



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL**

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES

Tema:

**SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA
PERCEPCIÓN SUBJETIVA DEL DOLOR**

Trabajo de Titulación Modalidad Proyecto de Investigación, presentado previo a la
obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones

ÁREA: Física y Electrónica

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Tecnologías de información y Sistemas de control

AUTOR: Luis Enrique Bonilla Bautista

TUTOR: Ing. Edgar Patricio Córdova Córdova, Mg.

Ambato – Ecuador

febrero – 2024

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de tutor del Trabajo de Titulación con el tema: SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA PERCEPCIÓN SUBJETIVA DEL DOLOR, desarrollado bajo la modalidad Proyecto de Investigación por el señor Luis Enrique Bonilla Bautista, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, me permito indicar que el estudiante ha sido tutorado durante todo el desarrollo del trabajo hasta su conclusión, de acuerdo a lo dispuesto en el Artículo 15 del Reglamento para obtener el Título de Tercer Nivel, de Grado de la Universidad Técnica de Ambato, y el numeral 7.4 del respectivo instructivo.

Ambato, febrero 2024.

Ing. Edgar Patricio Córdova Córdova, Mg.

TUTOR

AUTORÍA

El presente trabajo de titulación con el tema: SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA PERCEPCIÓN SUBJETIVA DEL DOLOR es absolutamente original, auténtico y personal. En tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, febrero 2024.



Luis Enrique Bonilla Bautista

C.C. 0503386252

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación en favor de la Universidad Técnica de Ambato, con fines de difusión pública. Además, autorizo su reproducción total o parcial dentro de las regulaciones de la institución.

Ambato, febrero 2024.



Luis Enrique Bonilla Bautista

C.C. 0503386252

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del Informe Final del Trabajo de Titulación presentado por el señor Luis Enrique Bonilla Bautista, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad Proyecto de Investigación, titulado SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA PERCEPCIÓN SUBJETIVA DEL DOLOR, nos permitimos informar que el trabajo ha sido revisado y calificado de acuerdo al Artículo 17 del Reglamento para obtener el Título e Tercer Nivel, de Grado de la Universidad Técnica de Ambato, y al numeral 7.6 del respectivo instructivo. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con la señora Presidente del Tribunal.

Ambato, febrero 2024.

Ing. Elsa Pilar Urrutia Urrutia, Mg.

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Dr. Freddy Benalcázar Palacios, Mg.

PROFESOR CALIFICADOR

Ing. Clara Augusta Sánchez Benítez, Mg.

PROFESOR CALIFICADOR

DEDICATORIA:

A mi querida madre, mi pilar y fuente de apoyo incondicional. Gracias por tu sacrificio y apoyo económico, sin el cual este logro no sería posible. Estoy aquí gracias a ti.

A Bryan, a quien respeto profundamente por su sabiduría y por compartir conmigo amaneceres de proyectos inolvidables. Aunque sus críticas no faltaban, sé que siempre buscaba lo mejor para mí.

A Edwin, compañero valioso que apareció en mi vida al inicio de la pandemia. Gracias por tu apoyo inquebrantable en los momentos difíciles. Te deseo que alcances todos tus sueños, porque tu dedicación lo merece.

A los docentes, cuyo arduo trabajo y conocimientos nos han guiado en este camino hacia la vida profesional. Vuestra enseñanza ha sido invaluable y ha dejado una huella imborrable en mi formación.

A todos ustedes, mi gratitud eterna. Este logro es también suyo.

AGRADECIMIENTO:

Quiero expresar mi profundo agradecimiento a Dios, fuente de fortaleza y guía en cada paso de mi vida. Sin su amor y dirección, nada de esto sería posible.

A mi amada familia, gracias por ser mi mayor apoyo en este viaje. Su aliento constante, paciencia y amor incondicional han sido mi mayor motivación. Cada logro que alcanzo es también su logro.

Mi reconocimiento especial va dirigido al Ing. Patricio Córdova, mi tutor, cuya orientación experta y compromiso fueron fundamentales en el desarrollo de este proyecto. Su sabiduría y paciencia han sido una inspiración para mí.

Agradezco enormemente a mis calificadores, cuya dedicación y comentarios constructivos han sido cruciales para avanzar en mi proyecto. Su experiencia y orientación han sido la brújula que me ha guiado hacia el éxito.

INDICE GENERAL DE CONTENIDOS

APROBACIÓN DEL TUTOR.....	ii
AUTORÍA.....	iii
DERECHOS DE AUTOR	iv
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO	v
DEDICATORIA:	vi
AGRADECIMIENTO:	vii
INDICE GENERAL DE CONTENIDOS.....	viii
INDICE DE TABLAS	x
INDICE DE FIGURAS.....	xi
RESUMEN EJECUTIVO.....	xii
ABSTRACT.....	xiii
CAPÍTULO I.....	1
1.1 Tema de investigación.....	1
1.2 Antecedentes investigativos	1
1.2.1 Planteamiento del problema.....	4
1.2.2 Fundamentación teórica	6
1.3 Objetivos	20
1.3.1 Objetivo general	20
1.3.2 Objetivos específicos	20
CAPÍTULO II	21
2.1 Materiales	21
2.2 Métodos	23
2.2.1 Modalidad de la investigación	23

2.2.2	Población y muestra	24
2.2.3	Recolección de información.....	25
2.2.4	Procesamiento y análisis de datos.....	26
CAPÍTULO III		27
3.1	Análisis y discusión de resultados.....	27
3.2	Desarrollo de la propuesta.....	28
3.2.1	Esquema general del sistema	28
3.2.2	Diseño del prototipo.....	30
CAPÍTULO IV		71
4.1	Conclusiones	71
4.2	Recomendaciones.....	72
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		73
ANEXOS		76

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de Dolor	9
Tabla 2. Características de Materiales de usos.....	22
Tabla 3. Características de sensores comerciales.....	31
Tabla 4. Sensores Elegidos para el Sistema.	31
Tabla 5. Características de los protocolos de mensajería.....	32
Tabla 6. Valores capturados por los sensores.	50
Tabla 7. Función de distribución acumulada con respecto al ritmo cardiaco.	59
Tabla 8. Función de distribución acumulada con respecto a la presión.....	60
Tabla 9. Función de distribución acumulada con respecto a la presión.....	60
Tabla 10. Función de distribución acumulada con respecto al dolor.....	61
Tabla 11. Gastos investigativos.	68
Tabla 12. Precio comercial unitario.	69
Tabla 13. Precio comercial al por mayor.	70

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Escala del dolor unidimensional EVA.....	12
Figura 2. Escala del dolor unidimensional EN.....	12
Figura 3. Escala unidimensional del dolor EVS.	13
Figura 4. Escala unidimensional del dolor EFF.	13
Figura 5. Escala multidimensional del dolor MPQ Cuestionario DN4.....	14
Figura 6. Etapas de un sistema electrónico.	16
Figura 7. Esquema general del sistema inalámbrico.	29
Figura 8. Diagrama de conexión.	34
Figura 9. Diseño del PCB.	36
Figura 10. Diseño 3D del prototipo.	37
Figura 11. Diagrama de flujo.	40
Figura 12. ANOM Normal Unidireccional de Error (SpO2).	62
Figura 13. ANOM Normal Unidireccional de Error (RC).	62
Figura 14. ANOM Normal Unidireccional de Error (Qt).	63
Figura 15. ANOM Normal Unidireccional de Error (P).	63
Figura 16. Gráfica de probabilidad de Qtc; P; Qt y RC.	64
Figura 17. Gráfica de series de tiempo de RC; Qt; P; Qtc y Error.	65
Figura 18. Gráfica de Línea Ajustada Qtc.	66
Figura 19. Gráfica de Línea Ajustada Qt.	67

RESUMEN EJECUTIVO

El proyecto enfocado en la creación de un dispositivo revolucionario para la medición del dolor en fisioterapia ha alcanzado hitos significativos en tres objetivos estratégicos. La revisión bibliográfica exhaustiva integró tanto métodos tradicionales como innovadores, proporcionando una sólida base conceptual para el desarrollo del dispositivo.

En cuanto al desarrollo del dispositivo para medir la fuerza máxima que un paciente puede soportar, se ha logrado un éxito notable. El diseño, escalable y cómodo para el paciente, junto con la compacta electrónica, garantiza mediciones precisas de la fuerza. La implementación del sistema de gestión de información y visualización de datos se destaca como esencial. La interfaz intuitiva y el almacenamiento seguro en un servidor MySQL aseguran la accesibilidad y confidencialidad de los datos del paciente. El dispositivo, diseñado con enfoque ergonómico y funcionalidad electrónica, se posiciona como una herramienta valiosa en el ámbito de la fisioterapia. Este proyecto no solo llena un vacío en las herramientas médicas para la fisioterapia, sino que también establece las bases para futuras innovaciones en el monitoreo del dolor. La combinación de un diseño avanzado, un análisis estadístico robusto y una interfaz amigable respalda el impacto positivo del dispositivo en la medición y gestión del dolor, brindando una solución única en este campo especializado.

Palabras clave: Dolor, respuesta galvánica de la piel, ritmo cardíaco, tensión muscular.

ABSTRACT

The project focused on the creation of a revolutionary device for pain measurement in physiotherapy has achieved significant milestones in three strategic objectives. The comprehensive literature review integrated both traditional and innovative methods, providing a solid conceptual foundation for the device's development.

Regarding the development of the device for measuring the maximum force a patient can withstand, remarkable success has been achieved. The scalable and patient-friendly design, coupled with compact electronics, ensures accurate force measurements. The implementation of the information management and data visualization system is highlighted as essential. The intuitive interface and secure storage in a MySQL server ensure accessibility and confidentiality of patient data. The device was designed with an ergonomic and functional electronic focus, positioning it as a valuable tool in the field of physiotherapy. This project not only fills a gap in medical tools for physiotherapy but also lays the groundwork for future innovations in pain monitoring. The combination of advanced design, robust statistical analysis, and a user-friendly interface supports the positive impact of the device on pain measurement and management, providing a unique solution in this specialized field.

Keywords: Pain, galvanic skin response, heart rate, muscle tension.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Tema de investigación

SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA PERCEPCIÓN SUBJETIVA DEL DOLOR.

1.2 Antecedentes investigativos

Para el desarrollo teórico práctico del proyecto hay que indagar conocimientos relacionados con el área médica específica en las técnicas empleadas para hacer pruebas de dolor en pacientes y con las alternativas electrónicas y programáticas necesarias para acceder a los datos importantes del tema y generar la base de datos correspondiente.

El artículo “Un enfoque novedoso para cuantificar objetivamente la percepción subjetiva del dolor a través del análisis de señales del electroencefalograma” fue escrito por Mahmoud Elsayed, K Swee, Shing Chiang Tan y Shing Tan, el estudio se realizó en Singapur y se publicó en el año 2020. La idea principal del trabajo es proponer un enfoque novedoso para cuantificar objetivamente la percepción subjetiva del dolor, la investigación integra técnicas de procesamiento de señales y principios de aprendizaje automático para aprender las señales cerebrales asociadas con el dolor y clasificarlas en una de las cuatro intensidades de dolor (sin dolor, baja, moderada y alta), se encontró que el procesamiento de la señal reveló una correlación directa entre la potencia de la banda de frecuencia Alpha y la intensidad del dolor, y el clasificador podría lograr una precisión de 94.83%, los resultados del estudio es que el enfoque propuesto proporciona una pista para el mejoramiento de la comprensión científica colectiva de las actividades del cerebro infligidas por el dolor físico y ayuda a construir una predicción automatizada confiable del dolor, que será de gran importancia en diversas aplicaciones clínicas [1].

En 2019, Seung Lee, Ok-Kyun Kim, Hyung-Hwan Baik y Ji-Hye Kim realizaron un estudio piloto sobre “El desarrollo de un dispositivo de medición del dolor mediante estimulación eléctrica y presión”, el estudio se realizó en ratas macho Sprague-Dawley adultas en un centro de atención animal en Yongin, Corea. La idea principal del estudio fue desarrollar un dispositivo de medición del dolor que pudiera proporcionar una evaluación objetiva y cuantitativa del dolor. El sistema consistió en dos partes, un componente para estimulación eléctrica y un dolorímetro de presión, para la aplicación de dos tensiones diferentes. El componente de estimulación eléctrica del sistema fue capaz de medir el grado de dolor por la corriente aplicada, mientras que el dolorímetro de presión midió el nivel de dolor según el grado de inflamación. Los resultados del estudio mostraron que el componente de estimulación eléctrica no causó ningún daño, incluyendo inflamación tisular y apoptosis. El componente de presión fue capaz de medir valores de presión que dependían del grado de inflamación, los resultados del estudio fue que el sistema de medición del dolor tiene el potencial de ser utilizado para la evaluación objetiva y cuantitativa del dolor en un entorno clínico, pero se necesitan más investigaciones y desarrollo para abordar los problemas restantes [2].

Vicente-Herrero, Delgado-Bueno, Bandrés-Moyá, Ramírez-Iñiguez-de-la-Torre y Capdevilla-García en su paper titulado “Valoración del dolor. Revisión comparativa de escalas y cuestionarios”, presentado en la Revista de la Sociedad Española del Dolor en el año 2018, se cuenta con información teórica referente al dolor como una patología frecuente en la población además se accede a una revisión de los distintos baremos, escalas y cuestionarios que son utilizados para valorar el dolor y sus limitaciones dependiendo de su nivel, permitiendo evidenciar la complejidad de la valoración del dolor, este documento presenta las escalas, cuestionarios y baremos de discapacidad e incapacidad para poder valorar el dolor a través de una comparativa entre ellos reafirmando como resultado que la evaluación del dolor es un proceso complejo, y el uso de escalas y cuestionarios puede ser útil, pero ninguno de ellos es concluyente. Por lo tanto, los investigadores deben decidir qué método usar en función de su experiencia y el objetivo que intentan lograr [3].

Pardo, Muñoz, y Chamorro, en su paper titulado “Monitorización del dolor. Recomendaciones del grupo de trabajo de analgesia y sedación de la SEMICYUC, presentada en la Revista Medicina Intensiva del año 2006, cuenta con información bibliográfica muy valiosa referente al dolor y su origen, las consecuencias que se desatan de su presencia en un ser humano y la evaluación del dolor dependiendo de las características y estado del paciente, este documento arroja como resultados de mayor relevancia que la simple distribución de escalas de cuantificación del dolor mejora su detección y control, siendo las escalas EVA y EVN las más útiles en el paciente, conscientes de que se incluyan en la rutina [4].

García Romero, Jiménez Romero, Fernández Abascal, Fernández-Abascal Puente, Sánchez Carrillo, M. Gil Fernández, en su paper titulado “La medición del dolor: una puesta al día”, presentado en la Revista Medicina Integral en el año 2002, presenta un análisis muy detallado acerca de las variables fisiológicas tanto a nivel neurovegetativo como neuroendocrino que inciden en la agudez del dolor y en sus correspondientes escalas que miden la intensidad del mismo, este material es de suma importancia porque tiene un compendio de todas las escalas de medición del dolor tanto unidimensionales como multidimensionales con sus respectivas características y protocolos dependiendo de la edad y otros factores asociados al tipo de paciente del cual se requiere efectuar la medición, en este documento se establece que la medición del dolor en niños se efectúa por subdivisión de edad partiendo de la observación conductual, movimientos, llantos, reflejo de retirada de miembros y parámetros fisiológicos, ya que la escala analógica visual podría emplearse a partir de los 5 años, en los casos de dolor agudo en personas mayores a los 7 años son muy efectivas las escalas unidimensionales que miden la intensidad del dolor, y en presencia de dolor crónico es preferible utilizar métodos multidimensionales complementados con escala analógica visual o escalas numéricas [5].

En este documento se puede recalcar que será un recurso bibliográfico importante para hacer una revisión rápida de los distintos métodos de medición del dolor reconociendo e

identificando sus características pudiendo determinar las razones por las cuales determinados métodos se usan con mayor frecuencia en la fisioterapia como herramienta para medir el dolor en los pacientes.

Cabe recalcar que no se han encontrado artículos científicos actualizados a partir del año 2020 que incluyan el estudio o desarrollo de dispositivos que permitan efectuar mediciones del dolor en el área de fisioterapia por medio de respuestas fisiológicas de la piel, en consecuencia, se trabajó con la poca información encontrada.

1.2.1 Planteamiento del problema

El dolor es una experiencia subjetiva y compleja que afecta a millones de personas en todo el mundo. A pesar de su naturaleza subjetiva, la medición precisa y cuantificación del dolor es crucial para el diagnóstico y tratamiento efectivo de diversas condiciones médicas. Actualmente, la evaluación del dolor se basa principalmente en escalas subjetivas de autoinforme, lo que puede llevar a interpretaciones imprecisas y variabilidad interindividual.

La falta de herramientas objetivas y cuantitativas para medir la percepción del dolor ha creado un vacío en la comprensión y gestión efectiva de esta experiencia. Existen limitaciones inherentes a los métodos actuales, como la Escala Visual Analógica (EVA) y otras escalas subjetivas, que dependen en gran medida de la comunicación verbal y pueden estar influenciadas por factores emocionales y culturales.

Para abordar este desafío, se propone el desarrollo de un sistema electrónico avanzado que permita la cuantificación objetiva de la percepción subjetiva del dolor. Este sistema deberá integrar tecnologías como sensores biométricos y análisis de datos para proporcionar mediciones más precisas y reproducibles. La implementación de un enfoque electrónico

no solo mejorará la objetividad de la medición del dolor, sino que también permitirá una visualización en tiempo real de los valores medidos, facilitando así un mejor entendimiento de la variabilidad temporal del dolor.

Este proyecto se enfrenta a desafíos tecnológicos, éticos y clínicos, incluyendo la validación del sistema en diferentes poblaciones, la consideración de factores culturales en la percepción del dolor, y la garantía de la privacidad y seguridad de los datos recopilados. Sin embargo, superar estos desafíos podría afectar significativamente la mejora de la atención médica, la personalización de tratamientos y la calidad de vida de quienes sufren de condiciones dolorosas crónicas o agudas.

J. Sun en su artículo científico presenta un dispositivo portátil que utiliza sensores biométricos para medir el dolor de forma objetiva y continua. El dispositivo se diseñó para personas con enfermedades crónicas, como la artritis y el dolor de espalda. El dispositivo utiliza una combinación de sensores, incluidos sensores de temperatura, sensores de presión y sensores de movimiento. Los datos de estos sensores se utilizan para calcular un índice de dolor. El índice de dolor se puede utilizar para monitorear el dolor en el tiempo y evaluar la eficacia del tratamiento [6].

M. Wang presenta un sistema basado en smartphone que utiliza sensores biométricos y análisis de datos para medir el dolor. El sistema se diseñó para usar en personas con dolor agudo, como el causado por una lesión o una cirugía. El sistema se diseñó para usar en personas con dolor agudo, como el causado por una lesión o una cirugía. El sistema utiliza un smartphone para recopilar datos de sensores biométricos, como la frecuencia cardíaca, la temperatura de la piel y la actividad muscular. Los datos se envían a una nube, donde se analizan utilizando técnicas de aprendizaje automático. El análisis de datos se utiliza para calcular un índice de dolor [7].

1.2.2 Fundamentación teórica

Para el desarrollo del proyecto propuesto es necesario considerar conceptualización de índole científico que permita al autor y a los lectores del documento conocer las razones por las cuales es tan importante analizar la temática como un mecanismo que permita mejorar la interpretación de una característica fisiológica tan abstracta como el dolor, estos conceptos seleccionados son los siguientes:

Definición del dolor

La Asociación Internacional para el Estudio del Dolor (IASP), desarrolló en 1978 una definición de dolor que ha sido aceptada a nivel mundial en el entorno científico, sanitario y por la OMS, en esta se indica que "el dolor es una experiencia sensorial y emocional desagradable asociada a una lesión real o potencial o descrita en los términos de dicha lesión", y es un referente debido a que recoge los diversos componentes del dolor facilitando la identificación de los tipos de dolor, sin embargo con el paso de los años se ha actualizado la definición del dolor tratando de enmarcar todas las situaciones que se consideran dentro del dolor tomando en cuenta que el dolor es más que un síntoma y se constituye como una enfermedad por lo que la versión revisada señala que "el dolor es una experiencia sensorial y emocional desagradable asociada o similar a la asociada a una lesión tisular real o potencial" [8].

Tipos de dolor

El dolor se clasifica según parámetros característicos como su duración, la patogenia, la localización en el cuerpo del paciente, el curso, la intensidad, los factores pronósticos de control del dolor y según la farmacología que el paciente reciba [9].

Dolor según su duración

Este puede ser [9]:

- Dolor Agudo caracterizado porque es limitado en el tiempo y contiene un escaso componente psicológico.
- Dolor Crónico caracterizado por ser ilimitado en su duración y está acompañado de componentes psicológicos.

El dolor agudo advierte que algo está mal, es un evento relativamente corto y de duración variable, este puede aparecer debido a fatiga física o por exceso de ejercicio físico, entre otras situaciones y el comportamiento que desencadena este dolor en la persona está influenciado por experiencias pasadas, por el estado psicológico social y cultural del sujeto y por su personalidad.

El dolor agudo se vuelve crónico al existir un suceso de dolor diario por un periodo mayor a cuatro meses, lo que genera altos niveles de ansiedad y sentimientos de desesperanza, también se debe indicar que sus efectos dependen de sí el dolor es benigno o maligno [10].

Dolor según su patogenia

Este puede ser [9]:

- Dolor Neuropático caracterizado porque es producido por un estímulo directo del sistema nervioso central o por alguna lesión de vías nerviosas periféricas, los pacientes lo describen como punzante y quemante.
- Dolor Nocioceptivo caracterizado por ser el más frecuente y está dividido en somático y visceral.
- Dolor Psicógeno en el cual interviene el ambiente psico social que afecta al individuo siendo indispensable la necesidad de un incremento de las dosis de analgésicos.

Dolor Según la localización

Este puede ser [9]:

- Dolor Somático el cual se produce por la excitación anormal de ciertos nociceptores somáticos superficiales o profundos razón por la cual este dolor es localizado, punzante y se irradia por trayectos nerviosos.
- Dolor Visceral caracterizado porque se produce por la excitación anormal de nociceptores viscerales razón por la cual este dolor es continuo y profundo y se irradia a zonas alejadas al lugar donde se originó.

Dolor Según el curso

Puede ser Dolor Continuo cuando es persistente y no desaparece en el transcurso del día, o puede ser Dolor Irruptivo cuando se presenta una exacerbación transitoria del dolor en pacientes que están controlados con un dolor de fondo estable [9].

Dolor según la intensidad

Puede ser Dolor Leve con el cual el paciente puede realizar sus actividades habituales, también existe el Dolor Moderado cuando este interfiere con las actividades habituales del paciente por lo que precisa tratamiento con la aplicación de opioides menores, o podría ser Dolor Severo cuando interfiere incluso con el descanso del paciente precisando para su tratamiento opioides mayores [9].

Dolor según factores pronósticos de control del dolor

Según el pronóstico del dolor, este se clasifica en Dolor difícil o complejo que es el que no responde favorablemente a una estrategia analgésica habitual [9].

Dolor según la farmacología

Según la farmacología el dolor se clasifica dependiendo del tipo de respuesta que tenga a los opiáceos y puede ser con buena respuesta los opiáceos, parcialmente sensible a los opiáceos o escasamente sensible a opiáceos [9].

En el presente análisis, se aborda la clasificación más extendida del dolor según sus características de manifestación o respuesta a tratamiento, presentada detalladamente en la Tabla 1.

Tabla 1. Tipos de Dolor [9]

Se clasifica según:	Duración	Dolor Aguda	Duración en el tiempo menor a tres meses.
		Dolor Crónico	Duración por encima de los tres meses.
	Patogenia	Dolor Nociceptivo	Con una causa atribuible al sistema somatosensorial.
		Dolor Neuropático	Dolor que tiene compromiso del sistema nervioso y una delimitación en el mismo.
		Dolor Nociplástico	Dolor que no tiene un origen nervioso ni una causa nociceptiva (proceso neuronal potencialmente dañino) atribuible.
	Localización	Dolor somático	Puede ser de origen superficial cuando se atribuye a piel o profundo cuando este proviene de músculos, articulaciones, ligamentos o tendones.
		Dolor visceral	Dolor que proviene de órganos corporales internos (corazón, vasos sanguíneos, estómago, vísceras).
	Curso	Dolor irradiado	Dolor que se produce en una zona y conlleva un recorrido nervioso.
		Dolor referido	Dolor propagado producido a distancia de su origen o causa inicial.
	Intensidad	Parámetro de diferencia o puntuación asociado al dolor.	Calificación numérica, verbal o cara que se le asigna al dolor experimentado en el momento de la evaluación.

Concepto de umbral de dolor

El dolor se cataloga como una experiencia desagradable que está asociada a alguna lesión y se caracteriza porque es subjetivo, valorable y personal, cabe recalcar que este indicativo se va a disparar alertando a quien lo padezca de los diferentes periodos de una lesión o enfermedad dependiendo del umbral del dolor que tenga el individuo, razón por la cual el umbral del dolor es la intensidad mínima a partir de la cual un estímulo se considera doloroso influenciado por la genética, factores sociales y emocionales, pero no tiene el

mismo significado que la tolerancia al dolor la cual es la intensidad máxima de dolor que somos capaces de soportar [11].

Percepción subjetiva del dolor

La percepción subjetiva del dolor es la mayor dificultad que encuentra en la práctica y esta interfiere con su diagnóstico y tratamiento, se dice que el dolor es subjetivo y su existencia depende de que un paciente manifieste que algo le duele, cuya intensidad es aquella que el paciente expresa y el dolor se percibe en la medida que el paciente dice que le duele, por lo que el dolor debe ser contemplado desde una perspectiva sensorial en la cual un mecanismo neurofisiológico indica que algo en el cuerpo está alterado y desde una perspectiva biológica - somática que se relaciona con la dimensión psíquica y la interpretación personal[12].

Métodos clínicos de medición del dolor

El dolor clínico es una experiencia subjetiva cuyo mejor descriptor es el paciente que lo está sintiendo, ya que no existe una correlación directa entre la apreciación de sus familiares y la estimación de los médicos y enfermeras, ya que a pesar de que se han intentado múltiples métodos para realizar la medición del dolor no se ha encontrado uno que evalúe todas las áreas que están involucradas en la estimación, razón por la cual además de las diferentes escalas de medición existentes también se han ensayado métodos objetivos.

Entre los métodos más difundidos se pueden mencionar los siguientes:

El método fisiológico que consiste en realizar mediciones de sustancias que produce el cuerpo en situaciones de dolor tales como la Hormona antidiurética, el Cortisol y catecolaminas y el empleo de Métodos electrofisiológicos tales como el uso de Electromiografía y estudios de conducción nerviosa que se encarga de registrar los

potenciales musculares en reposo y en movimiento con el uso de electrodos en aguja tras la aplicación de sustancias álgicas[13].

Otro método electrofisiológico son los potenciales evocados que detectan una actividad eléctrica medida entre el vértex y el occipucio que sigue a una actividad neuronal discreta a consecuencia de un estímulo doloroso breve permitiendo evaluar la intensidad del estímulo doloroso, la Polisomnografía que consiste en la observación del sueño del paciente con un registro nocturno de ciertas variables biológicas, el EEG que es un registro electroencefalográfico empleado para monitorizar estados inespecíficos de excitación en el transcurso de estudios de dolor, las Imágenes cerebrales PET que permite evaluar las respuestas supraespinales a la estimulación dolorosa experimental, la Termografía que registra la radiación térmica infrarroja de una superficie del cuerpo del paciente y muestra imágenes cuando las diferencias de emisión se representan por colores o grados de grises[13].

Los Métodos conductuales que se apoyan en las conductas del paciente indicadoras de la experiencia dolorosa tales como: quejidos, muecas, suspiros, posturas corporales, expresiones faciales, bajo nivel de actividad, ingesta de medicación analgésica o absentismo laboral, los mismos que se ven afectados por respuestas culturales, estados emocionales y variabilidad psicológica[13].

Los Métodos verbales que son las manifestaciones verbales o escritas que permiten valorar las impresiones subjetivas de los individuos en el proceso de la entrevista con el paciente y se subdividen en métodos unidimensionales y multidimensionales dependiendo del grado de análisis que se consiga a través de los cuestionarios aplicados[13].

Escalas Unidimensionales de medición del dolor

Estas escalas son ampliamente utilizadas por ser sencillas y permiten distinguir si el tratamiento está siendo efectivo en la reducción de la intensidad del dolor[14].

Entre las escalas más importantes se pueden mencionar:

- **Escala visual analógica EVA:** que consiste en una línea horizontal de 10 centímetros, que en los extremos contiene las expresiones extremas del dolor, de tal forma que en el extremo izquierdo se ubica la menor intensidad del dolor y en el extremo derecho se ubica la mayor intensidad del dolor, y el procedimiento consiste en solicitar al paciente que marque en la línea el punto que indique la intensidad del dolor y posterior se efectúa la medición con una regla milimetrada y la intensidad se expresa en centímetros o milímetros, contemplando que será leve hasta 4 cm, moderada de 5 a 7cm y severa si es mayor a 7cm[14].



Figura 1. Escala del dolor unidimensional EVA.[14]

- **Escala numérica verbal EN:** en la cual el paciente puntúa su dolor del 0 al 10, siendo 0 la ausencia de dolor y 10 el peor dolor que el paciente puede sentir[14].

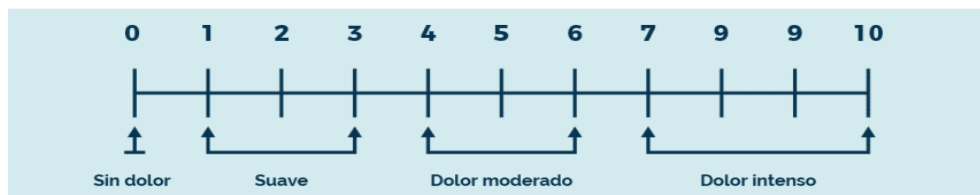


Figura 2. Escala del dolor unidimensional EN.[14]

- **Escala verbal simple EVS:** es una escala categórica verbal del dolor, en la cual el paciente elige la palabra que describa de mejor forma la intensidad de su dolor, ya que cada palabra está asociada a un valor numérico que permite la

cuantificación y registro, tendiendo como desventaja una baja sensibilidad, un escaso rango de respuesta y la dificultad para aplicarla en investigación[14].



Figura 3. Escala unidimensional del dolor EVS.[14]

- **Escala de expresiones faciales EFF:** esta se utiliza principalmente en edad pediátrica y muestra la representación de una serie de caras con diferentes expresiones que oscilan desde la alegría al llanto y a cada una de estas se le asigna un número del 0 (no dolor) al 6 (máximo dolor), por lo que el paciente tiene que seleccionar la cara que mejor representa la intensidad de su dolor[14].



Figura 4. Escala unidimensional del dolor EFF.[14]

Escalas Multidimensionales de medición del dolor

Estas escalas son muy importantes ya que evalúan todos los aspectos del dolor, sin embargo, son más complejas en su uso. (Hospital universitario de Fuenlabrada, s.f.)

Dentro de las escalas más utilizadas están las siguientes:[14]

- **McGill Pain Questionnaire MPQ:** es una escala que consta de tres categorías que son la emocional, sensorial y evaluativa, por lo que contiene una serie de descriptores que permiten a los pacientes describir su dolor con mayor precisión Figura 15.

Nombre paciente _____ Fecha _____ Hora _____ am/pm

PRI: S _____ A _____ E _____ M _____ PRI (T) _____ PPI _____
 (1-10) (11-15) (16) (17-20) (1-20)

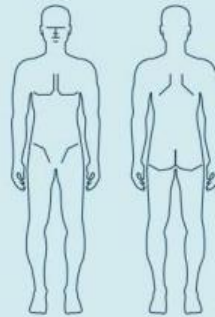
1 Espasmódico Temblor Palpitante Latente Golpeteo	11 Cansado Exhaustivo	Breve Momentáneo Transitorio	Rítmico Periódico Intermitente	Continuo Estable Constante			
2 Creciente Repentino Provocado	12 Nauseabundo Sofocante						
3 Punzante Taladrante Perforante Puñalada Lancinante	13 Temeroso Espantoso Terrorífico	 <p>E = Externo I = Interno</p>					
4 Agudo Cortante Lacerado	14 Agotador Debilitador Cruel Perverso Mortal						
5 Pellizcante Prensante Picante Calambres Aplastante	15 Desdichado Cegador						
6 Tirante Tracción Desgarrador	16 Incómodo Perturbador Abatido Intenso Inaguantable						
7 Caliente Quemazón Escaldado Quemadura	17 Difuso Irradiante Penetrante Que traspasa						
8 Punción Picazón Escozor Picadura	18 Apretado Entumecido Estirante Abrumador Desgarrador						
9 Insensibilidad Sensibilidad Hiriente Dolorido Fuerte	19 Fresco Frio Helado						
10 Blando Tenso Áspero Terrible	20 Persistente Nauseabundo Agonizante Horroso Torturante						
	PPI 0 Sin Dolor 1 Suave 2 Incómodo 3 Angustioso 4 Horrible 5 Agudísimo				Comentarios:		

Figura 5. Escala multidimensional del dolor MPQ Cuestionario DN4.[14]

- **.Questionnaire de Douleur de Saint-Antoine (QDSA):** es una herramienta adaptada del McGill Pain Questionnaire y se encarga de censar la dimensión sensorial y afectiva, este incorpora 16 grupos de palabras que describen las dimensiones sensoriales y afectivas del dolor, en las cuales nueve grupos tienen descriptores de cualidades sensoriales del dolor y los siete grupos restantes poseen calificativos afectivos debidos al cuadro doloroso, y el paciente debe atribuir a cada calificativo una puntuación que va desde el 0 (ningún dolor) hasta el 4 (dolor más fuerte)[15].

Técnica para medir el dolor en Fisioterapia

Es importante manifestar que no existe ninguna prueba objetiva específica o un aparato determinado que sirva para medir el dolor, razón por la cual para poder medir el dolor en Fisioterapia comúnmente el médico especialista le solicita al paciente que especifique con valores en una escala de 0 a 10 la intensidad de dolor que siente, correspondiendo a 0 la ausencia de dolor y a 10 un dolor insoportable, por lo que entre 1 y 3 situaríamos el dolor leve, el dolor moderado se marcaría entre 4 y 6 y el dolor intenso entre 7 y 9[15].

Presencia del dolor posterior a una sesión de fisioterapia.

Después de una sesión de tratamiento fisioterapéutico, es habitual sentir dolores en las zonas tratadas cuando hemos recibido tratamiento descontracturante, y esto se debe a que producen la rotura de microfibras musculares, el aumento de la temperatura del cuerpo, o la vasodilatación, siendo normal sentir dolores como agujetas o dolores de la piel en las zonas tratadas así como una sensación de fatiga muscular, por lo que es indispensable que el médico especialista identifique las causas del dolor producido y el nivel del mismo con la finalidad de utilizar otras técnicas de masaje en el tratamiento y de ser necesario medicar con opiáceos al paciente[15].

Sistemas electrónicos

Son un conjunto de circuitos que funcionan con señales eléctricas, tratándolas para ejecutar una determinada función, dichos sistemas constan de una etapa de entrada, en la que se recogen datos del exterior, de una etapa de proceso o control, donde se interpretan, gestionan y elaboran los resultados que permiten o no activar los dispositivos de salida, que forman la última etapa [16].

Etapas de un Sistema Electrónico

Un sistema electrónico está conformado por varias etapas, entre las que se pueden mencionar la etapa de entrada compuesta por sensores que captan información del exterior, la de salida formada por elementos sobre los que actuamos; por ejemplo, una bombilla, un motor un LED, la etapa de proceso en la que se usan los datos de entrada para actuar sobre la salida, la etapa de potencia que permite actuar si los componentes de la etapa necesitan una corriente elevada para activarse, hay que añadir la proporción de realimentación con la que se lleva la señal de salida a la entrada[17].

Cabe recalcar que dependiendo de la complejidad del proceso a veces es necesario tomar en cuenta otras etapas tales como las siguientes[18]:

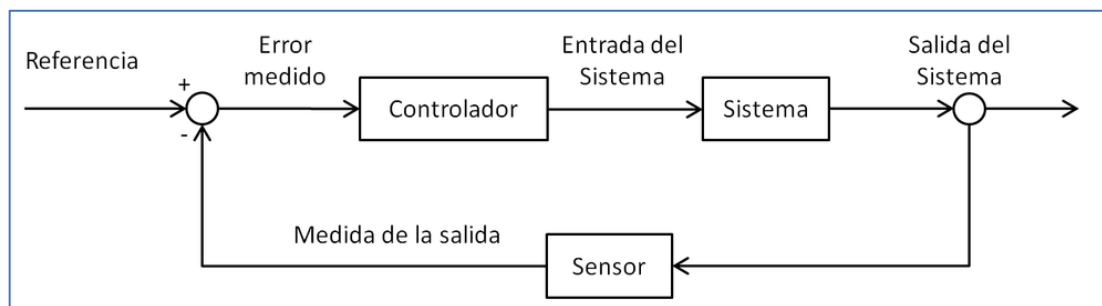


Figura 6. Etapas de un sistema electrónico.[18]

Sensores de fuerza y presión

Los sensores de fuerza y presión son dispositivos que permiten obtener una señal eléctrica proporcional a la fuerza que se aplica sobre ellos. A continuación, se presentan algunas características de los sensores de fuerza:[19]

- También se les llama células de carga.
- Pueden presentarse en múltiples formatos y tamaños, ya que los requisitos mecánicos de los sistemas en los que se integran son variados.
- Sensores de fuerza: Dinamómetros para máquinas de ensayo, células de carga para sistemas de pesaje y verificación en producción.

- Los sensores de fuerza pueden medir la fuerza de tensión y compresión que actúan sobre ellos.
- Estos transductores de fuerza se utilizan en numerosos sectores industriales como la construcción de maquinaria, automatización e ingeniería de procesos, entre otros.

Es importante mencionar que los sensores de fuerza no son lo mismo que los sensores de presión, aunque ambos pueden medir fuerza. Los sensores de presión miden la presión que se aplica sobre ellos[20].

Sensores biométricos

Los sensores biométricos son dispositivos que se utilizan para registrar y capturar muestras biométricas, es decir, características físicas y concretas de los seres humanos. A continuación, se presentan algunas informaciones relevantes acerca de los sensores biométricos: [21]

- Los sensores biométricos se pueden utilizar en diferentes áreas, como sistemas de identificación y autenticación, control de acceso, seguridad, entre otros.
- Un sensor biométrico es un transductor que transforma un rasgo físico y concreto de un ser humano en una señal eléctrica.
- Los sensores biométricos pueden ser sistemas mecánicos o electrónicos.
- Un sensor biométrico suele ser un dispositivo semiconductor que se puede combinar con un pequeño microprocesador o microcontrolador.
- Los sensores biométricos se clasifican en dos grandes tipologías: la biometría fisiológica y la biometría del comportamiento.

Es importante destacar que los sensores biométricos son una opción útil y segura de cara a incrementar la protección de datos y garantizar la seguridad en diferentes ámbitos.

Adquisición de datos

La adquisición de datos es un proceso importante en la medición de diferentes fenómenos físicos, como la fuerza, la presión, la temperatura, entre otros. A continuación, se presentan algunas informaciones relevantes acerca de la adquisición de datos[22]:

- Los sensores son dispositivos que se utilizan para medir diferentes fenómenos físicos, como la fuerza, la presión, la temperatura, entre otros.
- La adquisición de datos se realiza a través de un sistema de sensores y transductores que convierten los fenómenos físicos en señales eléctricas medibles.
- Los acondicionadores de señal son dispositivos que se utilizan para normalizar la salida del sensor y prepararla para la digitalización.
- La adquisición de datos se realiza a través de diferentes sensores epidérmicos que pueden recopilar datos.
- La adquisición de datos se puede realizar con diferentes sistemas, como el sistema PASPORT, que se utiliza para la adquisición de datos de sensores de fuerza.
- La precisión de un ensayo depende en gran medida de la precisión de los equipos de adquisición de datos utilizados.
- En la calibración de sensores de fuerza, se utilizan estímulos sinusoidales para reducir la incertidumbre de medida.

Es importante destacar que la adquisición de datos es un proceso que debe ser realizado por profesionales capacitados y con equipos especializados para garantizar mediciones precisas y confiables.

Procesamiento de señales

El procesamiento de señales es un proceso importante en el análisis y la corrección de señales, incluyendo datos científicos y de diferentes fenómenos físicos como la fuerza, la

presión, entre otros. A continuación, se presentan algunas informaciones relevantes acerca del procesamiento de señales [23]:

- El procesamiento de señales es la disciplina que desarrolla y estudia las técnicas de tratamiento (filtrado, amplificación...), el análisis y la clasificación de las señales.
- El procesamiento de señales se basa en los resultados de la teoría de la información y de la modelación de las señales como funciones matemáticas.
- El procesamiento de señales puede ser digital o analógico, según se procesen señales digitalizadas o señales analógicas.
- El procesamiento de señales se utiliza en diferentes áreas, como la medicina, la comunicación, la acústica, la ingeniería, entre otras.
- El acondicionamiento de señales es un proceso importante en la garantía de la exactitud de las mediciones.

Es importante destacar que el procesamiento de señales es un proceso que debe ser realizado por profesionales capacitados y con equipos especializados para garantizar mediciones precisas y confiables.

Interfaz y visualización de datos

La interfaz y la visualización de datos son aspectos importantes en el análisis y la comprensión de información y datos. A continuación, se presentan algunas informaciones relevantes acerca de la interfaz y la visualización de datos:[24]

- La visualización de datos se refiere a la representación gráfica de información y datos, y se realiza mediante elementos visuales como cuadros, gráficos y mapas.
- Las herramientas de visualización de datos proporcionan una manera accesible de ver y comprender tendencias, valores atípicos y patrones en los datos.
- Las herramientas y tecnologías de visualización de datos son esenciales para analizar grandes cantidades de información y tomar decisiones basadas en los datos.

- La interfaz de visualización de datos es el medio a través del cual los usuarios interactúan con los datos y las herramientas de visualización.
- Las herramientas de visualización de datos pueden incluir una interfaz de programación de aplicaciones (API) que permite importar datos desde diferentes fuentes.
- Las herramientas de visualización de datos deben ajustarse al tipo de datos que se desea visualizar y ser fáciles de usar para los usuarios.
- Las interfaces en la visualización de información deben ayudar a los usuarios a seleccionar las fuentes de datos a las que quieren interrogar.
- Las herramientas de visualización de datos pueden ser eficientes e interactivas a partir de una perspectiva geométrica.

Es importante destacar que la interfaz y la visualización de datos son aspectos importantes que deben ser considerados en la elección de herramientas para el análisis y la comprensión de datos.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

- Implementar un Sistema electrónico para la cuantificación de la percepción subjetiva del dolor.

1.3.2 Objetivos específicos

- Realizar una revisión bibliográfica exhaustiva sobre los métodos utilizados en Fisioterapia para medir el grado de dolor.
- Desarrollar un dispositivo electrónico que permita medir la fuerza máxima que soporta el paciente.
- Elaborar un sistema de gestión de información con los datos del paciente y graficar la información obtenida por el dispositivo de medición del dolor desarrollado

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

2.1 Materiales

En el campo de la salud y la investigación médica, la medición del dolor y la evaluación fisiológica se han convertido en áreas cruciales para comprender y abordar el bienestar de los pacientes. La implementación de dispositivos especializados permite recopilar datos objetivos que pueden complementar la evaluación subjetiva del dolor y proporcionar información valiosa sobre respuestas fisiológicas asociadas. En este contexto, presentamos dos cuadros comparativos que destacan características relevantes, usos y aplicaciones de dispositivos específicos, cada uno diseñado para medir indicadores específicos relacionados con el dolor y la salud en general.

La Tabla 2 se centra en dispositivos previamente mencionados, como el MIKROE-4500 ECG/GSR Click, el FORCE SENSOR A201-100 y el MCP6004-I/P. Estos dispositivos abarcan desde la medición de la actividad cardíaca y la respuesta galvánica de la piel hasta la amplificación de señales analógicas, ofreciendo diversas capacidades para la evaluación de la fisiología. Se exploran alternativas adicionales, como el MAX30102 para la monitorización cardíaca y oximetría, el DS18B20 para la medición precisa de la temperatura, el MPU6050 para la evaluación del movimiento y la posición, el ADS1299 para la medición de la actividad eléctrica cerebral, y el KY-038, un módulo de sensor de sonido para la detección de expresiones auditivas asociadas al dolor.

El cuadro sirve como guía comparativa, facilitando la selección de dispositivos según las necesidades específicas del proyecto y destacando sus aplicaciones potenciales en la medición del dolor y la evaluación fisiológica.

Tabla 2. Características de Materiales de usos.[20]

Dispositivo	Características Relevantes	Usos y Aplicaciones
MIKROE-4500 ECG/GSR Click	- Combina ECG (Electrocardiograma) y GSR (Respuesta Galvánica de la Piel) en un solo módulo	- Monitoreo de actividad cardíaca y respuesta galvánica
	- Conexión a microcontroladores a través de interfaz Click	- Investigación fisiológica, evaluación del estrés
	- Salida de datos analógicos y digitales	
FORCE SENSOR A201-100	- Sensor de fuerza resistivo de película delgada	- Medición de presión y fuerza en superficies
	- Rango de fuerza: 0 a 100 lb (0 a 445 N)	- Aplicaciones de interfaces táctiles, evaluación de fuerza
	- Baja histéresis y deriva	- Robótica, dispositivos médicos, monitoreo de presión
MCP6004-I/P	- Amplificador operacional cuádruple de propósito general	- Amplificación de señales analógicas en circuitos
	- Baja corriente de polarización (1 pA)	- Aplicaciones de acondicionamiento de señales analógicas
	- Rango de voltaje de alimentación: 1.8 V a 6.0 V	- Circuitos de instrumentación, procesamiento de señales
MAX30102	- Sensor de frecuencia cardíaca y oximetría	- Monitoreo de la frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno
	- Mide la intensidad de la luz transmitida y reflejada	- Aplicaciones de monitoreo de salud, pulsoximetría
	- Comunicación mediante I2C	
DS18B20	- Sensor digital de temperatura con interfaz 1-Wire	- Medición precisa de la temperatura corporal o del entorno
	- Rango de temperatura: -55°C a +125°C	- Sistemas de control de temperatura, dispositivos de monitoreo
	- Precisión de 0.5°C (de -10°C a +85°C)	
MPU6050	- Módulo con acelerómetro y giroscopio	- Medición de movimiento y posición
	- Rango de aceleración: ±2g, ±4g, ±8g, ±16g	- Dispositivos de realidad virtual, sistemas de estabilización
	- Rango de giro: ±250°/s, ±500°/s, ±1000°/s, ±2000°/s	
ADS1299	- Amplificador analógico-digital para electrodos EEG	- Medición de la actividad eléctrica cerebral
	- Hasta 8 canales de entrada analógica	- Investigación neurocientífica, monitoreo de trastornos cerebrales
KY-038	- Módulo de Sensor de Sonido con micrófono y amplificador	- Detección de sonidos relacionados con el dolor
	- Salida de señal analógica y digital	- Proyectos de monitoreo de audio, control de sonido

2.2 Métodos

2.2.1 Modalidad de la investigación

En el marco de la investigación aplicada, se utilizarán datos clínicos de medición de dolor de personas sanas y con tratamiento de terapia física, en los cuales se aplicará el sistema de medición del dolor y estos datos deben ser ingresados en la base de datos y generarán una gráfica que permita realizar el análisis cuantitativo de los datos obtenidos y posterior a ello se emitirá una contrastación de los resultados con las mediciones del experto conforme las escalas de medición prácticas que manejan los profesionales en fisioterapia, lo que permite conocer el funcionamiento del sistema y efectuar las correcciones en lo necesario.

En el marco de la investigación bibliográfica para el desarrollo del trabajo teórico, se utilizarán diferentes fuentes certificadas, tales como artículos científicos, libros médicos de fisioterapia, tesis de tercer y cuarto nivel y aquellos documentos que representen un aporte para la investigación. Para efectuar el trabajo práctico, es indispensable el uso de manuales que contengan el software y las librerías a utilizar, ya que se requiere un estudio minucioso del tema debido a su aplicación médica. Se espera, por tanto, que los errores en el proyecto sean prácticamente inexistentes.

La investigación también tiene una modalidad de campo ya que para el desarrollo del sistema de medición se requiere que exista interacción con profesionales en el área de fisioterapia que certifiquen el funcionamiento del sistema y contribuyan con su criterio profesional médico para efectuar las correcciones de errores en los resultados del diagnóstico cuantitativo del dolor mediante la manipulación de la programación mejorando la precisión del sistema.

Dentro de la modalidad de investigación, se aplicó las siguientes etapas:

- **Revisión Bibliográfica:** Durante esta fase, se llevó a cabo una exhaustiva revisión de estudios y tecnologías existentes relacionadas con modelos y formas actuales de medición del dolor.
- **Identificación de Problemas y Necesidades:** En esta etapa crítica, se identificaron de manera precisa los problemas y limitaciones inherentes a las tecnologías actuales.
- **Diseño y Desarrollo del Sistema:** Basándose en la información recopilada en las etapas anteriores, se procedió al diseño meticuloso y al desarrollo de un prototipo. Este proceso integró las mejores prácticas y conocimientos derivados de la revisión bibliográfica.
- **Pruebas y Evaluación:** El sistema desarrollado fue sometido a rigurosas pruebas en condiciones controladas, evaluando su eficacia y asegurando su seguridad.
- **Análisis de Resultados y Mejoras:** En la etapa final, se hizo un análisis exhaustivo de los resultados obtenidos en las pruebas.

2.2.2 Población y muestra

La elección de la muestra se fundamenta en un enfoque por conveniencia y un muestreo aleatorio, considerando la dinámica de un consultorio médico y la disponibilidad de pacientes. Esta metodología se selecciona pragmáticamente, priorizando la inclusión de aquellos pacientes que asisten al consultorio y cumplen con los criterios de estudio.

La elección se dio por muestreo por conveniencia, el cual se justifica por su practicidad y eficiencia en un entorno clínico. Facilita la captación de participantes sin imponer restricciones rígidas y refleja con precisión la población de pacientes que busca tratamiento en el consultorio, aumentando la aplicabilidad de los resultados.

La población objetivo de este estudio la componen 50 personas, representando una diversidad etaria de 18 a 65 años. Este rango amplio de edades se seleccionó estratégicamente para captar la variabilidad en las respuestas al dispositivo de medición del dolor en el contexto de la fisioterapia.

La muestra seleccionada para participar en el estudio será un grupo representativo de esta población total de 50 personas. Dicha muestra se elegirá de manera aleatoria para garantizar la representatividad de distintos grupos etarios dentro de la población. Se procurará incluir participantes de manera equitativa en diferentes rangos de edad, asegurando así una muestra balanceada y diversa que refleje la amplitud de la población objetivo.

La variabilidad en la edad dentro de la muestra permitirá evaluar la efectividad y la adaptabilidad del dispositivo en diferentes grupos demográficos. Además, se considerarán otros factores relevantes, como género y niveles de actividad física, para garantizar la representatividad y la aplicabilidad del estudio en contextos diversos de fisioterapia. La información recopilada de esta muestra contribuirá a la validez y generalización de los resultados del estudio en el ámbito más amplio de la población objetivo.

2.2.3 Recolección de información

En el Centro de Bienestar Físico Equilibrio, la recolección de información para nuestro estudio sobre la medición del dolor fue un proceso meticuloso. Comenzó con la cuidadosa selección de participantes que cumplieran con criterios específicos, asegurando la diversidad en género, edad y condiciones médicas. Se obtuvo el consentimiento informado de cada participante antes de proceder.

La medición de respuestas fisiológicas se realizó mediante dispositivos especializados, como el MIKROE-4500 ECG/GSR Click, que permitió evaluar la respuesta galvánica de la piel y la actividad cardíaca. Además, se implementó intervenciones controladas, como

la aplicación de presión con el FORCE SENSOR A201-100, para examinar la relación entre la presión aplicada y las respuestas fisiológicas asociadas al dolor.

Se registro de manera sistemática los datos, documentando la variabilidad individual en la experiencia del dolor y las respuestas fisiológicas. La privacidad y confidencialidad de la información fueron prioridades, utilizando códigos de identificación y almacenando los datos de forma segura.

Se aplicó análisis estadísticos para identificar patrones, correlaciones y diferencias significativas entre las variables estudiadas. Este proceso se llevó a cabo con altos estándares éticos y metodológicos, garantizando la validez y fiabilidad de los resultados obtenidos en el Centro de Bienestar Físico Equilibrio.

2.2.4 Procesamiento y análisis de datos

En el proceso de medición del dolor con los sensores AD8232 y GSR, se llevó a cabo un exhaustivo procesamiento y análisis de datos. Comienza con la limpieza y preprocesamiento de los datos del ECG y la conductancia de la piel, sincronizándolos temporalmente para analizar correlaciones precisas. Se separaron cada uno de los datos de acuerdo con cada sensor, facilitando el análisis de las respuestas fisiológicas ante diferentes estímulos dolorosos.

El análisis descriptivo proporciona una visión general de las distribuciones y tendencias en las señales ECG y GSR, seguido de la exploración de correlaciones estadísticas entre ambas. La identificación de picos en las señales ECG y la evaluación de la variabilidad del ritmo cardíaco permiten comprender la respuesta autonómica al dolor. Se comparan las respuestas fisiológicas en diversas condiciones de dolor, y los resultados se visualizan mediante gráficos para una interpretación clara.

Este proceso integral culminó en una validación de los resultados considerando el contexto clínico, proporcionando una comprensión significativa de las respuestas fisiológicas asociadas al dolor, mediante la integración de señales de ECG y GSR.

CAPÍTULO III

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Análisis y discusión de resultados

En el desarrollo de un sistema para la medición del dolor que emplea los sensores AD8232 y GSR, se establecen una serie de requisitos esenciales para garantizar un funcionamiento eficiente y la obtención de datos precisos. En primer lugar, se considera crucial la correcta conectividad y colocación de los electrodos del AD8232 para medir el electrocardiograma (ECG). Además, se requiere la elección cuidadosa de un sensor GSR que se adapte al estudio y permita una medición precisa de la variabilidad en la conductancia de la piel.

La plataforma de adquisición de datos juega un papel fundamental, ya sea un microcontrolador, Arduino o Raspberry Pi, debe ser capaz de recibir y gestionar las señales provenientes del AD8232 y del sensor GSR. Asimismo, se destaca la importancia de una interfaz de usuario amigable para controlar la adquisición de datos, ya sea a través de una aplicación de software o un panel de control en tiempo real.

Para lograr una correlación precisa de eventos fisiológicos, se plantea la necesidad de un mecanismo de sincronización temporal de las señales del AD8232 y del sensor GSR. Esto facilitará el análisis de la relación entre la actividad cardíaca y la conductancia de la piel en respuesta a diferentes estímulos dolorosos.

En términos de procesamiento de datos, se destaca la importancia de algoritmos eficientes para filtrar y limpiar la información recopilada, garantizando la calidad de las mediciones y reduciendo el ruido. La organización de datos se considera esencial para obtener valores específicos por sensor, lo que facilitará el análisis específico de condiciones de estímulo doloroso aplicadas.

La capacidad de realizar análisis estadísticos, incluyendo cálculos de correlación y comparaciones entre condiciones de dolor, se integra como un componente esencial. Asimismo, la visualización clara de los datos a través de gráficos es un requisito para una interpretación rápida y efectiva.

La seguridad y privacidad de los datos del participante se abordan mediante medidas específicas. El sistema debe cumplir con estándares éticos y regulaciones de privacidad, garantizando la confidencialidad de la información. La compatibilidad y escalabilidad se consideran requisitos adicionales, asegurando que el sistema pueda adaptarse a diferentes entornos y pueda ser mejorado o extendido fácilmente en el futuro. Finalmente, la implementación de procesos de calibración y validación se establece como una fase crucial para asegurar la precisión y confiabilidad de las mediciones, especialmente en contextos clínicos específicos.

3.2 Desarrollo de la propuesta

3.2.1 Esquema general del sistema

En el diseño del sistema destinado a la medición del dolor, se generó un esquema integral que incorpora los sensores AD8232 y GSR. El proceso comienza con la selección cuidadosa de los sensores, utilizando el AD8232 para medir el electrocardiograma (ECG) y un sensor GSR para evaluar la variabilidad en la conductancia de la piel. Estos dispositivos están conectados a una plataforma de adquisición de datos, que puede ser un microcontrolador ESP32 y un servidor local y conexión a la nube mediante una Raspberry Pi. Esta plataforma actúa como el centro neurálgico del sistema, siendo responsable de recibir y gestionar las señales provenientes de los sensores.

Una interfaz de usuario amigable se integra para facilitar la interacción con el sistema, permitiendo controlar la adquisición de datos a través de una aplicación de software o un panel de control en tiempo real. Para garantizar la coherencia temporal de las señales del

AD8232 y del sensor GSR, se implementa un mecanismo de sincronización temporal, crucial para correlacionar eventos fisiológicos de manera precisa.

El sistema se distingue por su compatibilidad con diferentes entornos y su diseño escalable, lo que permite la incorporación de mejoras o extensiones futuras. Finalmente, se establece un proceso sistemático de calibración y validación para asegurar la precisión y confiabilidad de las mediciones, particularmente en contextos clínicos específicos. Este esquema general proporciona una base sólida para el desarrollo de un sistema integral y efectivo para la medición del dolor.

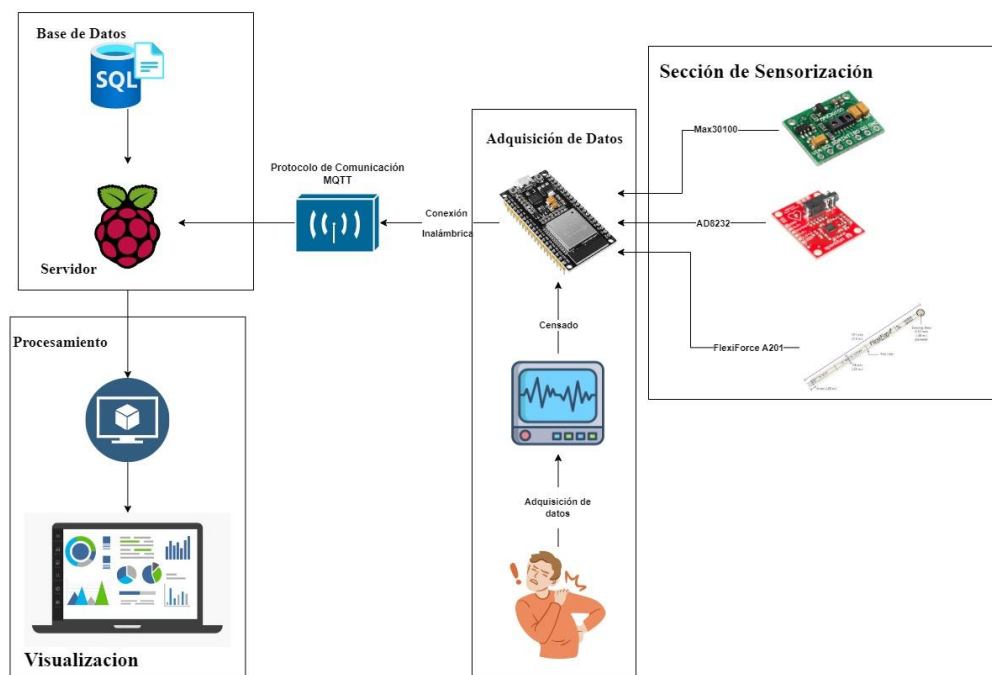


Figura 7. Esquema general del sistema electrónico.

La visualización clara de los datos es clave, y se logra a través de gráficos y visualizaciones que representan los resultados de manera comprensible. Esto facilita la interpretación rápida de patrones y tendencias, permitiendo una comprensión más intuitiva de las respuestas fisiológicas al dolor.

En términos de gestión de datos, el sistema incluye funciones para el almacenamiento seguro y organizado de la información recolectada, asegurando así la disponibilidad y facilidad de acceso para análisis posteriores. Se implementan medidas estrictas de seguridad y privacidad para proteger la confidencialidad de los datos del participante, cumpliendo con estándares éticos y regulaciones de privacidad.

3.2.2 Diseño del prototipo

a) Selección del dispositivo

Selección de sensores

La selección de dispositivos para el sistema de medición del dolor es un proceso crítico que implica elegir cuidadosamente los componentes que mejor se adapten a los objetivos del estudio. En este contexto, se optó por integrar tres sensores: el sensor de electrocardiograma AD8232 el cual se usará como medidor de respuesta galvánica y el sensor Max30100 como medio de obtención del electrocardiograma, al igual que un sensor de fuerza o FlexiForce A201.

Ambos dispositivos se integran de manera complementaria para obtener una visión holística de las respuestas del cuerpo al dolor. La combinación del AD8232 y el sensor ECG permite capturar tanto las variaciones en la actividad cardíaca como las respuestas autonómicas a través de la conductancia de la piel, proporcionando así una evaluación integral de la experiencia del dolor.

La selección de estos dispositivos se realiza con el objetivo de obtener mediciones precisas y fiables en un entorno de investigación clínica, permitiendo una interpretación robusta de las respuestas fisiológicas al dolor. Es fundamental considerar la calidad de la señal, la especificidad del sensor para las aplicaciones deseadas y la compatibilidad general con la plataforma de adquisición de datos seleccionada.

Tabla 3. Características de sensores comerciales.

Característica	MAX8614	MAX30102	HX711	INA219
Tipo	Sensor óptico	Sensor óptico	Sensor de fuerza	Sensor de corriente
Características	Medición de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno en sangre	Medición de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno en sangre	Medición de fuerza y presión	Medición de corriente continua
Aplicaciones	Dispositivos portátiles, monitoreo médico	Dispositivos portátiles, monitoreo médico	Equipos médicos, aplicaciones industriales	Equipos electrónicos, aplicaciones industriales
Rangos	Frecuencia cardíaca: 30 a 240 latidos por minuto	Frecuencia cardíaca: 30 a 240 latidos por minuto	Fuerza: 0 a 10 N	Corriente continua: 400 μ A a 20 A
Sensibilidad	0,25 mV/latido por minuto	0,25 mV/latido por minuto	0,03 N/mV	0,0001 A/mV

Elaborado por: El investigador.

Tabla 4. Sensores Elegidos para el Sistema.

Característica	MAX30100	FlexiForce A201	ESP32 DevKit V3	Raspberry Pi	AD8232
Tipo	Sensor óptico	Sensor de fuerza	Microcontrolador	Microordenador	Circuito integrado
Características	Medición de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno en sangre (SpO2)	Medición de fuerza y presión	Wi-Fi, Bluetooth, Bluetooth LE, USB, I2C, SPI	Wi-Fi, Bluetooth, GPIO, I2C, SPI, UART	Amplificador de señal biopotencial
Aplicaciones	Dispositivos portátiles, monitoreo médico	Equipos médicos, aplicaciones industriales	IoT, automatización, robótica	Domótica, educación, industria, ciencia	Biopotenciales, EEG, EMG
Rangos	Frecuencia cardíaca: 30 a 240 latidos por minuto	Fuerza: 0 a 10 N	Voltaje: 0 a 3,3 V	Voltaje: 0 a 3,3 V	Señal biopotencial: \pm 10 mV
Sensibilidad	0,25 mV/latido por minuto	0,03 N/mV	0,1 mV/V	0,1 mV/V	0,01 mV/V
Precisión	\pm 2 latidos por minuto	\pm 0,5 N	\pm 1 %	\pm 1 %	\pm 1 %

Elaborado por: El investigador.

Esta selección diversificada de dispositivos se complementa para ofrecer una evaluación completa de la experiencia del dolor, incorporando mediciones cardíacas, oximetría, fuerza aplicada y respuestas galvánicas de la piel. La integración del ESP32 DevKit V3 como nodo central facilita la sincronización y transmisión de datos, mientras que la Raspberry Pi desempeña un papel esencial en el procesamiento avanzado y el almacenamiento seguro de la información recopilada. En conjunto, estos dispositivos forman un sistema robusto y versátil para la medición integral del dolor.

Selección del protocolo de mensajería

La comunicación entre el dispositivo y el servidor es un aspecto fundamental en el desarrollo y obtención de datos. MQTT, AMQP, STOMP y WebSocket son protocolos de mensajería que se pueden utilizar para conectar dos dispositivos a una base de datos. Cada protocolo tiene sus propias ventajas y desventajas, que deben tenerse en cuenta al seleccionar el protocolo adecuado para una aplicación específica como se puede observar en la tabla.

Tabla 5. Características de los protocolos de mensajería.

Característica	MQTT	AMQP	STOMP	WebSocket
Tipo	Publicación/suscripción	Publicación/suscripción	Mensajería orientada a colas	Mensajería bidireccional
Protocolo	TCP	TCP	TCP	TCP
Modelo de comunicación	Cliente/servidor	Cliente/servidor	Cliente/servidor	Cliente/servidor
Escalabilidad	Buena	Buena	Buena	Buena
Seguridad	Buena	Buena	Buena	Buena
Aplicaciones	IoT, aplicaciones móviles, aplicaciones web	Aplicaciones empresariales, aplicaciones de tiempo real	Aplicaciones empresariales, aplicaciones de tiempo real	Aplicaciones web, aplicaciones móviles

Elaborado por: El investigador.

MQTT es un protocolo de mensajería de publicación/suscripción ligero y eficiente que se utiliza comúnmente en aplicaciones IoT. MQTT es fácil de implementar y tiene un bajo consumo de energía. Sin embargo, MQTT no es adecuado para aplicaciones que requieren un alto rendimiento o seguridad.

AMQP es un protocolo de mensajería de publicación/suscripción más compleja que MQTT. AMQP ofrece un mayor rendimiento y seguridad que MQTT. Sin embargo, AMQP es más difícil de implementar que MQTT.

STOMP es un protocolo de mensajería orientado a colas que se utiliza comúnmente en aplicaciones empresariales. STOMP es un protocolo versátil que puede adaptarse a una variedad de necesidades. Sin embargo, STOMP no es tan eficiente como MQTT o AMQP.

WebSocket es un protocolo de mensajería bidireccional que se utiliza comúnmente en aplicaciones web. WebSocket es un protocolo eficiente que permite una comunicación bidireccional en tiempo real. Sin embargo, WebSocket no es tan escalable como MQTT, AMQP o STOMP.

Se optó por MQTT ya que es un protocolo de mensajería ligero y eficiente que se utiliza comúnmente en aplicaciones IoT. Es ideal para dispositivos de baja potencia, como sensores y actuadores, porque consume muy poca energía.

b) Diseño de la placa de control

Esquemático

En la Figura 8 se presenta el diseño del circuito del sistema de monitoreo de salud personal que se describe en este documento utiliza una ESP32 como microcontrolador principal. La ESP32 es una serie de microcontrolador de bajo costo y bajo consumo de energía con capacidades de Wi-Fi y Bluetooth integradas. Cuenta con un procesador de dos núcleos capaz de operar a una velocidad de hasta 240 MHz, otorgándole una considerable potencia para un microcontrolador. Además, posee compatibilidad con diversos protocolos de comunicación como SPI, I2C, UART, CAN, Ethernet, entre otros. Es programable en

varios lenguajes, como C, C++, Python (mediante MicroPython) y JavaScript (mediante Espruino).

El sistema utiliza los siguientes sensores:

- Max30100: Sensor de bioimpedancia para medir la saturación de oxígeno en sangre (SpO2) y la frecuencia cardiaca (HR).
- Flexiforce A201: Sensor de fuerza para medir la presión.
- AD8232: Sensor de ECG para medir la actividad eléctrica del corazón.

Los datos de los sensores se recopilan y transmiten al servidor utilizando el protocolo MQTT.

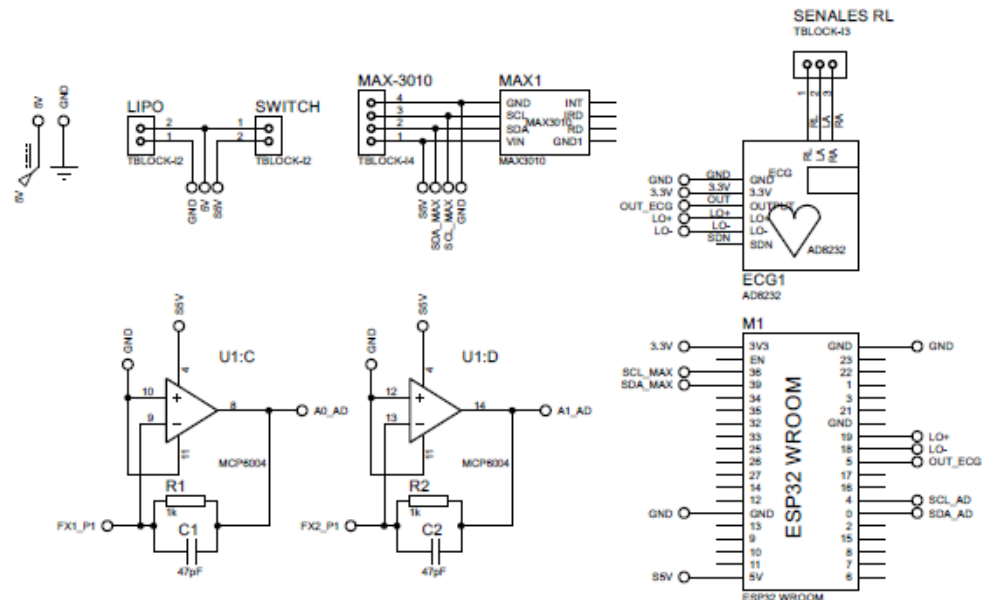


Figura 8. Diagrama de conexión.

PCB

La creación de la placa de control para el sistema de monitoreo se lleva a cabo considerando una combinación de funcionalidad y diseño simétrico. Este componente crucial albergará los sensores del sistema, un interruptor de encendido y un sistema de

control de carga, y su diseño simétrico busca no solo mejorar la estética, sino también facilitar el acceso y el mantenimiento.

En el proceso de diseño, se presta especial atención a la disposición estratégica de los sensores en la placa, asegurándose de que estén colocados con distancias óptimas entre ellos para evitar interferencias y permitir una captura precisa de datos, como se muestra en la Figura 9. Además, se incorpora un interruptor de encendido en una ubicación accesible y visible para proporcionar un control conveniente sobre la alimentación del sistema.

La integración de un sistema de control de carga en la placa garantiza la regulación eficiente de la energía suministrada al sistema, promoviendo la seguridad y la eficiencia energética. Se diseñan conductos específicos para los cables, asegurando un enrutamiento ordenado y evitando enredos que puedan afectar el funcionamiento del sistema.

La identificación clara de los componentes mediante etiquetas o marcadores visuales facilita su reconocimiento y mantenimiento. Además, se seleccionan materiales duraderos para la fabricación de la placa, asegurando la integridad estructural y la protección adecuada de los componentes electrónicos.

Se considera la inclusión de elementos que faciliten la ventilación y la disipación de calor, especialmente si el sistema genera calor durante su funcionamiento continuo. Antes de la implementación definitiva, se llevan a cabo pruebas exhaustivas de funcionamiento para verificar la eficacia y fiabilidad de la placa.

Para garantizar la adaptabilidad y capacidad de evolución, se realizan revisiones periódicas del diseño con el objetivo de identificar posibles mejoras o ajustes. En resumen, el proceso de elaboración de la placa de control se guía por la eficiencia funcional, la estética ordenada y la durabilidad, asegurando así un componente integral para el sistema de monitoreo.

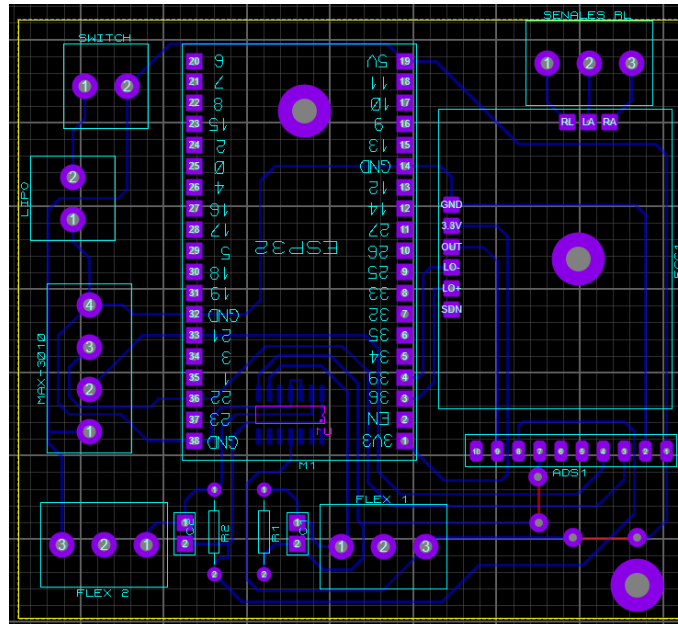


Figura 9. Diseño del PCB.

c) Construcción del prototipo

Diseño 3D

Diseño del Prototipo en Impresión 3D para el Dispositivo de Medición del Dolor con Modelo Tipo Joystick, se debe al enfoque en extremidades superiores para la medición:

El diseño del prototipo en impresión 3D se enfoca en lograr un dispositivo ergonómico con un formato tipo joystick que permita un manejo intuitivo y cómodo. La disposición orgánica del dispositivo busca maximizar la comodidad del usuario durante la interacción, considerando la ergonomía y el fácil acceso a las funcionalidades integradas. Se presta atención a la integración de circuitos en el cuerpo del dispositivo para garantizar un aspecto estético y funcional, según se detalla en la Figura 10.

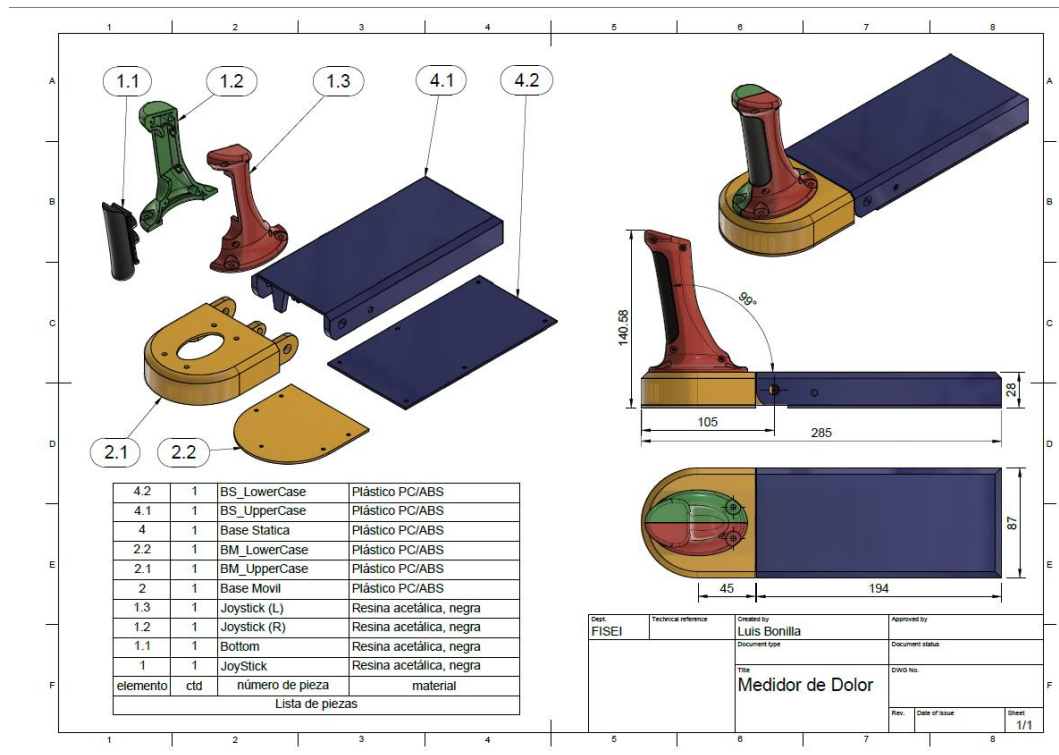


Figura 10. Diseño 3D del prototipo.

Características del Diseño

Forma Ergonómica:

La forma general del prototipo se asemeja a la de un joystick, con curvas suaves y superficies contorneadas para adaptarse cómodamente a la mano del usuario. Se prioriza la ergonomía para facilitar el manejo prolongado sin fatiga.

Superficie Antideslizante:

La superficie exterior del dispositivo se diseña con un material antideslizante para mejorar la sujeción y prevenir caídas accidentales durante su uso.

Disposición de Botones:

Se incorporan botones discretos en la superficie del joystick para activar funciones específicas, como iniciar o detener la medición, cambiar entre modos de análisis, o cualquier otra operación relevante. Estos botones se colocan de manera estratégica para permitir un acceso fácil y natural.

Empuñadura Ajustada:

La empuñadura se adapta a la anatomía de la mano, ofreciendo un agarre cómodo y seguro. La disposición de los botones en la empuñadura se realiza de manera que el usuario pueda acceder fácilmente a ellos sin necesidad de ajustar su posición.

Integración de Circuitos:

Se incorpora un compartimento interno diseñado para albergar los circuitos esenciales, como el ESP32 DevKit V3, el MAX30100, el AD8232, el sensor FlexiForce A201, y otros componentes relevantes. La disposición interna se planifica de manera que los circuitos no solo se ajusten eficientemente, sino que también permitan un flujo de datos y energía eficaz.

Puerto de Conexión:

Se incluye un puerto de conexión en la base del dispositivo para facilitar la conexión y desconexión de cables y permitir la recarga de batería si es necesario.

Diseño Modular:

El prototipo se diseña de manera modular, facilitando el mantenimiento y la actualización de componentes individuales. Esto permite una mayor versatilidad y adaptabilidad del dispositivo.

Material de Impresión:

Se elige cuidadosamente un material de impresión 3D resistente y liviano, como el PLA, que proporciona durabilidad sin comprometer el peso del dispositivo.

Este diseño del prototipo no solo busca la eficacia en la medición del dolor sino también la comodidad del usuario durante su uso prolongado. La impresión 3D permite una fabricación precisa y personalizada, asegurando que el dispositivo cumpla con los estándares ergonómicos y estéticos esperados (véase la Figura 11 del prototipo).



Figura 11. Prototipo físico.

Diagrama de flujo del sistema

El siguiente diagrama de flujo representa el funcionamiento del SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA PERCEPCIÓN SUBJETIVA DEL DOLOR, el cual permitió el entendimiento de cómo se genera la secuencia inicial del dispositivo, al igual de cómo se representarán los datos de este mediante una interfaz

gráfica. Este enfoque facilita la comprensión y sirve como recurso valioso para identificar futuras mejoras del sistema, como se detalla en la Figura 12.

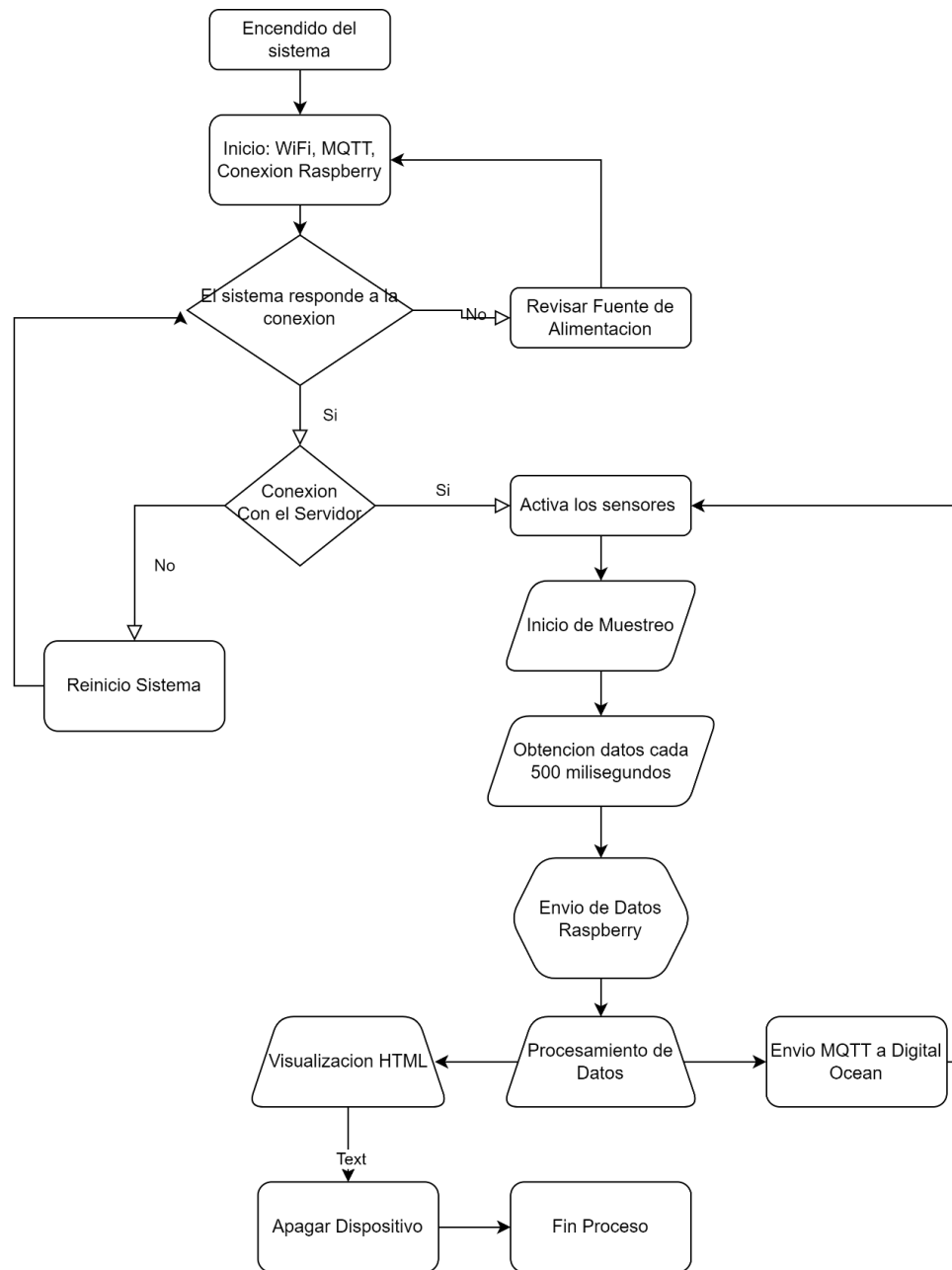


Figura 12. Diagrama de flujo.

Algoritmo de desarrollo

El presente código es un programa para la plataforma Arduino, específicamente diseñado para el ESP32 donde se describe brevemente el mismo:

- Librerías utilizadas:

- **Arduino.h:** Encabezado principal de Arduino.
- **ArduinoJson.h:** Librería para trabajar con JSON en Arduino.
- **WiFi.h:** Librería para la gestión de conexiones Wi-Fi.
- **Wire.h:** Librería para la comunicación I2C.
- **SPI.h:** Librería para la comunicación SPI.
- **SPIFFS.h:** Sistema de archivos SPI Flash File System, utilizado para almacenar credenciales y otros datos en la memoria flash del ESP32.
- **MAX30100_PulseOximeter.h:** Librería para el sensor MAX30100 Pulse Oximeter.
- **Adafruit_ADS1X15.h:** Librería para el convertidor analógico a digital (ADC) ADS1115.
- **PubSubClient.h:** Cliente MQTT para la comunicación con un servidor MQTT.

```
#include <Arduino.h>
#include <ArduinoJson.h>
#include <WiFi.h>
#include <Wire.h>
#include <SPI.h>
#include <SPIFFS.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#include <MAX30100.h>
#include <Adafruit_ADS1X15.h>
#include <driver/adc.h>
#include <ArduinoJson.h>
#include <PubSubClient.h>
```

- Constantes y Estructuras:

Constantes

- **REPORTING_PERIOD_MS:** Define el período de tiempo, en milisegundos, entre cada envío de datos al servidor MQTT.
- **addAds115:** Define el valor hexadecimal del comando para agregar un dispositivo ADS115 al módulo ESP32.
- **mqttServer:** Define la dirección IP del servidor MQTT.
- **mqttPort:** Define el puerto del servidor MQTT.

Estructuras

- **WifiNetwork y NetworkCredentials:** Define una estructura para almacenar información sobre una red Wi-Fi. Los campos de la estructura son:
 - ssid: El nombre de la red Wi-Fi.
 - Rssi y password: La intensidad de la señal de la red Wi-Fi.

Función de los elementos

Las constantes se usan para definir valores que no cambian durante la ejecución del programa. En este caso, las constantes se usan para definir el período de tiempo entre cada envío de datos al servidor MQTT, el valor hexadecimal del comando para agregar un dispositivo ADS115 al módulo ESP32, la dirección IP y el puerto del servidor MQTT.

```
// constantes
#define REPORTING_PERIOD_MS 50
#define REPORTING_PERIOD_MS1 1
#define addAds115 0x48
#define mqttServer "192.168.100.136"
#define mqttPort 1883
// estructuras
struct WifiNetwork {
    String ssid;
    int rssi;
};
struct NetworkCredentials {
    String ssid;
    String password;};
```

- **Objetos:**

- **PulseOximeter pox:** Objeto de la clase PulseOximeter. Esta clase proporciona métodos para leer los datos del MAX30100, un sensor de oximetría de pulso.
- **TaskHandle_t Task1:** Puntero a una tarea. Las tareas son hilos de ejecución independientes que pueden ejecutarse simultáneamente en el módulo ESP32.
- **Adafruit_ADS1115 ads:** Este objeto proporciona métodos para leer los datos de los sensores conectados al ADS1115. En este caso, los sensores conectados al ADS1115 son el AD8232 y dos FlexiForce A201.
- **WiFiClient espClient:** Esta clase proporciona métodos para conectarse a una red Wi-Fi y enviar y recibir datos a través de ella.
- **PubSubClient client(espClient):** Esta clase proporciona métodos para conectarse a un servidor MQTT y publicar y suscribirse a temas.

```
// objetos
PulseOximeter pox;
TaskHandle_t Task1;
Adafruit_ADS1115 ads;
WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);
```

- **Funciones:**

En este caso, la función tryInitializeADS() primero llama al método begin() del objeto ads para inicializar el sensor. Si la inicialización es exitosa, la función establece la ganancia del sensor AD8232 y el FlexiForce A201 en GAIN_ONE, que es una ganancia de 1x. La ganancia de 1x significa que el rango de voltaje del sensor es de +/- 4.096 V, y que cada bit de la salida del sensor representa un voltaje de 2 mV.

```
bool tryInitializeADS(uint8_t address) {
    if (ads.begin(address)) {
        ads.setGain(GAIN_ONE); // 1x gain +/-4.096V 1 bit = 2mV      0.125mV
    }
}
```


- Configuración ADC

Para configurar el ADC del módulo ESP32. El ADC es un periférico que se puede usar para convertir señales analógicas a digitales.

```
adc1_config_width(ADC_WIDTH_BIT_12); // Configurar la resolución del ADC a 12 bits
adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_0, ADC_ATTEN_DB_11); // Configurar la
atenuación del canal 0 (GPIO 36) a 11 dB
adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_3, ADC_ATTEN_DB_11); // Configurar la
atenuación del canal 3 (GPIO 39) a 11 dB
```

- **adc1_config_width(ADC_WIDTH_BIT_12):** Configura la resolución del ADC a 12 bits. Esto significa que el ADC puede medir voltajes con una precisión de 0.000244 V.
- **adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_0, ADC_ATTEN_DB_11):** Configura la atenuación del canal 0 (GPIO 36) a 11 dB. Esto significa que el ADC reducirá el voltaje de la señal que se está midiendo en 11 dB.
- **adc1_config_channel_atten(ADC1_CHANNEL_3, ADC_ATTEN_DB_11):** Configura la atenuación del canal 3 (GPIO 39) a 11 dB. Esto significa que el ADC reducirá el voltaje de la señal que se está midiendo en 11 dB.

En este caso, las líneas de código se usan para configurar el ADC para leer los datos de un sensor MAX30100. El sensor MAX30100 utiliza dos canales del ADC del módulo ESP32: el canal 0 para leer la señal del LED rojo y el canal 3 para leer la señal del LED infrarrojo.

La atenuación de 11 dB se usa para reducir el voltaje de las señales que se están midiendo. Esto es necesario porque las señales del sensor MAX30100 pueden tener un voltaje de hasta 2,5 V. La atenuación de 11 dB reduce el voltaje máximo a 1,61 V, que es un valor que el ADC del módulo ESP32 puede medir con precisión.

La resolución de 12 bits se usa para obtener una precisión de medición de 0,000244 V. Esto es suficiente para medir la saturación de oxígeno en sangre (SpO2) y el pulso con precisión.

- **Envío MQTT**

```
void realtime() {
  char jsonBuffer[2048];
  datoSend["volts0"] = volts0;
  datoSend["volts1"] = volts1;
  datoSend["output"] = output;
  datoSend["bpm"] = bpm;
  datoSend["SpO2"] = SpO2;

  if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
    datoSend["bpm"] = bpm;
    datoSend["SpO2"] = SpO2;
    client.publish("datoSimple", jsonBuffer);
  }
}
```

- **char jsonBuffer[2048]:** Arreglo de caracteres para almacenar la representación textual del objeto JSON antes de enviarlo al servidor MQTT.
- **client.publish("datoSimple", jsonBuffer):** Envía el mensaje JSON almacenado en jsonBuffer al servidor MQTT en el tema "datoSimple".

Interfaz gráfica

En la Figura 13 se muestra el sistema de monitoreo implementado en esta investigación, basado en un dashboard desarrollado utilizando Node-RED. Este dashboard proporciona una interfaz visual intuitiva y efectiva para la supervisión en tiempo real de parámetros críticos de los pacientes. Se presentan tres indicadores fundamentales que permiten evaluar el estado de salud del paciente de manera integral.

- **Indicador de Nivel de Dolor (EN 0-10)**

El indicador de nivel de dolor representa la intensidad del dolor percibido por el paciente, utilizando la escala EN del 0 al 10. Esta métrica es esencial para evaluar el bienestar subjetivo del individuo y permite a los profesionales de la salud ajustar de manera precisa

los protocolos de tratamiento. La interfaz gráfica presenta este indicador de manera clara y accesible para facilitar la interpretación inmediata.

- **Indicadores Fisiológicos en Tiempo Real**

Dos indicadores adicionales proporcionan información vital sobre el estado fisiológico del paciente. El primero muestra la saturación de oxígeno en sangre (SpO2), un indicador crucial para evaluar la capacidad del sistema respiratorio. El segundo indica los latidos por minuto (BPM), ofreciendo una visión en tiempo real de la frecuencia cardíaca del paciente.

- **Gráficas de Señales y Respuesta al Dolor**

Además de los indicadores mencionados, el dashboard presenta dos gráficas fundamentales. La primera muestra todas las señales capturadas por los sensores conectados al sistema. Esta visualización global facilita la identificación de patrones y la detección de anomalías en el monitoreo continuo. La segunda gráfica presenta la señal de respuesta al dolor calculada, proporcionando una representación visual de la relación entre los estímulos detectados y la respuesta fisiológica del paciente.

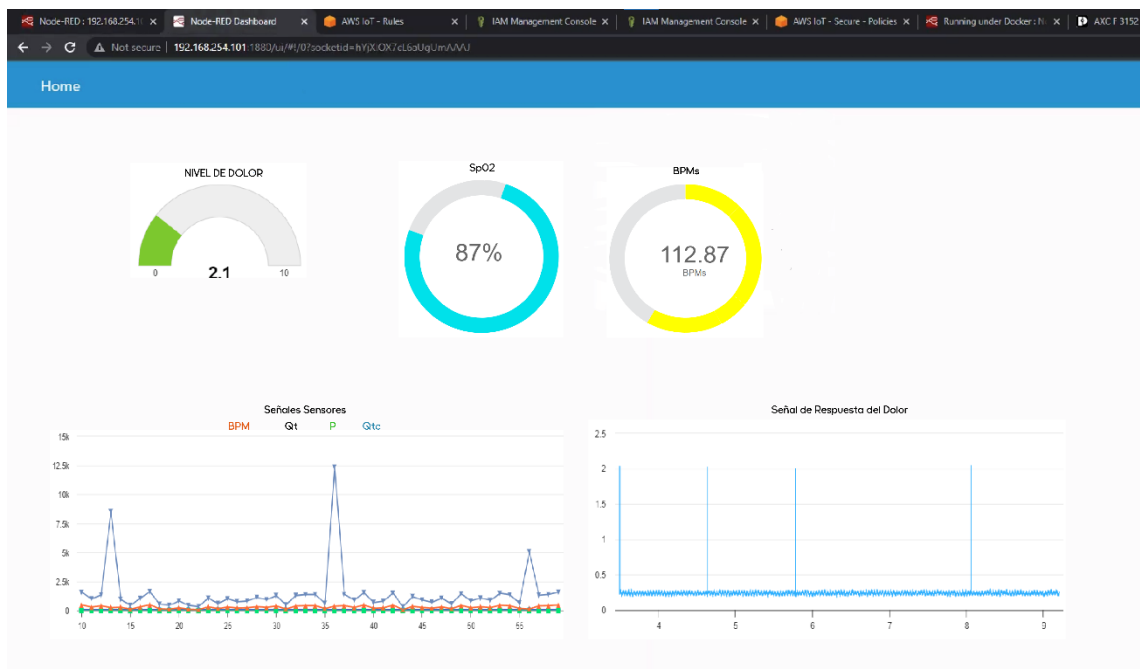


Figura 13. Interfaz Gráfica

d) Pruebas de funcionamiento

En el contexto de la medicina moderna, la búsqueda de métodos precisos y no invasivos para evaluar el dolor ha llevado al desarrollo de sistemas avanzados de medición fisiológica. Este proyecto se centra en la creación de un dispositivo innovador que utiliza una combinación de sensores, como el AD8232, GSR, MAX30100 y FlexiForce A201, integrados con microcontroladores como el ESP32 DevKit V3 y la Raspberry Pi. La implementación de este sistema no solo busca capturar señales fisiológicas asociadas al dolor, sino también ofrecer una herramienta eficiente y cómoda para la recopilación y análisis de datos, contribuyendo así al avance en la comprensión y manejo clínico de esta experiencia subjetiva.

Prueba de Conectividad de Sensores:

- Se determino todos los sensores (AD8232, GSR, MAX30100, FlexiForce A201) están conectados correctamente al microcontrolador (ESP32 DevKit V3).
- Se confirmo que los sensores responden de manera adecuada a estímulos, mostrando lecturas coherentes.

Prueba de Transmisión de Datos:

- Se reviso la capacidad de la ESP32 para transmitir datos de manera eficiente a la Raspberry Pi.
- Se verifica la integridad de la transmisión, asegurándose de que los datos llegan correctamente a la Raspberry Pi para su procesamiento.

Prueba de Procesamiento de Señales:

- Se analizo la calidad del procesamiento de señales realizado por el microcontrolador.
- Se verifico que las señales del AD8232 y GSR se filtran y procesan correctamente para eliminar ruido y artefactos no deseados.

Prueba de Medición de Fuerza:

- Se utilizó el sensor de fuerza (FlexiForce A201) para medir la variación de presión en respuesta a estímulos dolorosos.
- Se confirmó que las lecturas del sensor son proporcionales a la fuerza aplicada y que el sensor responde de manera consistente.

Prueba del Sensor de Frecuencia Cardíaca y Oximetría (MAX30100):

- Se verificó que el MAX30100 mide con precisión la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂).
- Se confirmó que las lecturas del sensor son coherentes con las respuestas fisiológicas esperadas.

Prueba de Interfaz de Usuario:

- Se evaluó la interfaz de usuario en la Raspberry Pi para garantizar que sea intuitiva y funcional.
- Se confirmó que los controles permiten iniciar y detener la medición, así como acceder a visualizaciones y configuraciones adicionales.

Prueba de Almacenamiento de Datos:

- Se almacenaron los datos en la Raspberry Pi y se verificó que se registren de manera ordenada y segura.
- Se confirmó la capacidad de acceder a los datos almacenados en la base de datos para análisis posteriores.

Prueba de Configuración Adicional:

- Se verifico la capacidad del usuario para realizar configuraciones adicionales, como ajustes de sensibilidad de los sensores o cambios en la presentación de datos.
- Se uso la escala numérico verbal para la medición del dolor.

Prueba de Apagado del Dispositivo:

- Se confirmó que el dispositivo puede apagarse de manera segura y que todos los componentes se apagan correctamente.

Estas pruebas abarcan aspectos clave del sistema, desde la correcta conexión y funcionamiento de los sensores hasta la eficiencia en la transmisión, procesamiento y almacenamiento de datos. Asegurar el rendimiento en cada una de estas áreas es crucial para garantizar la fiabilidad y precisión del sistema de medición del dolor.

Pruebas individuales de sensores

En el proceso de recolección de valores fisiológicos, como la saturación de oxígeno y el ritmo cardíaco, se despliega un enfoque meticuloso para obtener mediciones precisas y significativas (ver Tabla 6). El sistema integra el sensor MAX30100 para capturar de manera eficiente las variaciones en la saturación de oxígeno en la sangre y la frecuencia cardíaca. Durante la recolección de datos, se implementan algoritmos avanzados que permiten calcular valores derivados, como la variabilidad del ritmo cardíaco o patrones específicos asociados al dolor. Estos datos, procesados y filtrados por el microcontrolador ESP32 DevKit V3, se almacenan de manera ordenada en la Raspberry Pi, creando así un conjunto integral de información que contribuye a la comprensión detallada de las respuestas fisiológicas ante estímulos dolorosos. Este enfoque no solo se centra en la recopilación de valores individuales, sino también, se busca la eficiencia en cada sensor, en toma de valores y respuesta con el servidor.

Tabla 6. Valores capturados por los sensores.

ID	SpO2 (%)	RC (bpm)	Qt (mV)	P (Nw)	Qtc	Error
1	95	112	6,5	467	1556,923	15,1
2	94	99	7,8	303	1010,304	15,6
3	94	94	7,7	404	1346,975	20,5
4	96	100	7	256	853,614	19,8
5	94	104	7,7	287	956,962	16,2
6	94	106	0,3	136	454,454	24
7	96	94	4,9	314	1046,903	17
8	94	107	3,2	486	1620,207	28,9
9	96	100	1,9	164	546,905	28,2
10	95	96	9	137	457,010	26,7
11	97	108	7,1	248	826,941	15
12	98	99	9,2	132	440,344	15,3
13	96	106	0,9	102	340,400	17,6
14	96	99	8,6	318	1060,327	18,3
15	96	99	8,2	183	610,315	16,1
16	94	95	9,9	303	1010,372	28,2
17	96	97	0,3	227	757,788	17,6
18	94	96	0,6	245	817,243	16,3
19	97	99	4,1	336	1120,219	21,4
20	95	96	7,2	280	933,625	27,6
21	95	100	6,8	384	1280,276	15,4
22	95	106	1,9	148	493,570	22,6
23	94	103	2,9	387	1290,210	16,8
24	97	99	7,3	412	1373,624	18,9
25	94	108	2	414	1380,231	22,5
26	97	101	1,2	184	613,651	21,9
27	95	105	1,3	371	1236,965	23,6
28	97	109	6	416	1386,914	26,7
29	98	104	0,5	271	904,016	17,8
30	95	110	6,5	462	1540,258	26,2
31	97	96	2,8	210	700,214	23,5
32	96	109	7,9	243	810,294	16,4
33	98	104	0,7	450	1500,499	23
34	95	101	8,1	97	323,643	16,6
35	95	106	0,5	358	1194,016	22,3
36	98	100	8,7	273	910,328	22,6
37	94	111	3,6	215	716,873	28,8
38	95	109	3,4	316	1053,540	15
39	98	94	6,6	173	576,944	27,1
40	94	95	4,9	431	1436,902	23,4
41	98	96	8,5	252	840,328	26,8
42	96	97	2,4	322	1073,553	28,3
43	96	101	0,2	265	885,007	15,7
44	96	94	9	443	1477,013	20,1
45	94	110	4,2	407	1356,880	22,9
46	96	106	10	192	640,357	20,3
47	97	108	2,1	152	506,893	28,4
48	97	96	1,2	394	1313,652	19,9
49	94	94	0,4	413	1377,514	23,4
50	94	99	2,3	471	1570,222	18,8

Elaborado por: El investigador.

Donde:

- RC: es el ritmo cardiaco medido en bpm
- Qt: el valor de la resistencia galvánica de la piel (va de 0 a 10mV)
- P: presión ejercida por la persona medida en Newtons
- QTC: valor relativo de la respuesta del dolor aplicada por la ecuación
- Error: porcentaje de error medido del sistema.

$$Qtc = \frac{Qt}{3\sqrt{RC}} + \frac{1}{3 * Qt} + \frac{P}{0,3}$$

La ecuación presentada desvela una compleja interacción entre la presión ejercida sobre la piel, la respuesta galvánica cutánea y el ritmo cardíaco, factores íntimamente ligados a la percepción del dolor. Los intervalos establecidos para interpretar la respuesta de la piel al dolor ofrecen una pauta clara para comprender los resultados obtenidos mediante el dispositivo de medición. Según estos intervalos, podemos clasificar la respuesta del dolor en cuatro niveles: normal (0-480), leve (480-620), moderado (620-830) e intenso (830 o más).

Este enfoque nos permite evaluar de forma precisa y objetiva la intensidad del dolor experimentado por el individuo, lo cual resulta esencial en la evaluación y tratamiento de la percepción cutánea del dolor. Al comprender cómo los cambios en la presión ejercida, la respuesta galvánica de la piel y el ritmo cardíaco se relacionan con diferentes niveles de dolor, podemos emplear el dispositivo de medición como una herramienta efectiva para monitorizar y gestionar la percepción dolorosa en el contexto de la salud cutánea.

Estos intervalos de respuesta dolorosa pueden ser representados de manera más intuitiva mediante una escala numérica verbal, donde el nivel "normal" se equipará a "ausencia de

dolor", "leve" a "dolor leve", "moderado" a "dolor moderado" e "intenso" a "dolor fuerte". Esta representación en una escala verbal facilita la comunicación y comprensión de los niveles de dolor entre los profesionales de la salud y los pacientes, lo que permite una evaluación más precisa y una mejor toma de decisiones en el manejo de la percepción cutánea.

Pruebas de tiempo de muestreo

Las pruebas de muestreo, con un periodo de 2 minutos por muestra, son fundamentales para evaluar la eficacia y confiabilidad del sistema de medición del dolor. En una primera instancia, se llevan a cabo pruebas de estabilidad a corto plazo, donde se inicia la medición en intervalos de 2 minutos para analizar la consistencia de las mediciones durante periodos breves. Este enfoque se extiende a sesiones de muestreo más largas para evaluar la duración sostenible del sistema y la calidad de las mediciones a lo largo del tiempo.

Una fase crucial de las pruebas se centra en la variabilidad en la respuesta del sistema ante estímulos dolorosos. Aplicar estímulos controlados en intervalos de 2 minutos permite evaluar la capacidad del sistema para capturar de manera inmediata y precisa los cambios en la saturación de oxígeno y el ritmo cardíaco en respuesta al dolor. Además, se analiza la adaptación dinámica del sistema a cambios en la intensidad del estímulo, verificando la coherencia de las respuestas fisiológicas.

En el desarrollo de un sistema de medición de dolor y monitoreo de bioseñales para aplicaciones médicas, es esencial adherirse a estándares médicos reconocidos para garantizar la calidad, seguridad y eficacia del dispositivo. Aquí se mencionan algunos estándares relevantes:

- **ISO 13485 - Dispositivos Médicos:** La norma ISO 13485 establece requisitos para el sistema de gestión de calidad en el diseño, desarrollo, producción y

mantenimiento de dispositivos médicos. Cumplir con esta norma asegura que el proceso de desarrollo del dispositivo se realice bajo estrictos controles de calidad.

- **IEC 60601 - Equipos Electromédicos:** La serie de normas IEC 60601 establece requisitos de seguridad y rendimiento para equipos electromédicos. En particular, la IEC 60601-1 es fundamental para la seguridad general, y otras partes de la serie abordan requisitos específicos para diferentes tipos de equipos.

- **ISO 14971 - Gestión de Riesgos para Dispositivos Médicos:** Esta norma proporciona directrices para la gestión de riesgos durante el ciclo de vida de los dispositivos médicos. La identificación, evaluación y control de riesgos son componentes esenciales en el diseño y desarrollo de dispositivos médicos.

- **DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine):** Es un estándar para la transmisión y visualización de información médica, especialmente en imágenes médicas. Aunque originalmente diseñado para imágenes, también puede ser relevante en sistemas de monitoreo que involucren gráficos médicos.

- **HL7 (Health Level Seven):** HL7 es un estándar para el intercambio de información en el ámbito de la atención médica. Facilita la interoperabilidad entre sistemas de información de salud, lo que puede ser crucial si el dispositivo de medición de dolor se integra con sistemas de registros médicos electrónicos.

- **ISO 14155 - Investigación Clínica de Dispositivos Médicos:** Esta norma establece pautas para la realización de ensayos clínicos con dispositivos médicos. Puede ser relevante si se planea realizar estudios clínicos para validar la eficacia y seguridad del sistema de medición de dolor.

- **HIPAA (Health Insurance Portability and Accountability Act):** Aunque es más específica para la privacidad y seguridad de la información de salud en los Estados Unidos, puede ser referente en términos de principios generales de privacidad y seguridad de datos que deben cumplirse.

Es fundamental tener en cuenta que la elección de estándares puede depender de la región geográfica, la aplicación específica del dispositivo y las regulaciones locales en materia de dispositivos médicos. La conformidad con estos estándares contribuirá a la aceptación y adopción del sistema en entornos médicos, así como a la seguridad y bienestar de los pacientes.

La comparación con estándares clínicos es esencial para validar la precisión del sistema. Realizar mediciones cada 2 minutos y comparar los resultados con mediciones clínicas establecidas garantiza que las mediciones del sistema sean consistentes y confiables. La repetición de las pruebas en diferentes sesiones y contextos evalúa la repetibilidad y reproducibilidad del sistema, proporcionando información sobre la consistencia de las mediciones en condiciones similares o variadas.

Finalmente, se llevan a cabo pruebas específicas para evaluar la capacidad del sistema para detectar cambios graduales en las respuestas fisiológicas a lo largo de varias muestras de 2 minutos. Este enfoque busca validar la sensibilidad del sistema ante variaciones sutiles en los estímulos dolorosos.

En conjunto, estas pruebas exhaustivas abordan aspectos clave del rendimiento del sistema, asegurando que sea capaz de proporcionar mediciones precisas y consistentes durante diferentes escenarios y periodos de tiempo, esenciales para su aplicación clínica y comprensión detallada del dolor.

Error relativo del sistema (tiempo de respuesta)

El error relativo, un parámetro esencial para evaluar la exactitud de los dispositivos de medición, revela la discrepancia entre el valor medido y el valor real de una magnitud específica. Expresado como un porcentaje, este indicador ofrece percepciones valiosas acerca de la fiabilidad y la fidelidad de un sistema en relación con los datos que debería recopilar. En el ámbito del monitoreo ambiental, donde la precisión desempeña un papel crucial, comprender y calcular el error relativo se vuelve un elemento fundamental para garantizar la integridad de los resultados obtenidos y respaldar una toma de decisiones fundamentada. La fórmula para calcular el error relativo porcentual puede ser aplicada para evaluar el desempeño del dispositivo, proporcionando una medida cuantitativa que destaca la diferencia entre las mediciones realizadas y los valores reales:

$$Error\ relativo\ (\%) = \left| \frac{Valor\ medido - valor\ real}{valor\ real} \right| \times 100$$

Realizando la operación:

$$Error\ relativo\ (\%) = \left| \frac{780.45 - 720}{720} \right| \times 100$$

$$Error\ relativo\ (\%) \approx 8,33\%$$

El error de funcionamiento del dispositivo es del 8,33%. Se debe tomar en cuenta que el valor de 720 es el valor real al que se debe llegar de medición, mientras que el valor de 780,45 es el valor medido por el sistema, estos valores son tomados por la media de una serie de 15 mediciones bajos los mismos criterios y con el mismo paciente, para que la muestra no se encuentre sesgada.

Fiabilidad del dispositivo

Evaluar la confiabilidad de un dispositivo es esencial para determinar su rendimiento y precisión en la adquisición de datos a lo largo del tiempo. La confiabilidad no solo

depende de la estabilidad de los sensores y la exactitud de las mediciones, sino también de la consistencia y confiabilidad de la comunicación entre nodos. Este proceso implica un análisis exhaustivo de los registros de datos, identificando patrones y tendencias para detectar posibles desviaciones y garantizar mediciones precisas en diversas condiciones operativas. Este enfoque analítico es vital para respaldar decisiones informadas basadas en datos confiables.

La fórmula para calcular la confiabilidad (R) de un dispositivo se expresa mediante la relación entre el tiempo total de operación sin fallos (MTBF - Mean Time Between Failures) y el tiempo total de observación o prueba (MTTF - Mean Time To Failure). La fórmula general es:

$$R = e^{-\frac{t}{MTTF}}$$

Donde:

- R es la fiabilidad del sistema,
- e es la base del logaritmo natural,
- t es el tiempo total de observación,
- MTTF es el tiempo medio hasta la falla.

Esta fórmula se deriva de conceptos de teoría de la confiabilidad y análisis de fiabilidad. Se basa en la distribución exponencial, que es comúnmente utilizada para modelar el tiempo hasta que ocurre un evento, como una falla en un dispositivo.

Donde se obtiene:

$$R = e^{-\frac{t}{MTTF}}$$

$$R = e^{-\frac{5,75}{39,8}}$$

$$R = 0,8654$$

El sistema posee un total de 5.75 segundos por medición donde se adquieren los datos para la visualización, mientras que después de 39.8 segundos de sensado se tiene un delay de 3 milisegundos. Usando estos datos logramos calcular la fiabilidad del sistema en su funcionamiento es 0,8654 o 86,54%.

e) **Análisis de datos**

En el análisis estadístico se basó con una densidad de 50 datos que se recopilaron en el sistema de monitoreo para el dolor, se empleó el software Minitab como fuente de análisis de estos. Este software especializado facilitó la aplicación de diversos métodos estadísticos, con los cuales pudimos interpretar las señales, nivel de error y fiabilidad del dispositivo. Estos análisis permitieron explorar patrones temporales, identificar tendencias y evaluar la consistencia de las mediciones a lo largo del tiempo.

Mediana

En el contexto del análisis estadístico, la mediana surge como una herramienta fundamental para lograr una medida de tendencia central resistente frente a la posible presencia de valores extremos o atípicos en la información recopilada. En contraste con la media aritmética, la mediana exhibe una mayor robustez ante valores atípicos, dado que se fundamenta en el valor ubicado en la posición central de un conjunto de datos ordenados.

Mediana de SpO2 (%)

Mediana de SpO2 (%) = 96

Mediana de RC (bpm)

Mediana de RC (bpm) = 100

Mediana de Qt (mV)

Mediana de Qt (mV) = 4,55

Mediana de P (Nw)

$$\text{Mediana de P (Nw)} = 295$$

Media

En el ámbito del análisis estadístico, el cálculo de la mediana emerge como una herramienta fundamental para obtener una representación robusta de la tendencia central en conjuntos de datos. A diferencia de la media aritmética, la mediana no se ve afectada de manera significativa por valores extremos o atípicos, ya que se basa en el valor que ocupa la posición central en un conjunto ordenado de observaciones. Este método de medida central no solo proporciona una visión más resistente ante variaciones extremas, sino que también destaca la ubicación precisa en la que se sitúa la mitad de los datos. En esta exploración del cálculo de la media, exploraremos su importancia, aplicación y su papel esencial en la interpretación precisa de la distribución de datos.

Media de SpO2 (%)

$$\text{Media de SpO2 (\%)} = 95,64$$

Media de RC (bpm)

$$\text{Media de RC (bpm)} = 101,54$$

Media de Qt (mV)

$$\text{Media de Qt (mV)} = 4,72$$

Media de P (Nw)

$$\text{Media de P (Nw)} = 297,08$$

Media de Qtc

$$\text{Media de Qtc} = 990,644$$

Media de Error

Media de Error = 21,222

Función de Distribución Acumulada

La función de distribución acumulada, un elemento crucial en el análisis estadístico proporciona una visión integral de la probabilidad acumulativa asociada a diferentes valores en un conjunto de datos. Las Tabla 7,

Tabla 8, Tabla 9 y Tabla 10 ofrecen información detallada sobre la distribución acumulada de variables específicas. Esta herramienta permite evaluar la probabilidad de que una variable aleatoria no exceda un valor específico, ofreciendo una representación gráfica que facilita la interpretación de la distribución y la toma de decisiones basada en la probabilidad acumulativa.

Tabla 7. Función de distribución acumulada con respecto al ritmo cardiaco.

x	P(X ≤ x)
112	1,00000
99	0,00554
94	0,00000
100	0,06178
104	0,99305
106	1,00000
94	0,00000
107	1,00000
100	0,06178
96	0,00000
108	1,00000
99	0,00554
106	1,00000
99	0,00554
99	0,00554
95	0,00000
97	0,00000
96	0,00000
99	0,00554
96	0,00000

Elaborado por: El investigador.

Tabla 8. Función de distribución acumulada con respecto a la presión.

x	P(X ≤ x)
6,5	0,96246
7,8	0,99896
7,7	0,99856
7,0	0,98870
7,7	0,99856
0,3	0,00000
4,9	0,57142
3,2	0,06426
1,9	0,00240
9,0	0,99999
7,1	0,99134
9,2	1,00000
0,9	0,00007
8,6	0,99995
8,2	0,99975
9,9	1,00000
0,3	0,00000
0,6	0,00002
4,1	0,26763

Elaborado por: El investigador.

Tabla 9. Función de distribución acumulada con respecto al GSR.

x	P(X ≤ x)
467	1,00000
303	1,00000
404	1,00000
256	0,00000
287	0,00000
136	0,00000
314	1,00000
486	1,00000
164	0,00000
137	0,00000
248	0,00000
132	0,00000
102	0,00000
318	1,00000
183	0,00000
303	1,00000
227	0,00000
245	0,00000
336	1,00000
148	0,00000
387	1,00000

Elaborado por: El investigador.

Tabla 10. Función de distribución acumulada con respecto al dolor.

x	P(X ≤ x)
1556,92	1
1010,30	1
1346,97	1
853,61	0
956,96	0
454,45	0
1046,90	1
1620,21	1
546,91	0
457,01	0
826,94	0
440,34	0
340,40	0
1060,33	1
610,32	0
1010,37	1
757,79	0
817,24	0
1120,22	1
933,62	0

Elaborado por: El investigador.

ANOM Normal Unidireccional de Error

El ANOM (Análisis de la Media Amplitud Normal) unidireccional de error se presenta como una herramienta valiosa para identificar desviaciones significativas en los datos en comparación con la media de una población. Las Figura 14, Figura 15, Figura 16 y Figura 17 ilustra visualmente cómo este análisis se centra en detectar variaciones positivas o negativas, permitiendo una detección eficiente de puntos atípicos. Estas representaciones gráficas proporcionan información esencial para la gestión de calidad y la mejora continua de los procesos. Con este método se analiza la variabilidad en la respuesta galvánica de la piel o en otras mediciones biométricas, identificando patrones que podrían indicar cambios en la condición del paciente.

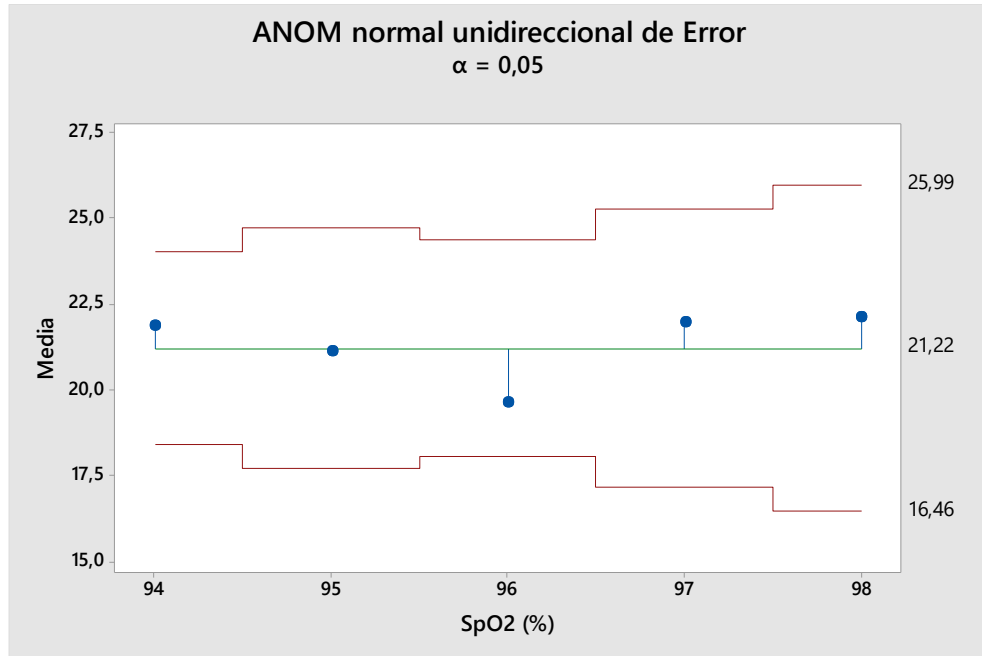


Figura 14. ANOM Normal Unidireccional de Error (SpO2).

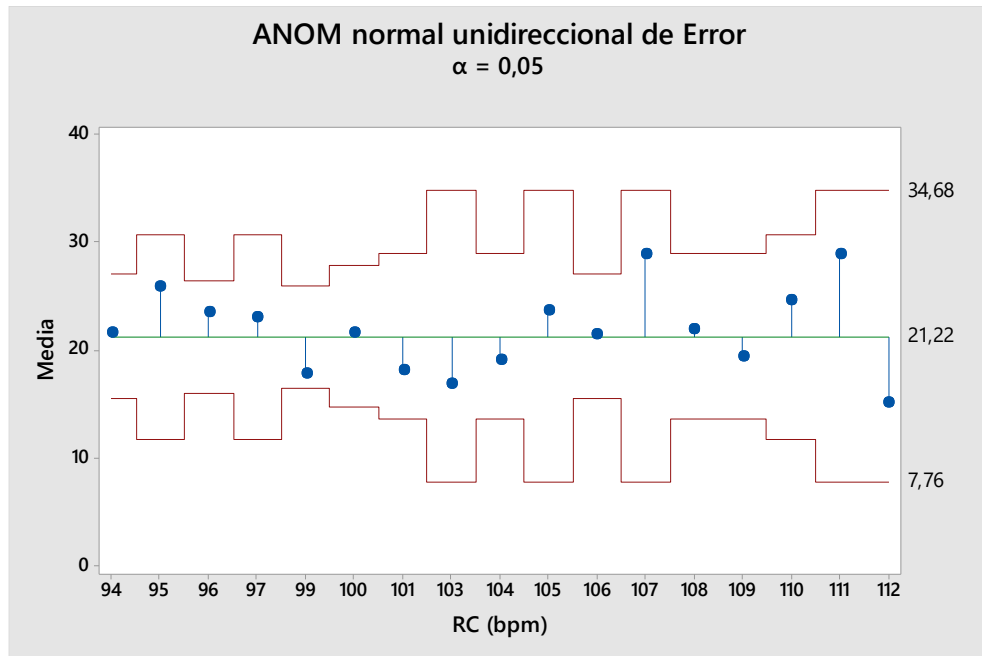


Figura 15. ANOM Normal Unidireccional de Error (RC).

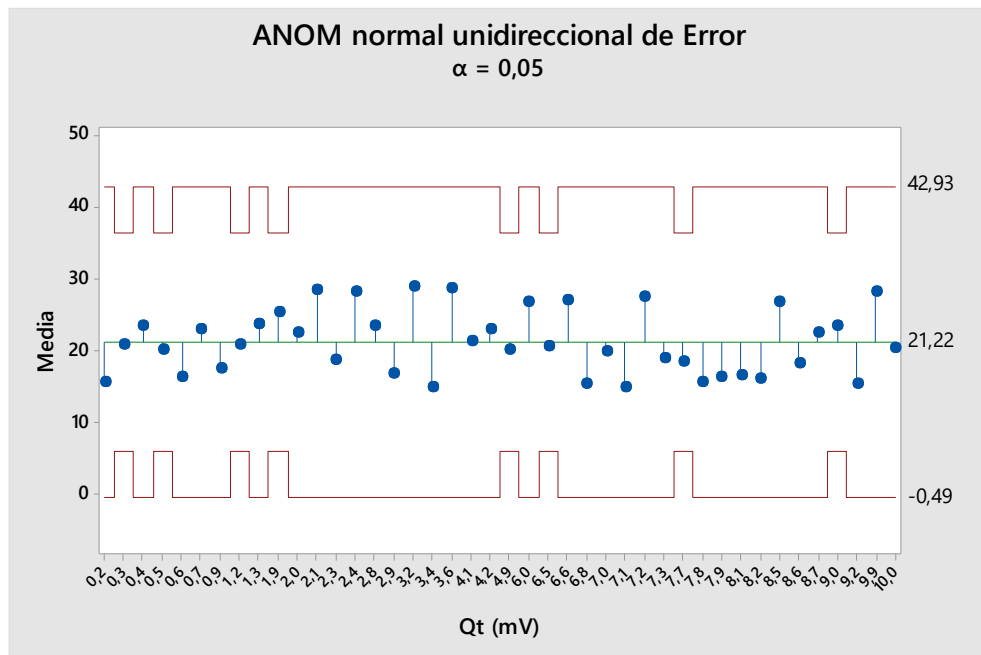


Figura 16. ANOM Normal Unidireccional de Error (Qt).

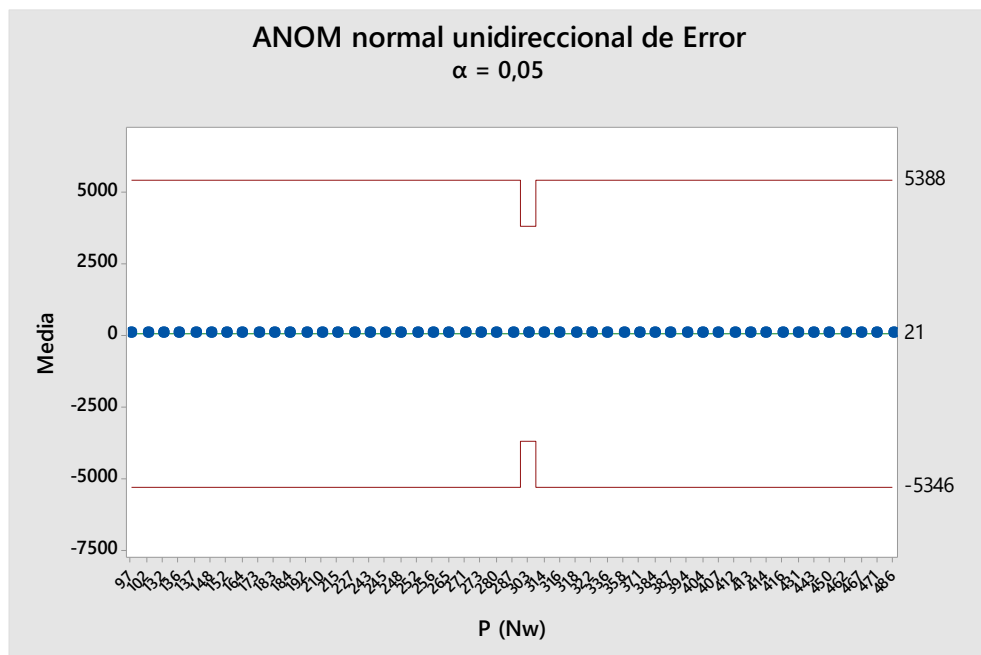


Figura 17. ANOM Normal Unidireccional de Error (P).

Gráfica de Probabilidad

La gráfica de probabilidad Figura 18, mediante la representación de la distribución de probabilidad acumulativa de una variable, ofrece una visión clara de la forma y la dispersión de los datos. Este enfoque visual facilita la identificación de patrones y la evaluación de la probabilidad asociada a distintos valores, permitiendo una comprensión más profunda de la distribución y la variabilidad en el conjunto de datos analizado. Las gráficas de probabilidad, como las gráficas Q-Q (quantile-quantile) o P-P (probability-probability), son útiles para evaluar la normalidad de los datos. Ayudando a confirmar si las distribuciones de las variables medidas se ajustan a las expectativas teóricas, un aspecto crítico en el análisis estadístico.

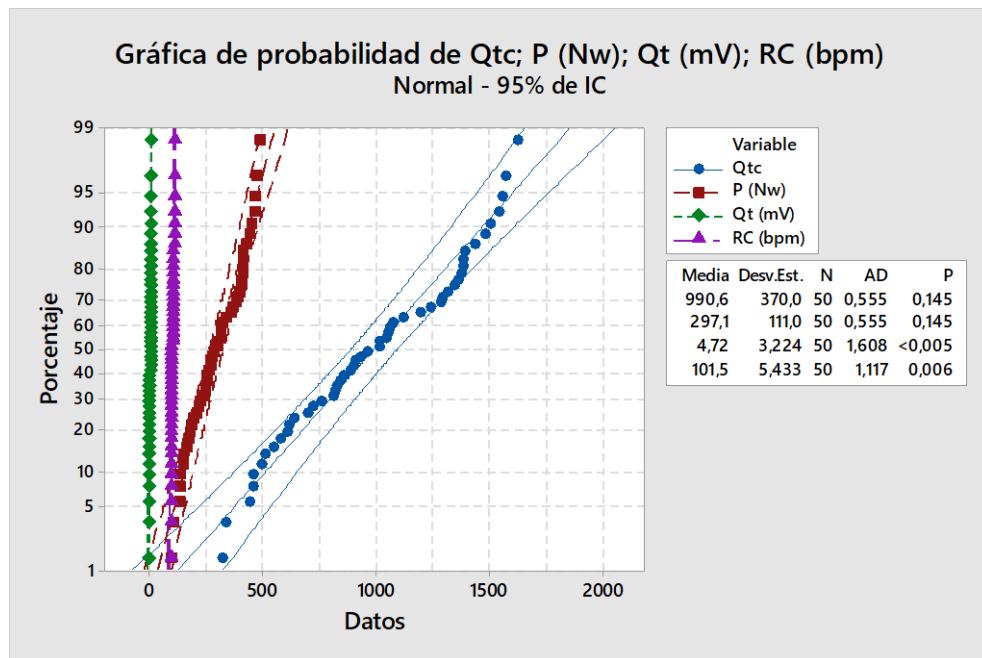


Figura 18. Gráfica de probabilidad de Qtc; P; Qt y RC.

Gráfica de Series de Tiempo

La gráfica de series de tiempo Figura 19, se erige como una herramienta esencial para visualizar la evolución de una variable a lo largo del tiempo. Al representar datos secuenciales en un eje temporal, esta gráfica facilita la identificación de tendencias, patrones estacionales y cambios significativos, proporcionando información valiosa para la toma de decisiones informadas y la planificación estratégica. Estas gráficas revelan patrones temporales en la respuesta del paciente al dolor, ayudando a identificar tendencias, ciclos o eventos particulares.

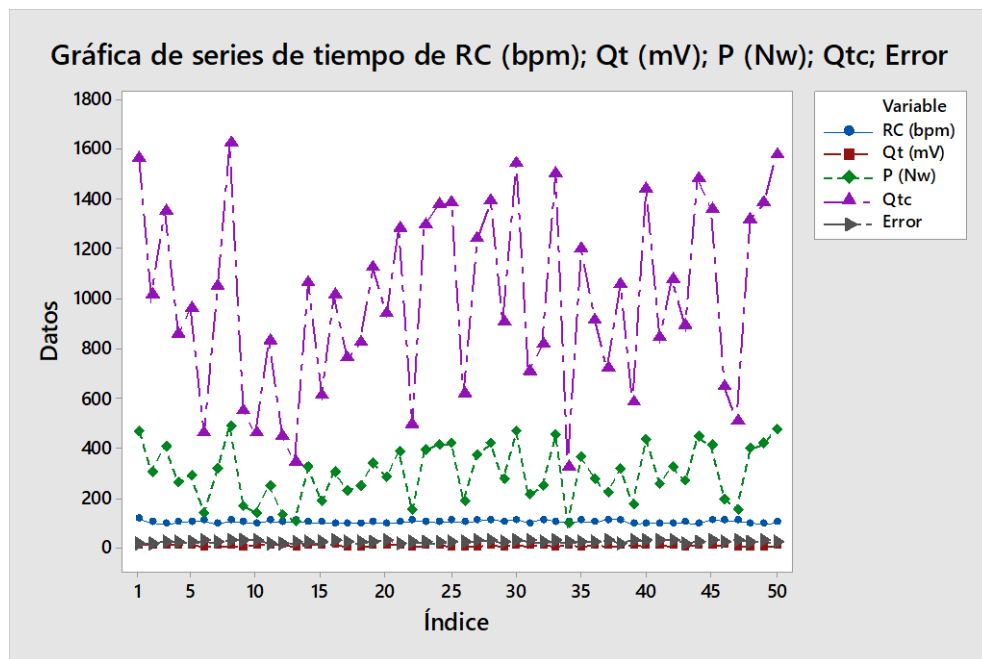


Figura 19. Gráfica de series de tiempo de RC; Qt; P; Qtc y Error.

Análisis de Regresión

El análisis de regresión se utiliza para explorar la relación entre variables y prever posibles tendencias. Identifica la dependencia entre una variable dependiente y una o más variables independientes, permitiendo cuantificar la fuerza y dirección de la relación. Este análisis resulta fundamental para modelar y entender el comportamiento de las variables en

estudio, brindando una base sólida para la toma de decisiones. Identificar estas relaciones es crucial para comprender cómo ciertos factores impactan en las mediciones y, por ende, en la evaluación del dolor.

Gráfica de Línea Ajustada

La gráfica de línea ajustada Figura 20 y Figura 21, derivada de un análisis de regresión, ilustra la relación entre las variables con mayor claridad. Al trazar una línea que representa la mejor estimación de la relación entre las variables, esta gráfica proporciona una representación visual precisa y simplificada de la relación identificada, facilitando la interpretación y la comunicación de los resultados del análisis de regresión. Aísla el impacto específico de ciertas variables en las mediciones, proporcionando una comprensión más precisa de la influencia de cada factor en el dolor percibido.

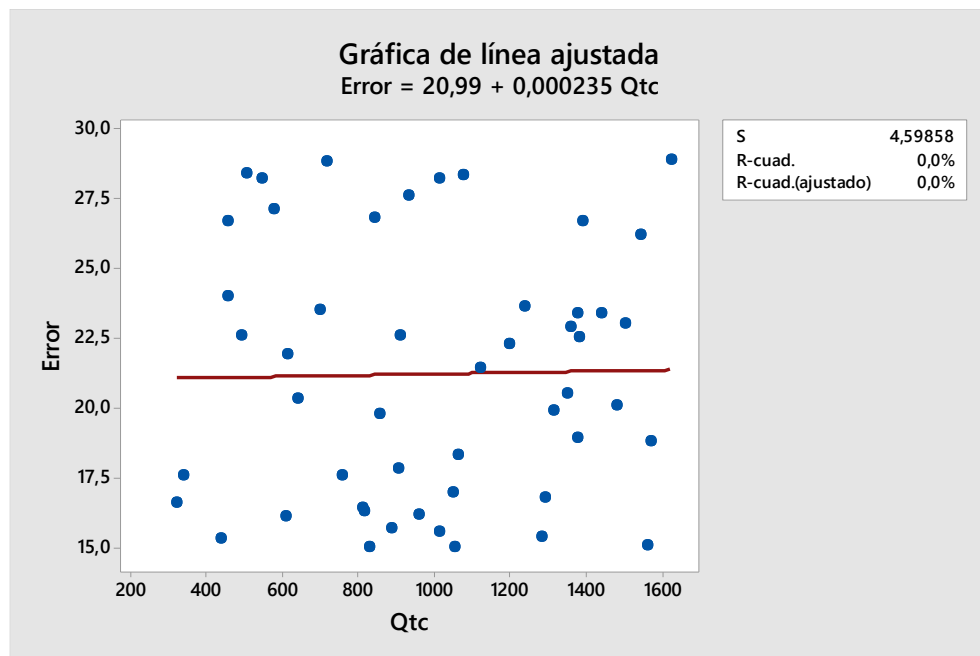


Figura 20. Gráfica de Línea Ajustada Qtc.

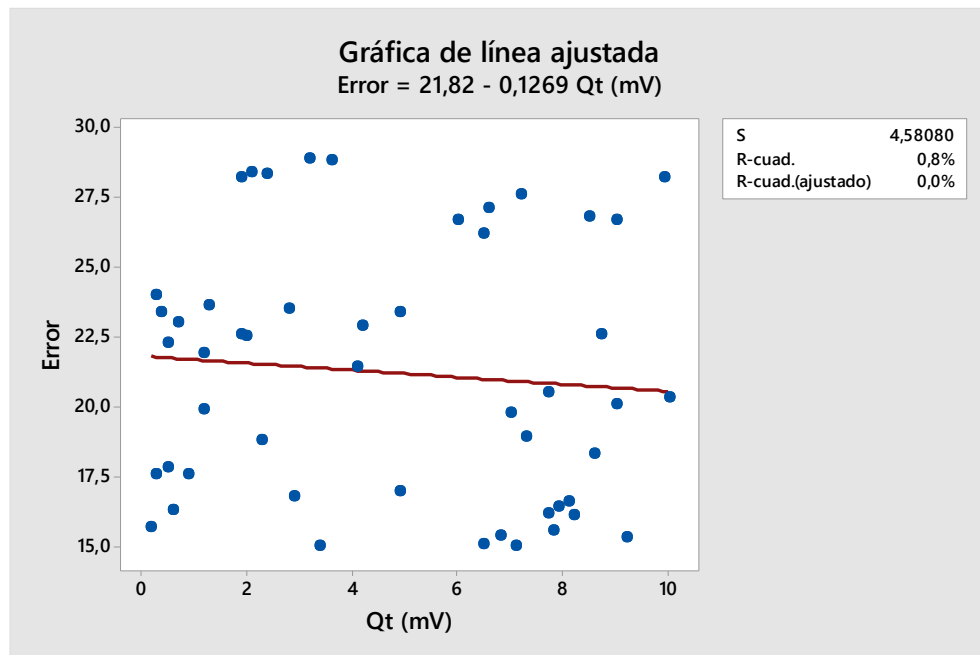


Figura 21. Gráfica de Línea Ajustada Qt.

La combinación de estas técnicas estadísticas y gráficas fortalece la capacidad del proyecto para analizar datos de manera exhaustiva, identificar patrones, establecer relaciones significativas entre variables y respaldar las conclusiones con un enfoque riguroso. Además, estas herramientas contribuyen a la capacidad predictiva del sistema y facilitan la toma de decisiones informadas en el ámbito clínico y de la investigación en dolor y salud musculoesquelética.

f) Presupuesto y Estudio de Mercado

Este documento financiero proporciona una estimación de los costos asociados con la creación del dispositivo, sino que también sirve como guía estratégica para garantizar la asignación de los recursos financieros. La Tabla 11 muestra el presupuesto de la investigación.

Tabla 11. Gastos investigativos.

Ítem	Detalle	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Total
1	Materiales Electrónicos	c/u	2	145,25	290,50
2	Diseño y Modelado	c/u	1	130,00	130,00
3	Plástico para impresión	c/u	1	12,22	12,22
4	Raspberry pi	c/u	1	122,15	122,15
5	Servidor	c/u	1	32,50	32,50
6	Mano de Obra	c/u	1	1239,17	1239,17
7	Materiales Varios	c/u	1	32,50	32,50
				Subtotal	1859,04
				IVA (12%)	230,28
				TOTAL	2089,32

Elaborado por: El investigador.

La entrada al mercado de un dispositivo innovador para la medición del dolor, sin competidores en el ámbito de venta directa al público, presenta un escenario propicio para explorar oportunidades y establecer una presencia sólida en un nicho especializado.

En primer lugar, la ausencia de dispositivos similares en el mercado ofrece una oportunidad única para captar la atención de dos segmentos clave: el público en general y los profesionales de la salud. El primer grupo representa a aquellos interesados en comprender y monitorear sus niveles de dolor de manera autónoma, mientras que el segundo abarca a los profesionales de la salud que buscan una herramienta objetiva y precisa para evaluar la intensidad del dolor en sus pacientes.

El dispositivo se distingue por su singularidad al ofrecer mediciones objetivas del dolor directamente al usuario. Su diseño intuitivo y fácil de usar, junto con la capacidad de

proporcionar datos cuantitativos sobre la experiencia del dolor, lo coloca en una posición destacada en el mercado.

En términos de estrategias de marketing, se propone iniciar campañas educativas para informar al público sobre la importancia de medir el dolor y destacar cómo nuestro dispositivo puede proporcionar una evaluación objetiva. Además, se explorarán colaboraciones con profesionales de la salud para respaldar el uso del dispositivo en entornos clínicos y promover su utilidad en la gestión del dolor.

La disponibilidad del producto se ampliará mediante canales de venta tanto en línea como físicos. La presencia en plataformas en línea permitirá llegar a un público más amplio, mientras que la colaboración con minoristas especializados en dispositivos de salud y bienestar contribuirá a establecer el producto en el mercado. En cuanto a la fijación de precios, se llevará a cabo un análisis de costos detallado para asegurar que el precio sea competitivo y atractivo para los consumidores, considerando el valor percibido del dispositivo y su exclusividad en el mercado. En la Tabla 12 se puede visualizar el precio comercial unitario después del estudio de mercado.

Tabla 12. Precio comercial unitario.

Ítem	Detalle	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Total
1	Materiales Electrónicos	c/u	1	135	135
2	Impresión 3d	c/u	1	22,64	22,64
3	Servidor y Visualización	c/u	1	192,62	192,62
4	Mano de Obra	c/u	1	220	220
				Subtotal	\$570,26
				IVA (12%)	\$72,33
				TOTAL	\$592,59

Elaborado por: El investigador.

En la Tabla 13, tendremos el precio comercial por cada 30 dispositivos, el valor por cada dispositivo tiene una reducción considerable debido a que la obtención de componentes viene a disminuir al comprar más de 20 unidades, haciéndolo más asequible.

Tabla 13. Precio comercial al por mayor.

Ítem	Detalle	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Total
1	Materiales Electrónicos	c/u	30,00	75,00	2250,00
2	Impresión 3d	c/u	30,00	14,20	426,00
3	Servidor y Visualización	c/u	30,00	82,60	2478,00
4	Mano de Obra	c/u	30,00	220,00	6600,00
Subtotal					\$11.754,00
IVA (12%)					\$1.460,88
TOTAL					\$13.214,88

Elaborado por: El investigador.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- La revisión bibliográfica exhaustiva sobre los métodos utilizados en Fisioterapia para medir el grado de dolor proporcionó una base sólida para el desarrollo del dispositivo. Se identificaron enfoques tradicionales y se integraron conceptos innovadores, permitiendo una comprensión profunda de las diversas metodologías existentes.
- El desarrollo del dispositivo electrónico para medir la fuerza máxima que soporta el paciente ha sido exitoso. La escalabilidad y comodidad para el paciente fueron consideraciones clave en el diseño, y la incorporación de tecnologías avanzadas garantiza mediciones precisas y consistentes. El valor de fiabilidad del dispositivo, del 86,54%, sugiere la necesidad de mejoras continuas en el diseño y la metodología. Se recomienda una mayor investigación y ajuste en los parámetros del dispositivo para reducir este error y mejorar su precisión. El error de funcionamiento del 13,46%, influenciado por la contextura del paciente, la edad y la cantidad muscular, destaca la importancia de personalizar la calibración del dispositivo para adaptarse a las características individuales de cada usuario, mejorando así la exactitud de las mediciones.
- La implementación de un sistema de gestión de información y la visualización de datos ha sido esencial para contextualizar y comprender la información recopilada por el dispositivo. La interfaz intuitiva y el almacenamiento en un servidor MySQL garantizan la accesibilidad y la seguridad de los datos del paciente. Dado que el dolor es un valor subjetivo, se enfatiza la relevancia de la implementación de métodos estadísticos en el procesamiento de datos, como la media, mediana y funciones de distribución acumulada. Estas herramientas contribuyen a ofrecer mediciones más confiables y objetivas, mitigando la subjetividad inherente al dolor. En general, la combinación de un diseño electrónico funcional, un enfoque ergonómico en el diseño 3D y una interfaz de usuario amigable posiciona al dispositivo como una herramienta valiosa en el ámbito de la fisioterapia. La

continua atención a la precisión, la adaptabilidad y la innovación asegurará su impacto positivo en la medición y gestión del dolor en los pacientes.

4.2 Recomendaciones

- A pesar de la exhaustividad de la revisión, se sugiere realizar actualizaciones periódicas en la literatura científica para incorporar nuevas investigaciones y avances en el campo de la medición del dolor, asegurando que el dispositivo se mantenga a la vanguardia de las prácticas actuales.
- Se sugiere continuar mejorando la versatilidad del dispositivo, explorando posibles adaptaciones para medir otros parámetros relacionados con la fuerza y la resistencia muscular, lo que podría ampliar su aplicabilidad en distintas áreas de la fisioterapia.
- Se recomienda seguir optimizando la interfaz gráfica y explorar la posibilidad de integrar herramientas de inteligencia artificial para análisis predictivos, enriqueciendo la interpretación de los datos y ofreciendo insights más avanzados.


REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] M. Elsayed, K. S. Sim, and S. C. Tan, “A Novel Approach to Objectively Quantify the Subjective Perception of Pain Through Electroencephalogram Signal Analysis,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 199920–199930, Oct. 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3032153.
- [2] S. H. Lee, O.-K. Kim, H.-H. Baik, and J.-H. Kim, “Research Article,” 2018, doi: 10.1155/2018/6205896.
- [3] M. T. Vicente Herrero *et al.*, “Valoración del dolor. Revisión Comparativa de Escalas y Cuestionarios,” *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, vol. 25, no. 4, pp. 228–236, 2018, doi: 10.20986/resed.2018.3632/2017.
- [4] C. Sociedad Española de Medicina Intensiva y Unidades Coronarias., T. Muñoz, and C. Chamorro, *Medicina intensiva*, vol. 30, no. 8. IDEPSA, International de Ediciones y Publicaciones, S.A, 2006. Accessed: Oct. 24, 2023. [Online]. Available: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0210-56912006000800004&lng=es&nrm=iso&tlng=es
- [5] J. García Romero, M. Jiménez Romero, - Fernández Abascal, A. Fernández-Abascal Puente, F. Sánchez Carrillo, and M. Gil Fernández, *Medicina integral : MEDICINA PREVENTIVA Y ASISTENCIA EN ATENCION PRIMARIA DE SALUD.*, vol. 39, no. 7. IDEPSA, 1980. Accessed: Oct. 24, 2023. [Online]. Available: <http://www.elsevier.es/es-revista-medicina-integral-63-articulo-la-medicion-del-dolor-una-13029995>
- [6] M. Orzabal, R. Naidu, K. Amirdelfan, and A. Akhbardeh, “A Forehead Wearable Sensor for the Objective Measurement of Chronic Pain,” *Int J Environ Res Public Health*, vol. 19, no. 24, p. 17041, Dec. 2022, doi: 10.3390/ijerph192417041.
- [7] L. A. Jibb, B. J. Stevens, P. C. Nathan, E. Seto, J. A. Cafazzo, and J. N. Stinson, “A smartphone-based pain management app for adolescents with cancer: establishing system requirements and a pain care algorithm based on literature

- review, interviews, and consensus.,” *JMIR Res Protoc*, vol. 3, no. 1, p. e15, Mar. 2014, doi: 10.2196/resprot.3041.
- [8] J. V. Fuentes and J. V. Fuentes, “Versión actualizada de la definición de dolor de la IASP: un paso adelante o un paso atrás Updated version of the IASP definition of pain: one step forward or one step back”, doi: 10.20986/resed.2020.3839/2020.
- [9] F. Sociedad Española de Oncología. and SPARC (Organization), *Oncología.*, vol. 28, no. 3. Ediciones Cutor, 2005. Accessed: Oct. 24, 2023. [Online]. Available: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0378-48352005000300006&lng=es&nrm=iso&tlng=es
- [10] M. G. González, “LA ATRIBUCIÓN AL DOLOR Y SU RELACIÓN CON EL DIAGNÓSTICO MÉDICO Y ALGOLÓGICO EN PACIENTES CON DOLOR CRÓNICO,” Universidad Iberoamericana, D.F, 2005. Accessed: Oct. 24, 2023. [Online]. Available: <http://www.bib.uia.mx/tesis/pdf/014570/014570.pdf>
- [11] M. Prado Rodríguez Barbero, “¿Qué es el umbral del dolor?,” *Dolor: Investigación, clínica & terapéutica*, ISSN 0214-0659, Vol. 29, N^o. 4, 2014, págs. 141-145, vol. 29, no. 4, pp. 141–145, 2014, Accessed: Oct. 24, 2023. [Online]. Available: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4996430&info=resumen&idioma=ENG>
- [12] P. Diaz Romero, “Consideraciones sobre el dolor desde una perspectiva fenomenológica,” *Co-herencia*, vol. 12, no. 23, pp. 89–106, Nov. 2015, doi: 10.17230/co-herencia.12.23.4.
- [13] R. Rebollar and M. Palacios, *Escalas de Valoración de Dolor*. 2015.
- [14] Hospital universitario de Fuenlabrada, “ESCALAS DE EVALUACIÓN DEL DOLOR.” Accessed: Oct. 24, 2023. [Online]. Available: <https://www.comunidad.madrid/hospital/fuenlabrada/file/3872/download?token=I0A3SXC5>

- [15] L. Tatiana Ordóñez Mora and D. Patricia Sánchez, “EVALUACIÓN DEL DOLOR Pain assessment”, Accessed: Oct. 25, 2023. [Online]. Available: <https://orcid.org/0000-0001-8365-8155>
- [16] R. Rodriguez and J. Gómez, “ELECTRÓNICA ANALÓGICA.” [Online]. Available: https://www.edu.xunta.gal/centros/iesblancoamorculledo/aulavirtual/pluginfile.php/37095/mod_resource/content/2/analo%CC%81gica.pdf
- [17] “Sistemas electrónicos.” Accessed: Oct. 25, 2023. [Online]. Available: <http://platea.pntic.mec.es/~jalons3/4ESO/2elec/2siselectro.htm>
- [18] “Electrónica de control - Wikipedia, la enciclopedia libre.” Accessed: Oct. 25, 2023. [Online]. Available: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Electr%C3%B3nica_de_control&oldid=146079782
- [19] R. Pallás Areny, *Sensores y acondicionadores de señal*, Marcombo. España, 2004.
- [20] Dr V K Sachan, *Tecnología de sensores Y sus aplicaciones*, KDP Print US. 2020.
- [21] C. E. Ruiz Buitrón, *Sistemas Integrados Y Hogar Digital*, Ediciones Paraninfo. España, 2020.
- [22] G. M. Smith, “Adquisición de datos (DAQ): la guía completa | Dewesoft.” Accessed: Oct. 25, 2023. [Online]. Available: <https://dewesoft.com/es/blog/que-es-adquisicion-de-datos>
- [23] G. M. Smith, “¿Qué es el procesamiento de señales? | Dewesoft.” Accessed: Oct. 25, 2023. [Online]. Available: <https://dewesoft.com/es/blog/que-es-procesamiento-de-senal>
- [24] J. A. Salazar Castro and Y. C. Rosas Narváez, “IMPLEMENTACIÓN DE UNA INTERFAZ DE VISUALIZACIÓN DE DATOS EFICIENTE E INTERACTIVA A PARTIR DE UNA PERSPECTIVA GEOMÉTRICA,” Universidad de Nariño, San Juan de Pasto, 2015.

ANEXOS



MCP6001/1R/1U/2/4

1 MHz, Low-Power Op Amp

Features

- Available in 5-Lead SC-70 and 5-Lead SOT-23 Packages
- Gain Bandwidth Product: 1 MHz (typical)
- Rail-to-Rail Input/Output
- Supply Voltage: 1.8V to 6.0V
- Supply Current: $I_Q = 100 \mu A$ (typical)
- Phase Margin: 90° (typical)
- Temperature Range:
 - Industrial: -40°C to +85°C
 - Extended: -40°C to +125°C
- Available in Single, Dual and Quad Packages

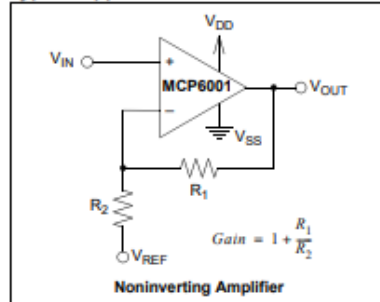
Applications

- Automotive
- Portable Equipment
- Photodiode Amplifier
- Analog Filters
- Notebooks and PDAs
- Battery-Powered Systems

Design Aids

- SPICE Macro Models
- FilterLab® Software
- Mindi™ Circuit Designer and Analog Simulator
- Microchip Advanced Part Selector (MAPS)
- Analog Demonstration and Evaluation Boards
- Application Notes

Typical Application

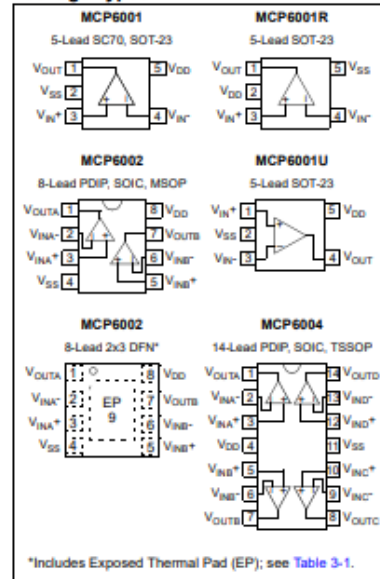


Description

The Microchip Technology Inc. MCP6001/2/4 family of operational amplifiers (op amps) is specifically designed for general purpose applications. This family has a 1 MHz Gain Bandwidth Product (GBWP) and 90° phase margin (typical). It also maintains a 45° phase margin (typical) with a 500 pF capacitive load. This family operates from a single-supply voltage as low as 1.8V, while drawing 100 μA (typical) quiescent current. Additionally, the MCP6001/2/4 supports rail-to-rail input and output swing, with a Common-mode input voltage range of $V_{DD} + 300 mV$ to $V_{SS} - 300 mV$. This family of op amps is designed with Microchip's advanced CMOS process.

The MCP6001/2/4 family is available in the industrial and extended temperature ranges, with a power supply range of 1.8V to 6.0V.

Package Types



ADS111x Ultra-Small, Low-Power, I²C-Compatible, 860-SPS, 16-Bit ADCs With Internal Reference, Oscillator, and Programmable Comparator

1 Features

- Ultra-Small X2QFN Package: 2 mm × 1.5 mm × 0.4 mm
- Wide Supply Range: 2.0 V to 5.5 V
- Low Current Consumption: 150 μ A (Continuous-Conversion Mode)
- Programmable Data Rate: 8 SPS to 860 SPS
- Single-Cycle Settling
- Internal Low-Drift Voltage Reference
- Internal Oscillator
- I²C Interface: Four Pin-Selectable Addresses
- Four Single-Ended or Two Differential Inputs (ADS1115)
- Programmable Comparator (ADS1114 and ADS1115)
- Operating Temperature Range: -40°C to +125°C

2 Applications

- Portable Instrumentation
- Battery Voltage and Current Monitoring
- Temperature Measurement Systems
- Consumer Electronics
- Factory Automation and Process Control

3 Description

The ADS1113, ADS1114, and ADS1115 devices (ADS111x) are precision, low-power, 16-bit, I²C-compatible, analog-to-digital converters (ADCs) offered in an ultra-small, leadless, X2QFN-10 package, and a VSSOP-10 package. The ADS111x devices incorporate a low-drift voltage reference and an oscillator. The ADS1114 and ADS1115 also incorporate a programmable gain amplifier (PGA) and a digital comparator. These features, along with a wide operating supply range, make the ADS111x well suited for power- and space-constrained, sensor measurement applications.

The ADS111x perform conversions at data rates up to 860 samples per second (SPS). The PGA offers input ranges from ± 256 mV to ± 6.144 V, allowing precise large- and small-signal measurements. The ADS1115 features an input multiplexer (MUX) that allows two differential or four single-ended input measurements. Use the digital comparator in the ADS1114 and ADS1115 for under- and overvoltage detection.

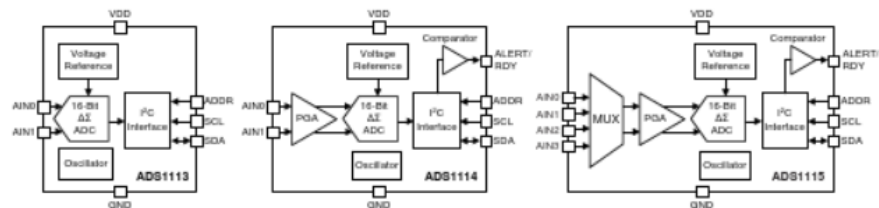
The ADS111x operate in either continuous-conversion mode or single-shot mode. The devices are automatically powered down after one conversion in single-shot mode; therefore, power consumption is significantly reduced during idle periods.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
ADS111x	X2QFN (10) VSSOP (10)	1.50 mm × 2.00 mm 3.00 mm × 3.00 mm

(1) For all available packages, see the package option addendum at the end of the data sheet.

Simplified Block Diagrams



Copyright © 2016, Texas Instruments Incorporated

Anexo 2. Datasheet ADS1115.

FEATURES

Fully integrated single-lead ECG front end
 Low supply current: 170 μ A (typical)
 Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)
 Two or three electrode configurations
 High signal gain ($G = 100$) with dc blocking capabilities
 2-pole adjustable high-pass filter
 Accepts up to ± 300 mV of half cell potential
 Fast restore feature improves filter settling
 Uncommitted op amp
 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain
 Leads off detection: ac or dc options
 Integrated right leg drive (RLD) amplifier
 Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V
 Integrated reference buffer generates virtual ground
 Rail-to-rail output
 Internal RFI filter
 8 kV HBM ESD rating
 Shutdown pin
 20-lead, 4 mm \times 4 mm LFCSP and LFCSP_SS package
 Qualified for automotive applications

APPLICATIONS

Fitness and activity heart rate monitors
 Portable ECG
 Remote health monitors
 Gaming peripherals
 Biopotential signal acquisition

GENERAL DESCRIPTION

The AD8232 is an integrated signal conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to extract, amplify, and filter small biopotential signals in the presence of noisy conditions, such as those created by motion or remote electrode placement. This design allows for an ultralow power analog-to-digital converter (ADC) or an embedded microcontroller to acquire the output signal easily.

The AD8232 can implement a two-pole high-pass filter for eliminating motion artifacts and the electrode half-cell potential. This filter is tightly coupled with the instrumentation architecture of the amplifier to allow both large gain and high-pass filtering in a single stage, thereby saving space and cost.

An uncommitted operational amplifier enables the AD8232 to create a three-pole low-pass filter to remove additional noise. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

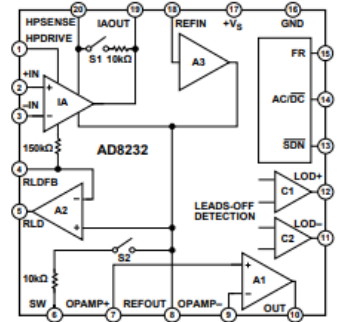
FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM


Figure 1.

To improve common-mode rejection of the line frequencies in the system and other undesired interferences, the AD8232 includes an amplifier for driven lead applications, such as right leg drive (RLD).

The AD8232 includes a fast restore function that reduces the duration of otherwise long settling tails of the high-pass filters. After an abrupt signal change that rails the amplifier (such as a leads off condition), the AD8232 automatically adjusts to a higher filter cutoff. This feature allows the AD8232 to recover quickly, and therefore, to take valid measurements soon after connecting the electrodes to the subject.

The AD8232 is available in a 4 mm \times 4 mm, 20-lead LFCSP and a LFCSP_SS package. Performance for the A grade models is specified from 0°C to 70°C and the models are operational from -40°C to +85°C. Performance for the W grade models is specified over the automotive temperature range of -40°C to +105°C.



FlexiForce™ Standard Model A201

The FlexiForce A201 is our standard sensor and meets the requirements of most customers. The A201 is a thin and flexible piezoresistive force sensor that is available off-the-shelf in a variety of lengths for easy proof of concept. These ultra-thin sensors are ideal for non-intrusive force and pressure measurement in a variety of applications. The A201 can be used with our test & measurement, prototyping, and embedding electronics, including the FlexiForce Sensor Characterization Kit, FlexiForce Prototyping Kit, FlexiForce Quickstart Board, and the ELF™ System*. You can also use your own electronics, or multimeter.

Benefits

- Thin and flexible
- Easy to use
- Convenient and affordable

✓ ROHS COMPLIANT

* Sensor will require an adapter/extender to connect to the ELF System. Contact your Tekscan representative for assistance.

** Length does not include pins. Please add approximately 6 mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 197 mm (7.75 in.).

Physical Properties

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	191 mm (7.5 in.)** (optional trimmed lengths: 152 mm (6 in.), 102 mm (4 in.), 51 mm (2 in.))
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	3-pin Male Square Pin (center pin is inactive)
Substrate	Polyester
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3% of full scale	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5%	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5µsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Convection and conduction heat sources
Durability	≥ 3 million actuations	Perpendicular load, room temperature, 22 N (5 lb)
Temperature Sensitivity	0.36%/°C (± 0.2%/°F)	Conductive heating

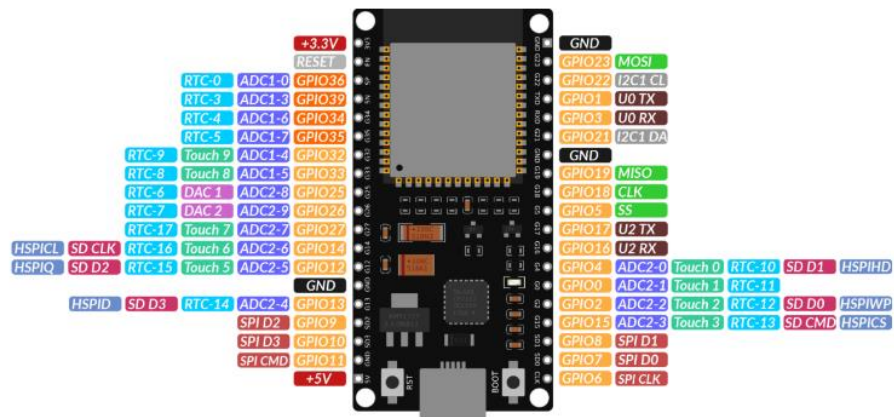
***All data above was collected utilizing an Op Amp Circuit (shown on the next page). If your application cannot allow an Op Amp Circuit, visit www.tekscan.com/flexiforce-integration-guides or contact a FlexiForce Applications Engineer.

DS Rev 1 062821

ISO 9001:2008 Compliant & 13485:2016 Registered



Anexo 4. datasheet FlexiForce A201.



- Orange: Digital In/Out ports (all support PWM)
- Light Orange: Digital Input ports
- Blue: Analog Input 12 bits, 0 to 3.3V
- Purple: Analog Output 8 bits, 0 - 3.3V
- Light Green: Capacitive Touch Sensor ports
- Light Blue: I/O -pins from RTC ultra low power processor, usable in deep sleep mode
- Red: SD card interface
- Dark Red: SPI bus for Flash-memory, do not use

The following pins show the default assignment. All these signals can be changed to any In/Out port. This applies also to UART0 and UART1, which cannot be accessed in the default assignment.

- Grey: I2C bus (Wire)
- Green: VSPI bus
- Brown: Serial interfaces
- Dark Blue: HSPIC bus

Anexo 5. Pinout ESP32 Dev Kit C V2.