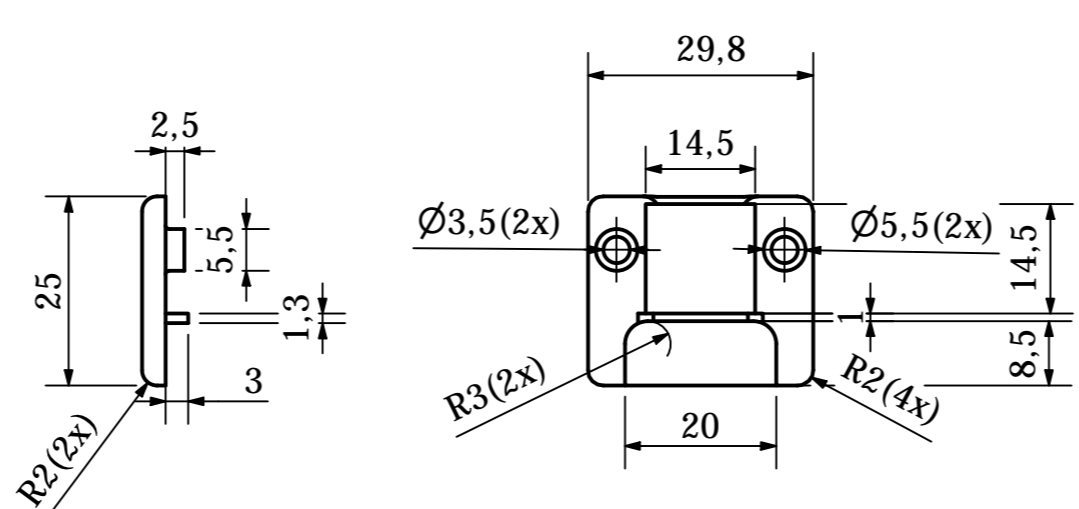


NOMBRE: Carcasa del módulo de alarma (Inferior)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1

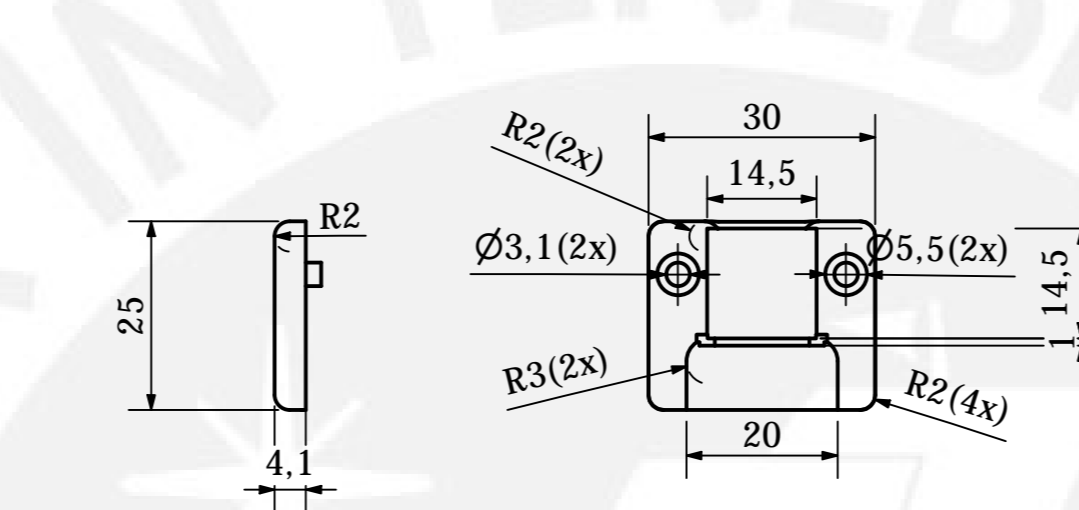


NOMBRE: Pernos de conexión entre módulos
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 2

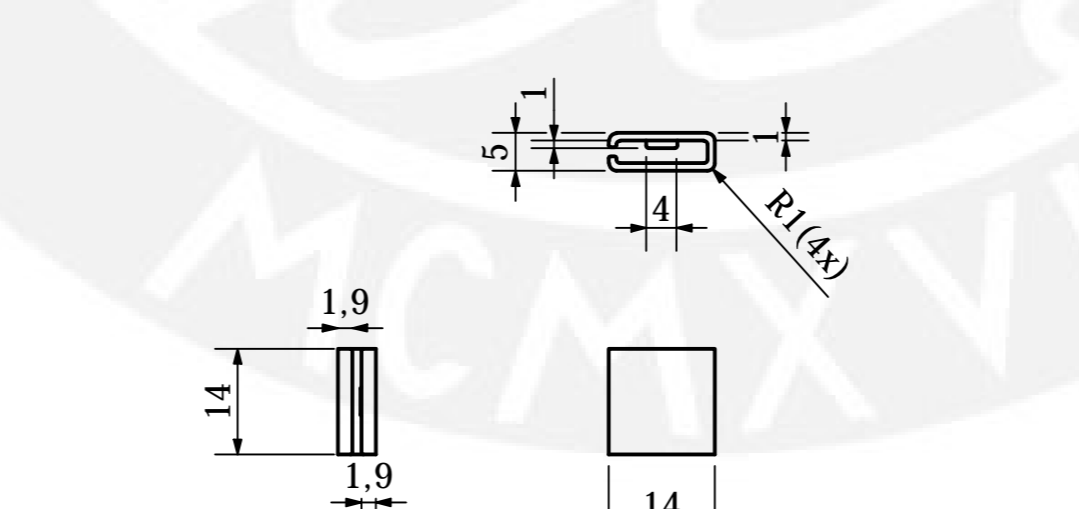
NOMBRE: Carcasa de la deslizadera (Base)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



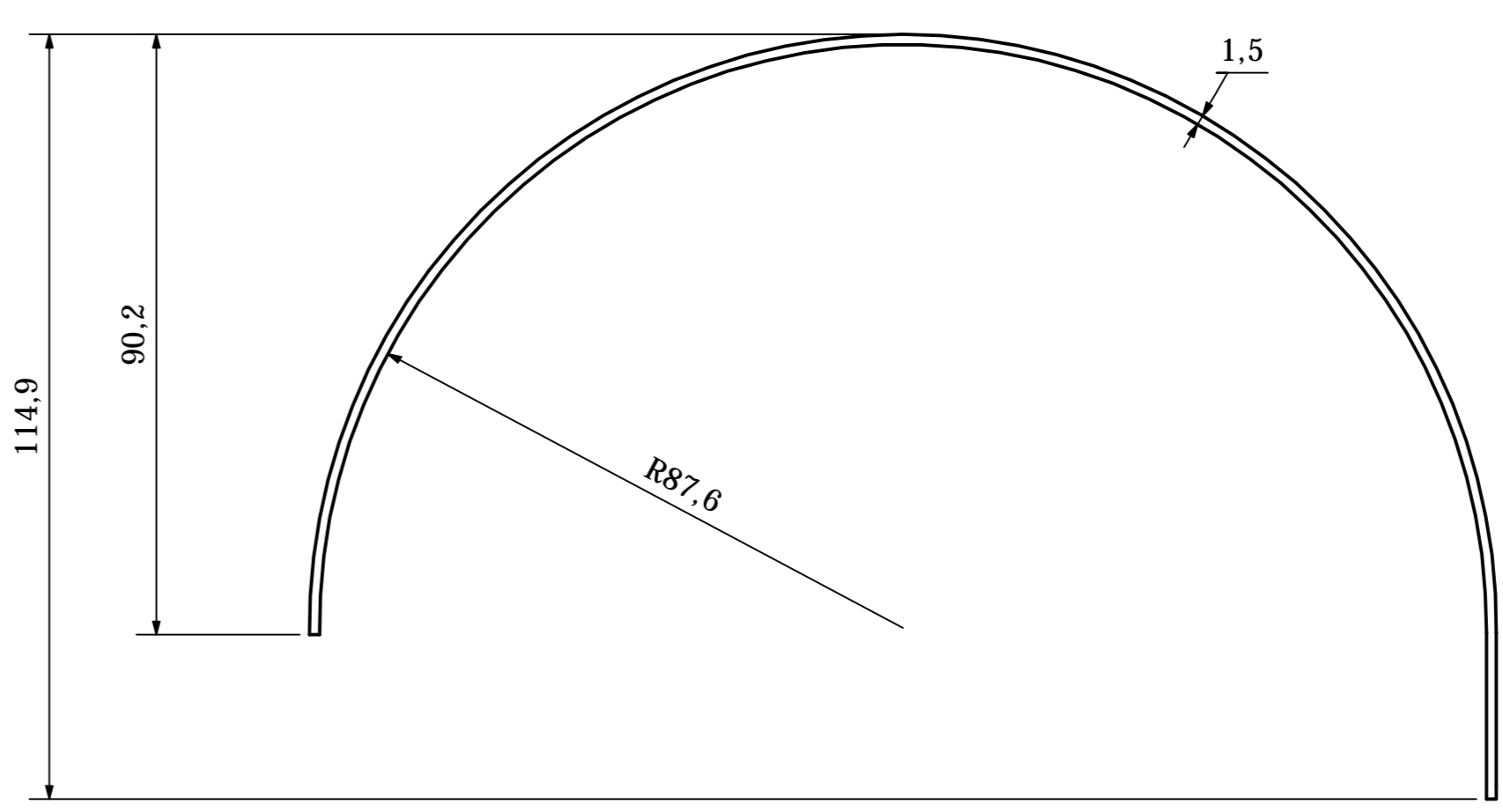
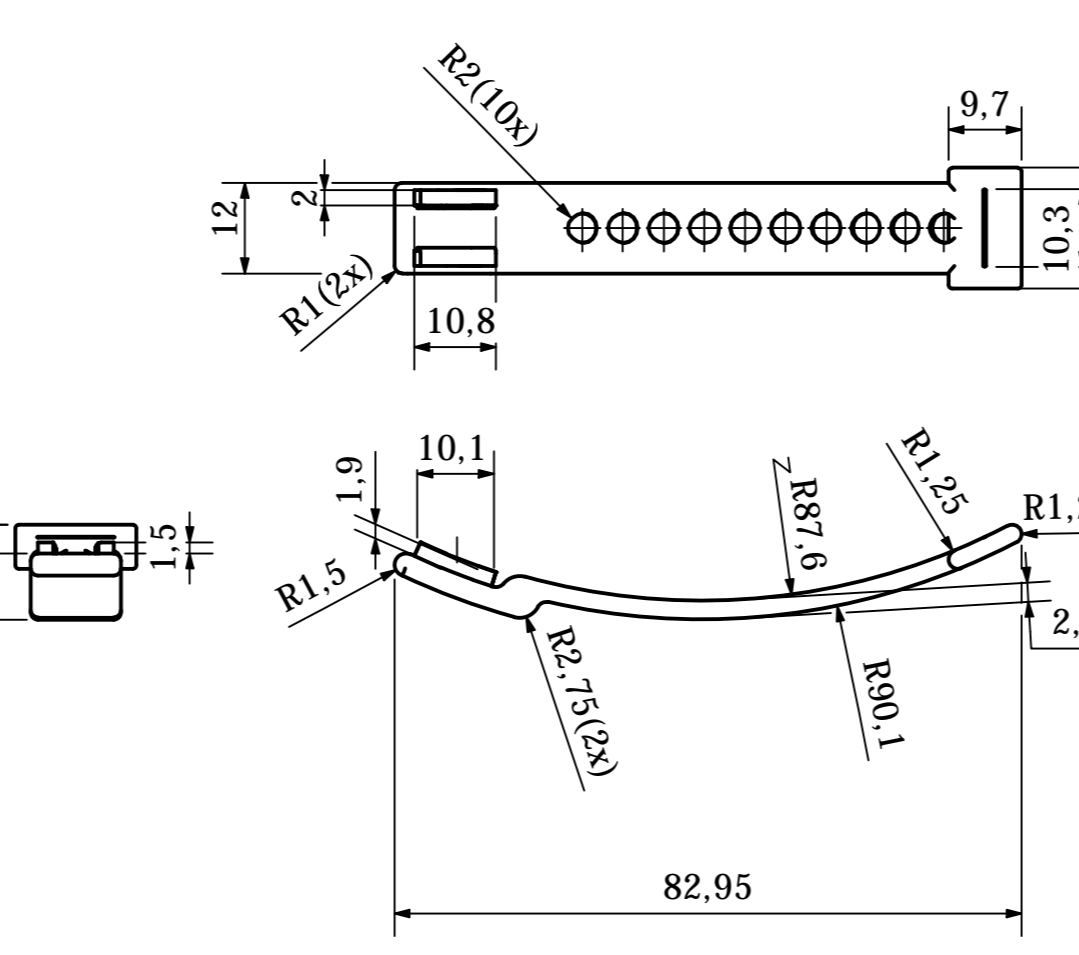
NOMBRE: Carcasa de la deslizadera (Tapa)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



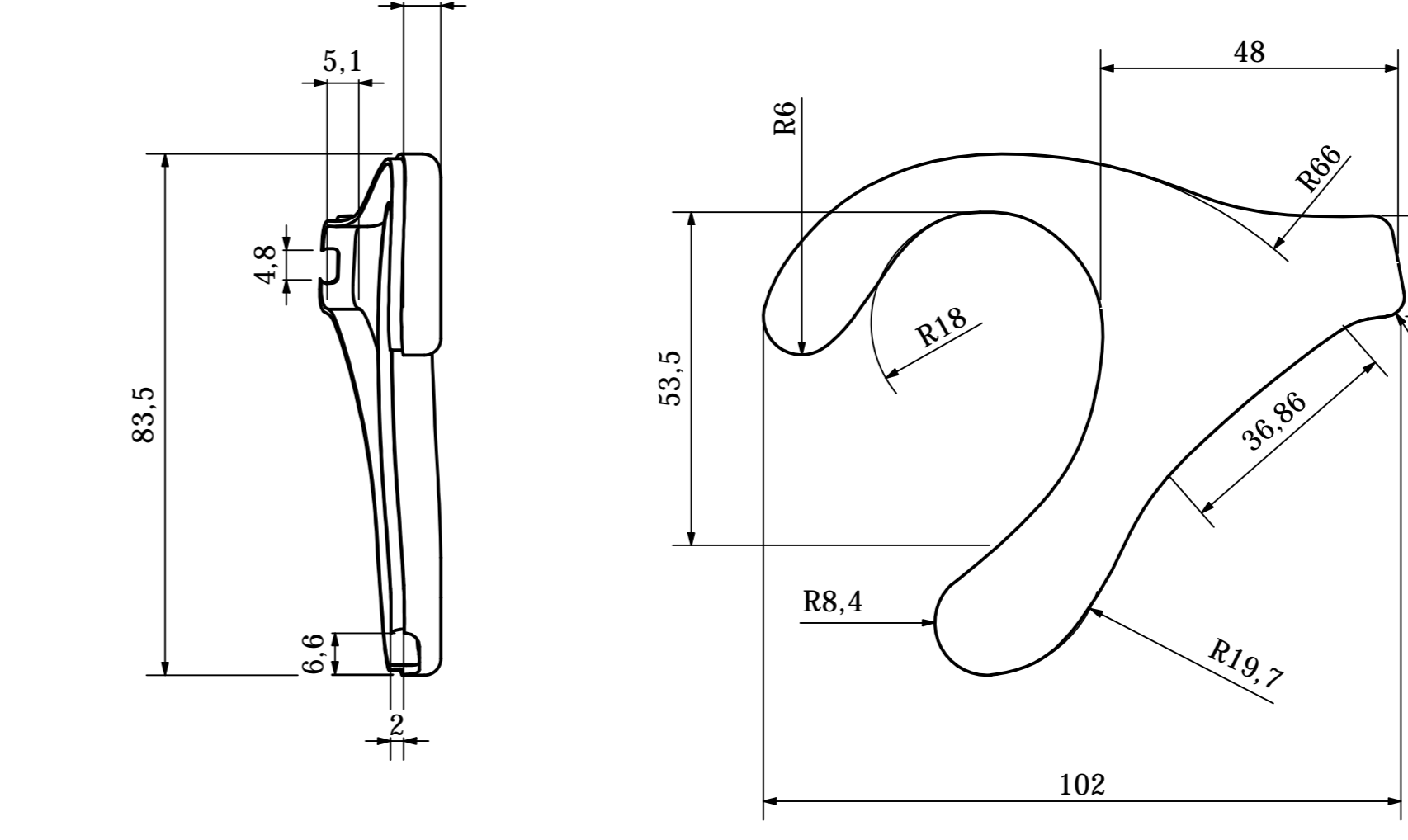
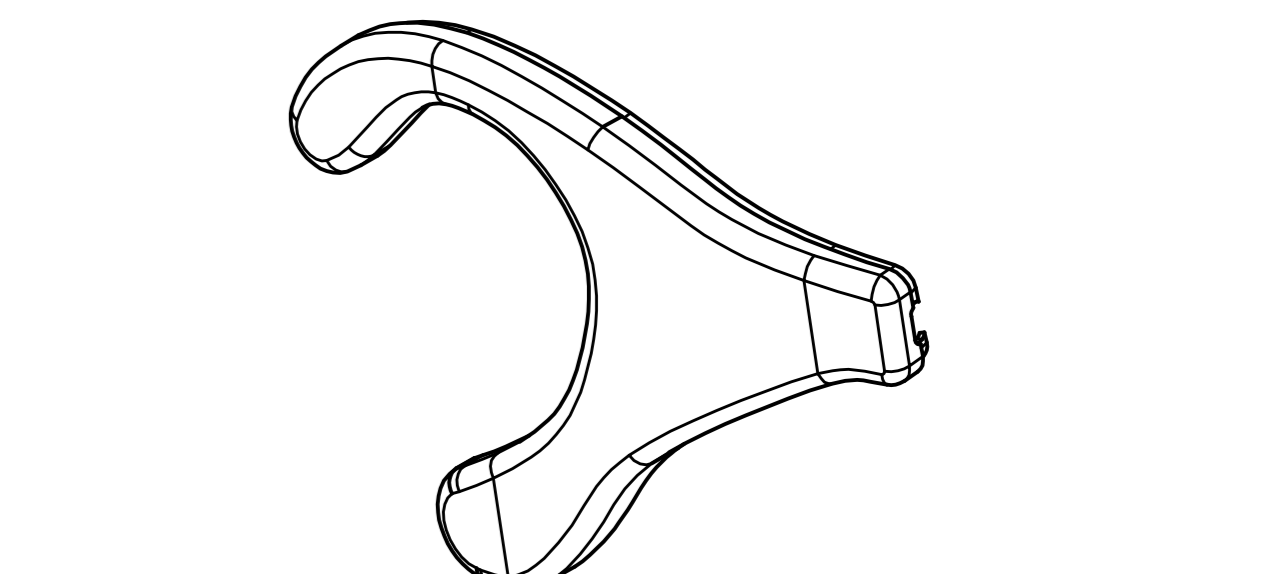
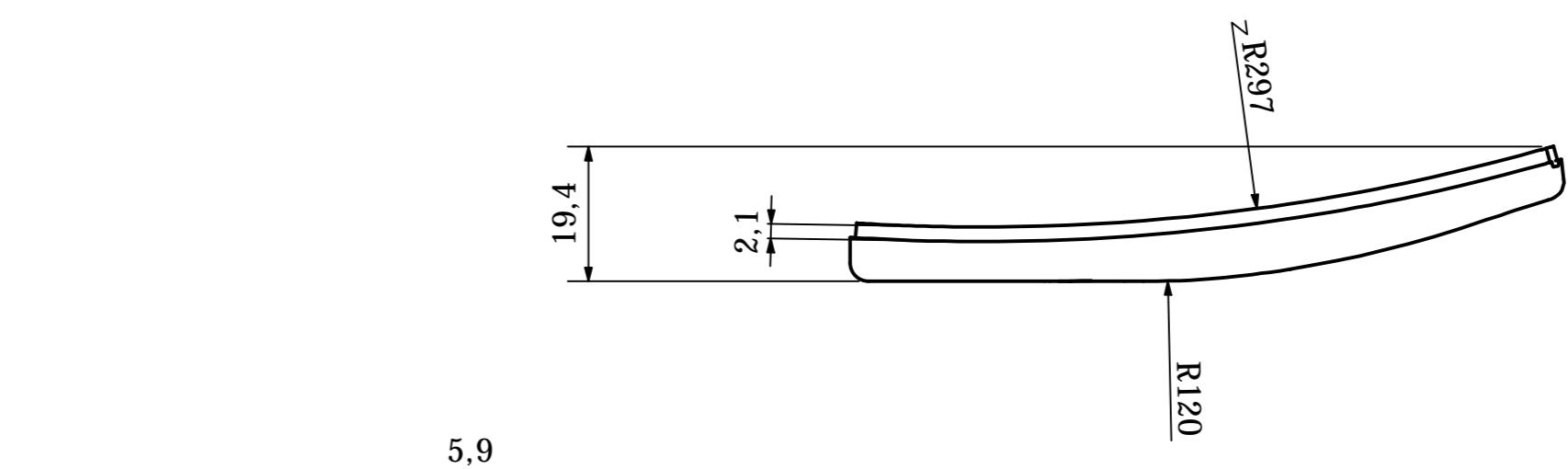
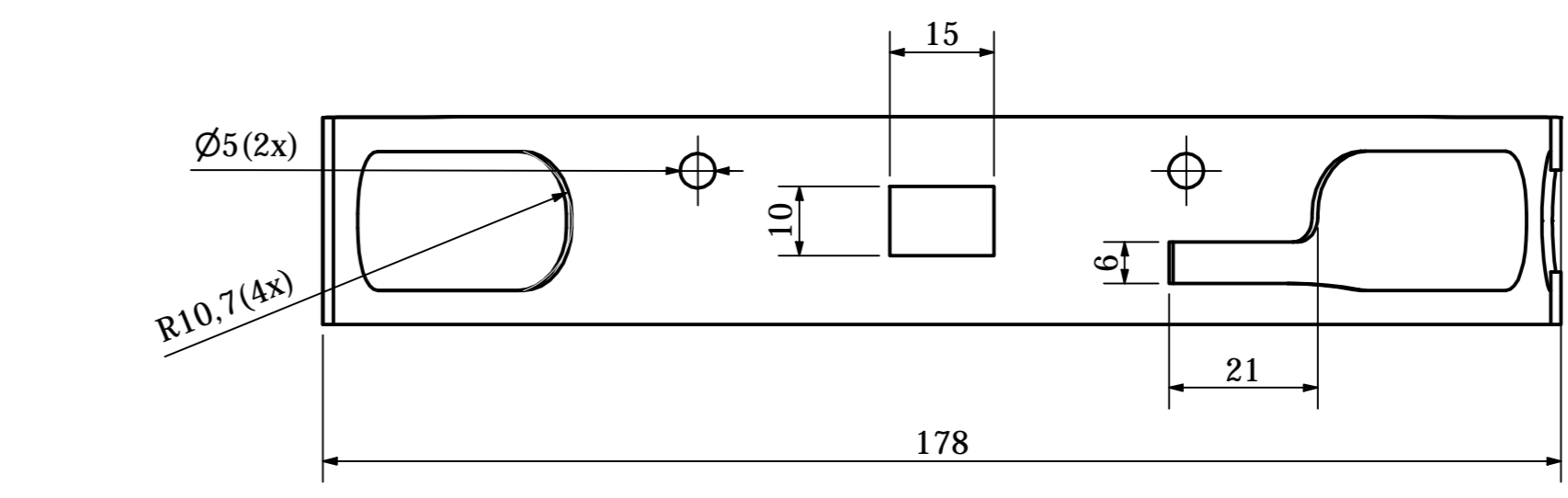
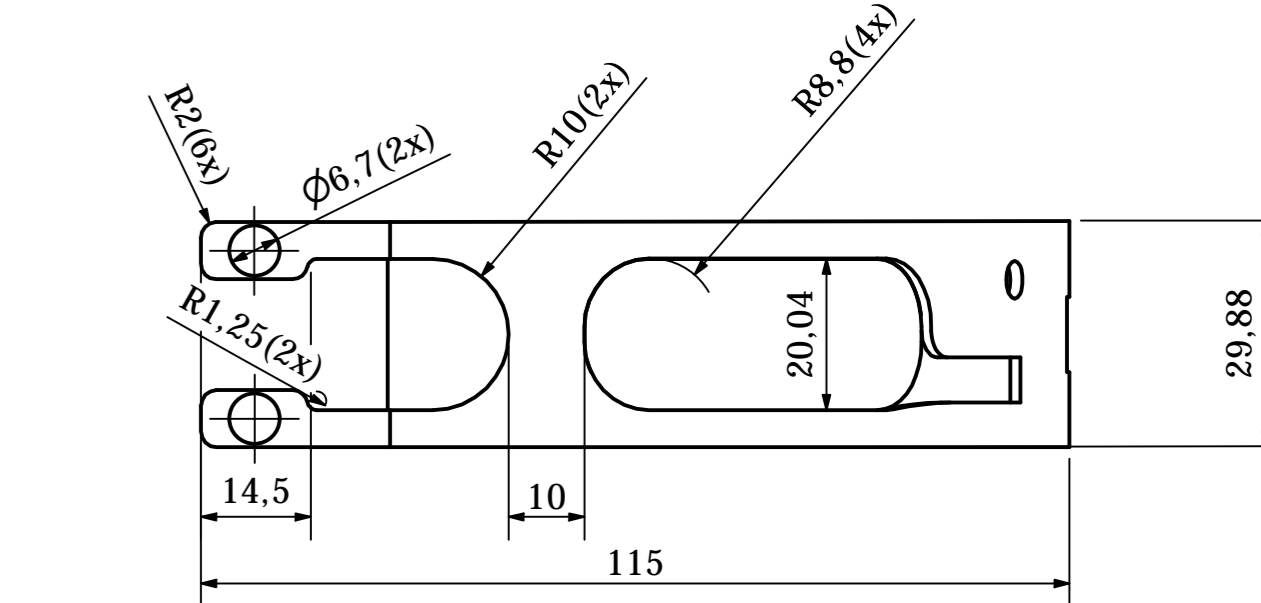
NOMBRE: Sujetador de deslizadera
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



NOMBRE: Deslizadera
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1

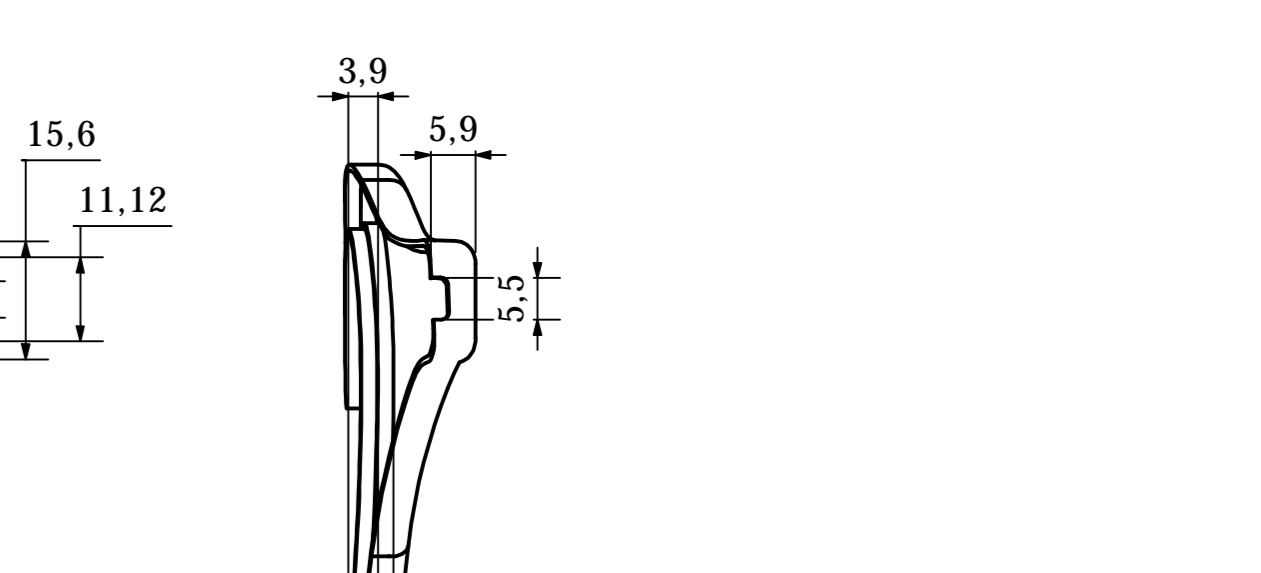
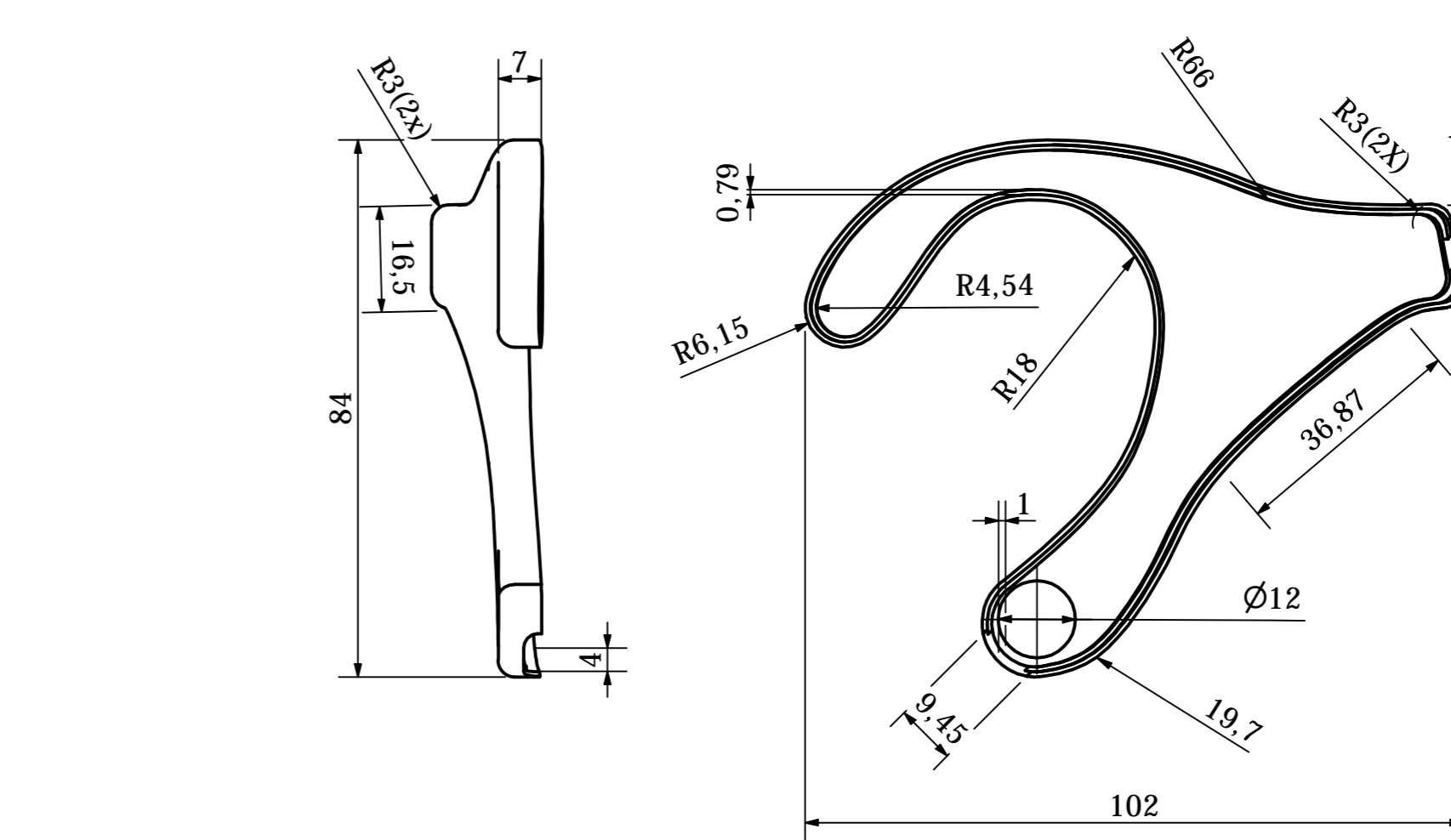
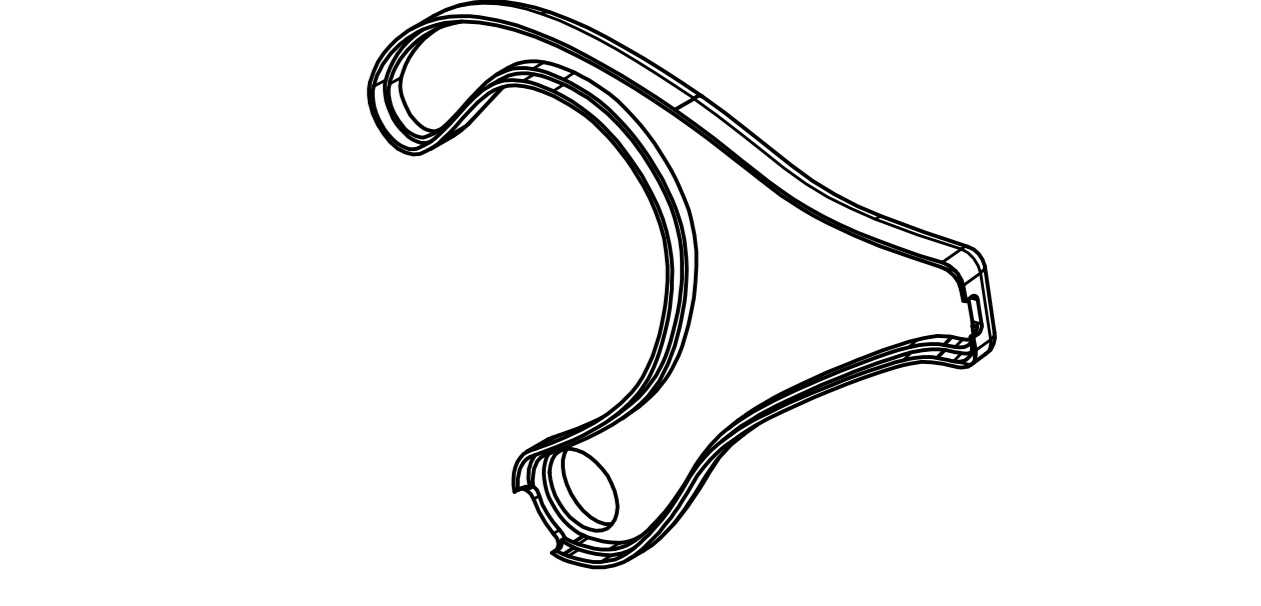
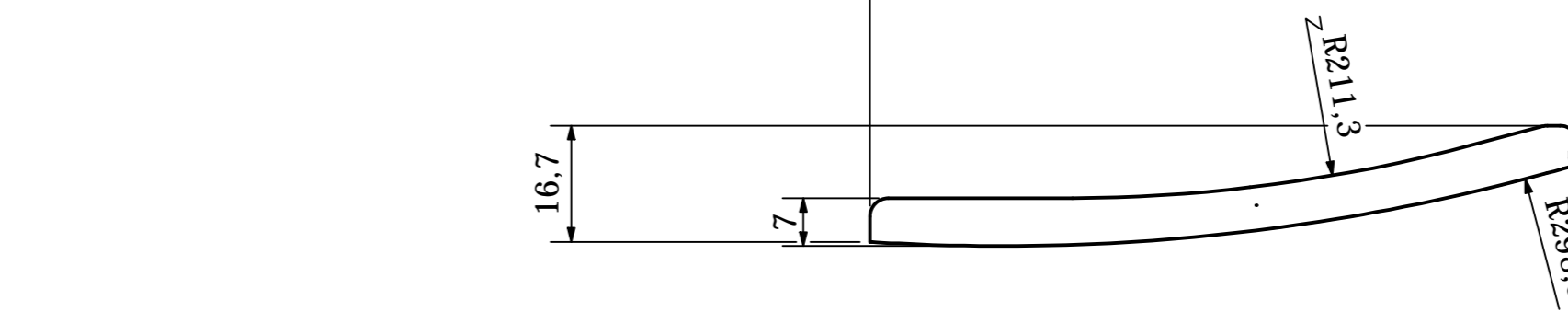


NOMBRE: Banda de sujeción
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



NOMBRE: Carcasa del módulo de alarma (Tapa)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1

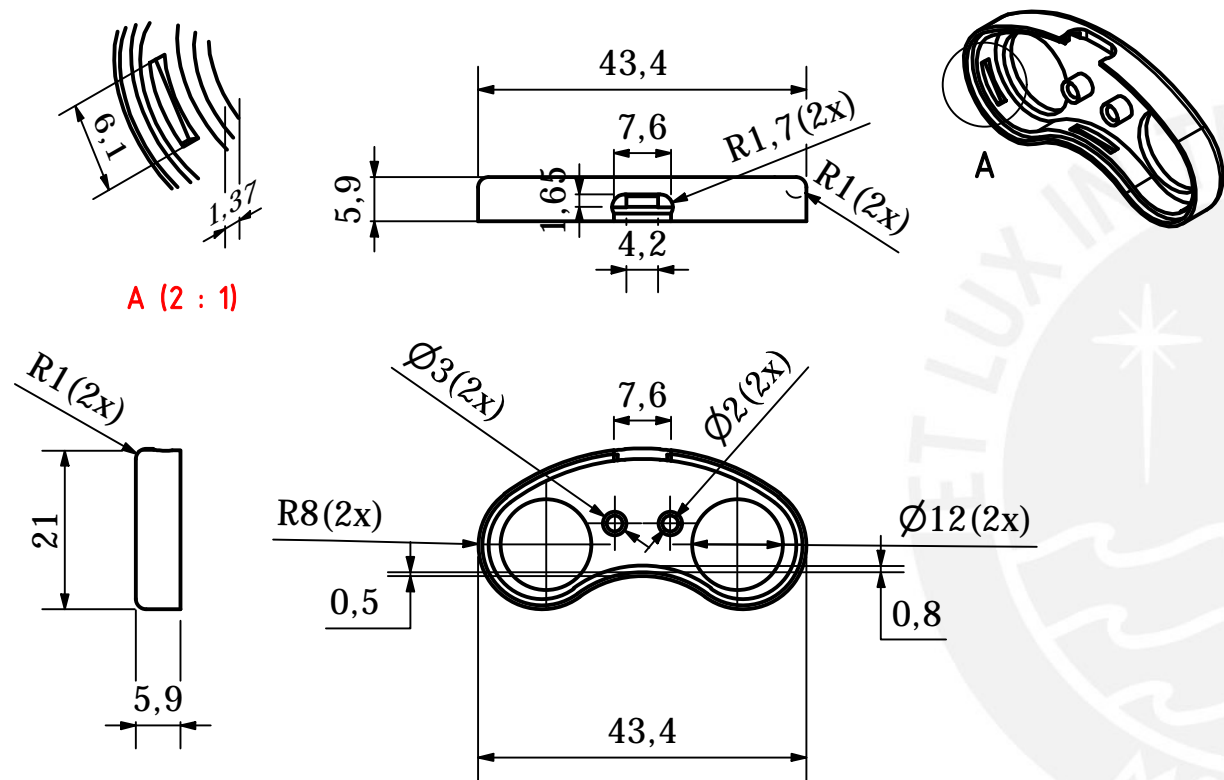
NOMBRE: Carcasa del módulo de alarma (Base)
ESCALA: 1:1
CANTIDAD: 1



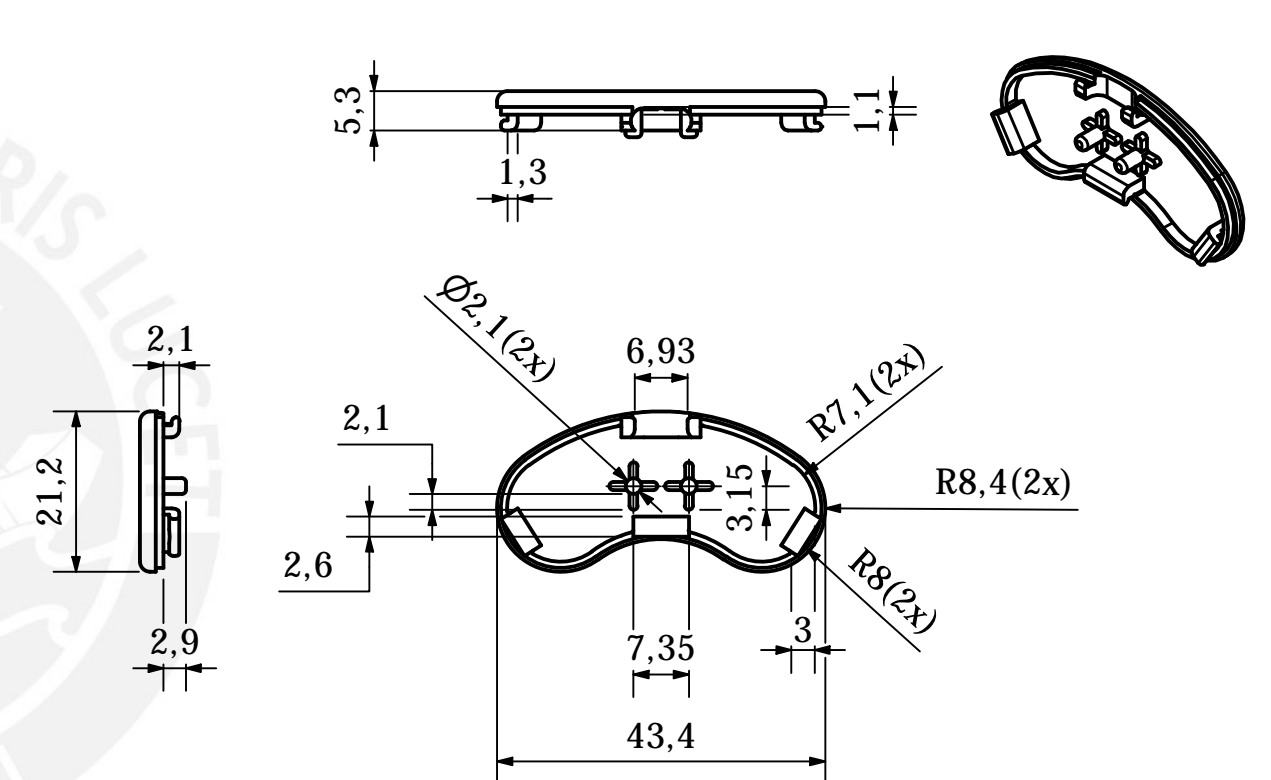
Parámetros de impresión 3D
-Altura de capa: 0.2 mm
-Velocidad de impresión: 50 mm/s
-Densidad de relleno: 20%
-Temperatura de la cama: 60°C

ACABADO SUPERFICIAL F0.1	TOLERANCIA GENERAL ± 0.2 mm	MATERIAL PLÁSTICO - PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA BIOMÉDICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN PLANO DE DESPIECE DEL MÓDULO DE CONTROL Y ALARMA	ESCALA 1:1	FECHA 2025.15.07
20181039	GUEVARA REMON, FERNANDO JESUS	LÁMINA: 03-A0-001

NOMBRE: Carcasa del sensor (Base)
 ESCALA: 1:1
 CANTIDAD: 1



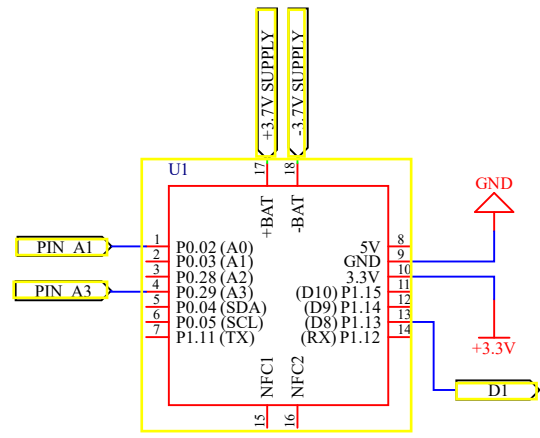
NOMBRE: Carcasa del sensor (Base)
 ESCALA: 1:1
 CANTIDAD: 1



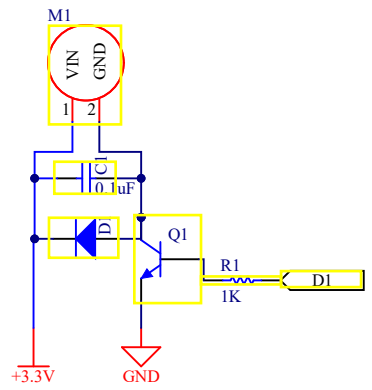
Parámetros de impresión 3D
 -Altura de capa: 0.2 mm
 -Velocidad de impresión: 50 mm/s
 -Densidad de relleno: 20%
 -Temperatura de la cama: 60°C

ACABADO SUPERFICIAL FDM 100	TOLERANCIA GENERAL ± 0.2 mm	MATERIAL PLÁSTICO - PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA BIOMÉDICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	PLANO DE DESPIECE DEL MÓDULO ADQUISICION DE SEÑALES EMG	ESCALA 1:1
20181039	GUEVARA REMON, FERNANDO JESUS	FECHA: 2025.15.07
		LÁMINA: 04-A3-D02

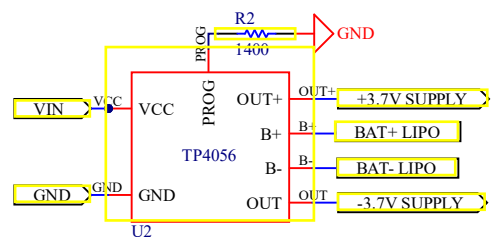
XIAO nRF52840 Sense



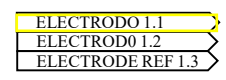
Módulo de alarma háptico



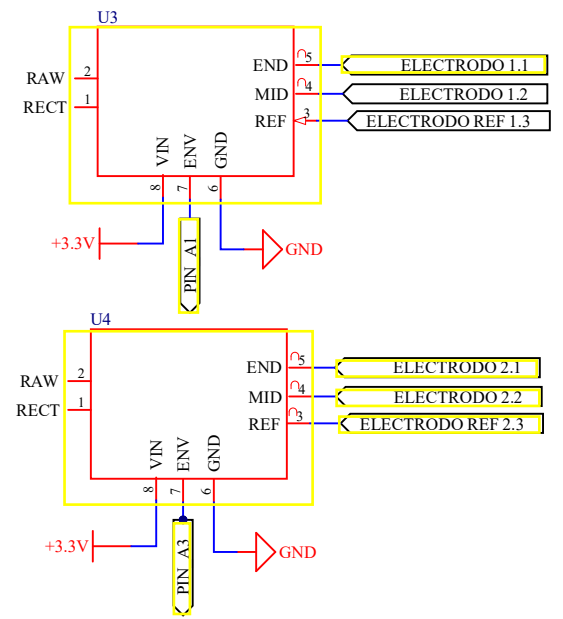
Módulo cargador



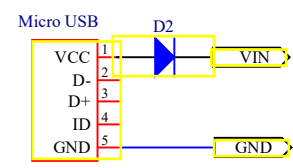
Electrodos EMG



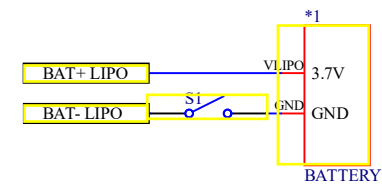
Sensores EMG Myoware 2.0



Entrada de carga



Switch de encendido



Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	11-06-2025	Sheet of
File:	D:\Escritorio\.\SCH Tesis.SchDoc	Drawn By: