

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E INDUSTRIAL

CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

Tema:

SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y SEÑALES ELECTROMIOGRAFÍAS PARA DETERMINAR EL RENDIMIENTO DE FUTBOLISTAS AMATEUR

Trabajo de titulación modalidad Proyecto de Investigación, presentado previo a la obtención del título de Ingeniero en Telecomunicaciones

ÁREA: Electrónica

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Tecnologías de la información y Sistemas de control

AUTOR: Christopher Emmanuel Gallegos Gallegos

TUTOR: Ing. Edgar Patricio Cordova Cordova, Mg

Ambato - Ecuador

febrero - 2025

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de tutor del trabajo de titulación con el tema: SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y SEÑALES ELECTROMIOGRAFÍAS PARA DETERMINAR EL RENDIMIENTO DE FUTBOLISTAS AMATEUR, desarrollado bajo la modalidad Proyecto de Investigación por el señor Christopher Emmanuel Gallegos Gallegos, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, 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 17 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.3 del instructivo del reglamento referido.

Ambato, febrero 2025.



Ing. Edgar Patricio Córdova Córdova, Mg.

TUTOR

AUTORÍA

El presente trabajo de titulación con el tema: SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y SEÑALES ELECTROMIOGRAFÍAS PARA DETERMINAR EL RENDIMIENTO DE FUTBOLISTAS AMATEUR es absolutamente original, auténtico y personal y ha observado los preceptos establecidos en la Disposición General Quinta del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato. En tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, febrero 2025



Christopher Emmanuel Gallegos Gallegos

C.C. 18036677564

AUTOR

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato para que reproduzca total o parcialmente este trabajo de titulación dentro de las regulaciones legales e institucionales correspondientes. Además, cedo todos mis derechos de autor a favor de la institución con el propósito de su difusión pública, por lo tanto, autorizo su publicación en el repositorio virtual institucional como un documento disponible para la lectura y uso con fines académicos e investigativos de acuerdo con la Disposición General Cuarta del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato, febrero 2025



Christopher Emmanuel Gallegos Gallegos

C.C. 18036677564

AUTOR

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del informe final del trabajo de titulación presentado por el señor Christopher Emmanuel Gallegos Gallegos, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad Proyecto de Investigación, titulado SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y SEÑALES ELECTROMIOGRAFÍAS PARA DETERMINAR EL RENDIMIENTO DE FUTBOLISTAS AMATEUR, nos permitimos informar que el trabajo ha sido revisado y calificado de acuerdo al Artículo 19 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.4 del instructivo del reglamento referido. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con el señor Presidente del Tribunal.

Ambato, febrero 2025



Firmado electrónicamente por:
FRANKLIN OSWALDO
MAYORGA MAYORGA

Ing. Franklin Oswaldo Mayorga Mayorga, Mg.
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL



Firmado electrónicamente por:
CARLOS DIEGO GORDON
GALLEGOS

Ing, Carlos Gordon Gallegos PhD
PROFESOR CALIFICADOR



Firmado electrónicamente por:
FREDDY GEOVANNY
BENALCAZAR PALACIOS

Dr. Freddy Benalcázar Palacios Mg
PROFESOR CALIFICADOR

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de investigación a:

Dios, por darme la fortaleza y la guía en todo momento.

A mis padres, quienes con sacrificio, amor incondicional y apoyo constante me han enseñado a no rendirme, a seguir mis sueños y a luchar por cada uno de mis objetivos. Gracias por ser mi inspiración y mi motor.

A mis amigos, Michelle, Jarod, Michael, Ricardo, Fernando y Nicol por ser el apoyo en los momentos difíciles y celebrar cada uno de mis logros.

Y, finalmente, a todas las personas que, directa o indirectamente, han sido parte de este proceso. A ustedes, con todo mi cariño y respeto, les dedico esta tesis, símbolo del esfuerzo y la dedicación.

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, agradezco a Dios por darme salud, sabiduría y la oportunidad de culminar esta etapa tan importante de mi vida.

A mis padres, por ser mi soporte, guía y ejemplo de perseverancia. Sus palabras de aliento y sacrificio han sido fundamentales en mi formación persona y profesional.

A mi tutor y profesores, quienes con paciencia, conocimiento y dedicación me guiaron durante el desarrollo de este trabajo, brindándome herramientas académicas valiosas que me permitieron crecer profesionalmente.

Finalmente, a todos mis amigos y seres queridos, que, con su apoyo incondicional y palabras de ánimo, me ayudaron a culminar este trabajo con éxito.

Gracias a cada uno de ustedes. Este logro también les pertenece.

ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS

PORTADA ..... **i**

APROBACIÓN DEL TUTOR ..... **ii**

AUTORÍA ..... **iii**

DERECHOS DE AUTOR ..... **iv**

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO ..... **v**

DEDICATORIA ..... **vi**

AGRADECIMIENTO ..... **vii**

ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS ..... **viii**

ÍNDICE DE TABLAS ..... **xii**

ÍNDICE DE FIGURAS ..... **xv**

ÍNDICE DE ANEXOS ..... **xviii**

RESUMEN EJECUTIVO ..... **xix**

ABSTRACT ..... **xx**

CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO **1**

1.1 Tema de investigación 1

1.2 Planteamiento del problema 1

1.3 Antecedentes investigativos 2

1.4 Fundamentación teórica 5

1.4.1 Fútbol 5

1.4.2 Telemedicina 14

1.4.3 Sistemas electrónicos de monitoreo 16

1.4.4 Signos vitales 20

1.4.5 Comparación de elementos hardware 31

1.4.6 Comparación de elementos software 37

1.5 Objetivos 40

1.5.1 Objetivo general 40

1.5.2 Objetivos específicos 40

CAPÍTULO II. METODOLOGÍA 41

2.1 Materiales 41

2.2 Métodos 42

2.2.1 Modalidad de la investigación 42

2.2.2 Recolección de información 43

2.2.3 Procesamiento y análisis de datos 43

CAPÍTULO III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN 44

3.1 Situación actual del equipo “Schalke 04” 44

3.2 Signos vitales durante la actividad física 46

3.3 Prendas deportivas 47

3.4 Selección de hardware a emplearse en el prototipo 48

3.4.1 Microcontrolador y módulo de comunicación 48

3.4.2 Selección de sensores 49

3.4.3 Fuente de alimentación 52

3.4.4 Nodo central de procesamiento y comunicación 53

3.5 Selección de software a emplearse para el prototipo 53

3.5.1 Herramienta de recolección y procesamiento de datos (Telegraf) 53

3.5.2 Selección de la base de datos 54

3.5.3 Selección de la herramienta de visualización de datos 55

3.6 Arquitectura general por etapas 55

3.7 Etapa de adquisición 56

3.8 Etapa de transmisión 60

3.9 Etapa de procesamiento y visualización 61

3.10 Balance de cargas del sistema electrónico 68

3.11 Construcción del prototipo 69

3.11.1 Pruebas de funcionamiento 73

3.12 Resultados 79

3.12.1 Mediciones en reposo 79

3.12.2 Mediciones durante el entrenamiento 82

3.12.3 Análisis de los resultados de los signos vitales 84

3.13 Análisis de resultados 97

3.13.1 Temperatura corporal 97

3.13.2 Frecuencia cardiaca 99

3.13.3 Saturación de oxígeno (SPO2) 101

3.14 Presupuesto 103

CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 106

4.1 Conclusiones 106

4.2 Recomendaciones 108

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 109

ANEXOS 115

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características del rendimiento deportivo..... 10

Tabla 2. Aplicaciones de la Telemedicina y futbol..... 15

Tabla 3. Componentes de un sistema de monitoreo..... 17

Tabla 4. Principales Características de los sensores. 18

Tabla 5. Afecciones que afectan la saturación de oxígeno. 23

Tabla 6. Zonas de Frecuencia Cardiaca. 26

Tabla 7. Comparación de Módulos WIFI. 32

Tabla 8. Comparación de sensores de frecuencia cardiaca. 33

Tabla 9. Tabla de comparación de sensores de Temperatura corporal. 34

Tabla 10. Comparación de sensores de Señales Electromiográficas. 35

Tabla 11. Comparación entre fuentes de alimentación. 36

Tabla 12. Comparación para el nodo central de procesamiento. 37

Tabla 13. Comparación de Bases de datos..... 38

Tabla 14. Comparación de herramientas de visualización de datos..... 39

Tabla 15. Recolección de información..... 43

Tabla 16. Condición física actual de cada jugador. 46

Tabla 17. Rangos de los signos Vitales..... 47

Tabla 18. Consumo de cada componente del sistema..... 69

Tabla 19. Datos registrados del prototipo de los signos vitales durante la actividad deportiva jugador 1. 76

Tabla 20. Datos registrados del prototipo de los signos vitales en reposos jugador 1. 77

Tabla 21. Datos registrados del prototipo de los signos vitales durante la actividad deportiva jugador 2. 78

Tabla 22. Datos registrados del prototipo de los signos vitales en reposos jugador 2. 79

Tabla 23. Datos de equipos médicos profesionales durante el reposo jugador 1..... 81

Tabla 24. Datos de equipos médicos profesionales durante el reposo jugador 2..... 81

Tabla 25. Datos equipos médicos profesionales durante la actividad física jugador 1. 82

Tabla 26. Datos equipos médicos profesionales durante la actividad física jugador 2. 83

Tabla 27. Temperatura corporal durante la actividad deportiva jugador 1. 84

Tabla 28. Temperatura corporal durante la actividad deportiva jugador 2. 85

Tabla 29. Temperatura corporal durante el reposo jugador 1. 86

Tabla 30. Temperatura corporal durante el reposo jugador 2. 87

Tabla 31. Frecuencia cardiaca durante la actividad deportiva jugador 1. 87

Tabla 32. Frecuencia cardiaca durante la actividad deportiva jugador 2. 88

Tabla 33. Análisis de datos de frecuencia cardiaca durante reposo jugador 1..... 89

Tabla 34. Frecuencia cardiaca durante reposo jugador 2. 89

Tabla 35. Saturación de oxígeno durante la actividad deportiva jugador 1. 90

Tabla 36. Saturación de oxígeno durante la actividad deportiva jugador 2. 91

Tabla 37. Saturación de oxígeno durante reposo jugador 1. 91

Tabla 38. Saturación de oxígeno durante reposo jugador 2. 92

Tabla 39. Comparación de la temperatura corporal por jugador. 99

Tabla 40. Rangos de zonas cardiacas jugador 1. 99

Tabla 41. Rangos de zonas cardiacas jugador 2. 100

Tabla 42. Comparación de la saturación de oxígeno por jugador. 103

Tabla 43. Presupuesto del sistema. 104

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Jugada en la copa mundial. 6

Figura 2. Futbolistas Profesionales. 7

Figura 3. Tecnologías Inalámbricas. 20

Figura 4. Mapa de Calor Corporal 21

Figura 5. Frecuencia Cardiaca..... 27

Figura 6. Señales Electromiográficas..... 28

Figura 7. Unidad Motora..... 30

Figura 8. Fases del Potencial de Acción 31

Figura 9. Prendas deportivas de comprensión..... 48

Figura 10. Pines del sensor MAX30100 49

Figura 11. Pines del sensor MLX90614..... 50

Figura 12. Pines del sensor AD8832..... 52

Figura 13. Esquema General del Sistema. 56

Figura 14. Diagrama de conexión eléctrica..... 57

Figura 15. Flujograma del proceso de código Arduino..... 59

Figura 16. Prueba de conexiones del código Arduino. 60

Figura 17. Adquisición de los datos, código de Arduino..... 60

Figura 18. Prueba de Funcionamiento del servidor (herramienta mosquitto_sub). ... 61

Figura 19. Configuración del archivo de Telegraf..... 62

Figura 20. Etapa de Transmisión Procesamiento y Visualización..... 63

Figura 21. Página principal de Grafana..... 64

Figura 22. Configuración de la fuente de Grafana. 64

Figura 23. Configuración de muestra de datos..... 65

Figura 24. Interfaz de Grafana 65

Figura 25. Configuración de node-red. 66

Figura 26. Link de accesos a node-red..... 66

Figura 27. Interfaz de Node-red. 67

Figura 28. Interfaz Grafana Señales electromiográficas. 67

Figura 29. Interfaz Grafana sección temperatura corporal..... 68

Figura 30. Interfaz Grafana sección saturación de oxígeno. 68

Figura 31. Interfaz Grafana sección frecuencia cardiaca. 68

Figura 32. Ubicación de los elementos. 70

Figura 33. Franja para cables. 70

Figura 34. Manga para los sensores. 71

Figura 35. Tela portable de componentes. 71

Figura 36. Ducto porta cables de los electrodos. 72

Figura 37. Prototipo Final (Parte Superior)..... 73

Figura 38. Jugador 1 usando el prototipo. 74

Figura 39. Uso del prototipo jugador 1. 74

Figura 40. Jugador 2 usando el prototipo. 75

Figura 41. Uso del prototipo jugador 2. 75

Figura 42. Datos registrados por el prototipo durante la actividad deportiva jugador 1. 76

Figura 43. Datos registrados por el prototipo durante reposo jugador 1. 77

Figura 44. Datos registrados por el prototipo durante la actividad deportiva jugador 2. 78

Figura 45. Datos registrados por el prototipo durante reposo deportiva jugador 2.... 79

Figura 46. Toma de datos - equipo médico para temperatura corporal (reposo) jugador 1 y jugador 2. 80

Figura 47. Toma de datos - equipo médico para frecuencia cardiaca y spo2 (reposo) jugador 1 y jugador 2. 80

Figura 48. Toma de datos - equipo médico para frecuencia cardiaca y spo2 (Actividad física). 82

Figura 49. Señales EMG durante reposo pierna izquierda jugador 1. 92

Figura 50. Señales EMG durante el reposo pierna derecha jugador 1. 93

Figura 51. Señales EMG durante el entrenamiento pierna derecha jugador 1. 93

Figura 52. Señales EMG durante el entrenamiento pierna izquierda jugador 1. 94

Figura 53. Señales EMG durante el reposo pierna izquierda jugador 2..... 95

Figura 54. Señales EMG durante el reposo pierna derecha jugador2. 95

Figura 55. Señales EMG durante el entrenamiento pierna izquierda jugador 2. 96

Figura 56. Señales EMG durante el entrenamiento pierna derecha jugador 2. 96

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A. Tabla de abreviaturas. 115

Anexo B. Código de programación del módulo de comunicación. 115

Anexo C. Datasheet Sensor AD8832. 121

Anexo D. Datasheet del sensor MAX30100. 123

Anexo E. Datasheet modulo ESPE32 124

Anexo F. Datasheet sensor MLX90614. 125

Anexo G. Código de la función de node-red. 126

Anexo H. Datos recolectados por el prototipo. 127

Anexo I. Manual de uso de lol dispositivo. 129

Anexo J. Pruebas de funcionamiento del prototipo. 131

Anexo K. Certificado de validación médica. 134

RESUMEN EJECUTIVO

El presente proyecto desarrolla un sistema de monitoreo de signos vitales y señales electromiográficas para evaluar y optimizar el rendimiento físico de futbolistas amateur. Este estudio se enfoca en implementar tecnologías accesibles y precisas para monitorear la salud y prevenir lesiones. Estas herramientas no solo facilitan el seguimiento de parámetros fisiológicos en tiempo real, sino que también contribuyen a la toma de decisiones basada en datos durante entrenamientos y actividades deportivas.

Durante la fase de adquisición de datos, se emplearon sensores avanzados para medir con precisión la frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, la temperatura corporal y las señales electromiográficas, incluso en condiciones de alta intensidad física. En la fase de transmisión, los datos capturados se enviaron mediante un módulo inalámbrico (WI-FI), a una unidad de almacenamiento y procesamiento central, garantizando eficiencia y continuidad en la transmisión. Finalmente, en la fase de procesamiento y visualización, la información fue analizada y presentada en gráficos comprensibles, facilitando la evaluación del rendimiento físico y la identificación de signos de fatiga o riesgos de salud.

Los resultados destacan la precisión del sistema, con valores cercanos al 99 % para la medición de temperatura corporal y saturación de oxígeno, mientras que tenemos un 88 % para la frecuencia cardiaca, durante el entrenamiento de los jugadores, además de una correcta captura de las señales electromiográficas que permiten monitorear como actúa los potenciales musculares, lo que permite identificar comportamientos anómalos en el desempeño muscular, siendo crucial para evitar lesiones por sobrecarga o fatiga.

Palabras clave: Señales electromiográficas, parámetros fisiológicos, signos vitales, actividad deportiva, futbolistas amateurs.

ABSTRACT

This project develops a system for monitoring vital signs and electromyographic signals to evaluate and optimize the physical performance of amateur soccer players. This study focuses on implementing accessible and accurate technologies to monitor health and prevent injuries. These tools not only facilitate real-time tracking of physiological parameters but also contribute to data-driven decision-making during training sessions and sports activities.

During the data acquisition phase, advanced sensors were used to accurately measure heart rate, oxygen saturation, body temperature, and electromyographic signals, even under conditions of high physical intensity. In the transmission phase, the captured data was sent via a wireless module (Wi-Fi) to a central storage and processing unit, ensuring efficiency and continuity in data transmission. Finally, in the processing and visualization phase, the information was analyzed and presented in understandable graphs, facilitating the evaluation of physical performance and the identification of signs of fatigue or health risks.

The results highlight the system's reliability, with accuracy values close to 99% for measuring body temperature and oxygen saturation, and 88% for heart rate during player training. Additionally, the system achieved correct capture of electromyographic signals, enabling the monitoring of muscle potentials. This allows for the identification of abnormal behaviors in muscle performance, which is crucial for preventing injuries caused by overload or fatigue.

Keywords: Electromyographic signals, physiological parameters, vital signs, sports activity, amateur soccer players.

CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO

1.1 Tema de investigación

SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y SEÑALES ELECTROMIOGRAFÍAS PARA DETERMINAR EL RENDIMIENTO DE FUTBOLISTAS AMATEUR.

1.2 Planteamiento del problema

El fútbol amateur, a menudo considerado una plataforma fundamental para el desarrollo de futuros talentos deportivos, enfrenta desafíos significativos en la gestión y optimización del rendimiento de sus jugadores. La carga de trabajo excesiva, la insuficiencia en los periodos de descanso y la falta de monitoreo preciso de los signos vitales y señales electromiográficas pueden llevar a una alta incidencia de lesiones y a la disminución del rendimiento deportivo. Tal como se observa en los datos del SCTJ de FIFPRO, los futbolistas profesionales están sujetos a una presión considerable que impacta tanto en su salud física como mental, y estos problemas también se reflejan en los niveles amateurs donde los recursos para monitorización y gestión del rendimiento son aún más limitados.[1]

También los riesgos para la salud cardiovascular son una preocupación importante en el ámbito deportivo. Las estadísticas proporcionadas por la Asociación Estadounidense del Corazón y los Institutos Nacionales de Salud revelan que una proporción significativa de eventos cardiovasculares importantes podrían prevenirse mediante la adopción de hábitos de vida saludables. La inactividad física, el sobrepeso, la obesidad y la hipertensión arterial son factores de riesgo comunes que pueden afectar tanto a atletas como a la población en general.[2]

En este contexto, surge la necesidad de implementar sistemas de monitoreo de signos vitales y señales electromiografías en el rendimiento de futbolistas amateurs. Este sistema podría proporcionar información valiosa sobre el estado de salud y la fatiga muscular de los jugadores, permitiendo una gestión más efectiva de la carga de entrenamiento y la prevención de lesiones. Además, podrían ayudar a promover

hábitos de vida saludables y a identificar tempranamente posibles problemas cardiovasculares, mejorando así la salud y el rendimiento deportivo de los futbolistas en todos los niveles de competencia.

La práctica de un deporte se considera la actividad más completa para alcanzar una salud integral. Sin embargo, esta requiere un control y monitoreo exhaustivo de las actividades implícitas y explícitas, especialmente para elevar el nivel de rendimiento. El fútbol no es una excepción y también implica el uso de sistemas de monitoreo en el desarrollo de la actividad física de este deporte. En la actualidad, estas aplicaciones son relevantes y avanzan al ritmo de la ciencia y la tecnología.

En Ecuador, el fútbol amateur se desarrolla en un ámbito más empírico que técnico y funcional. Por ello, es crucial vincular el entrenamiento físico regular y controlado con hábitos de vida saludables y una dieta equilibrada que garanticen un rendimiento óptimo y una buena calidad de vida.

El control de signos vitales y señales electromiográficas (EMG) requiere el uso de nuevas herramientas que permitan el desarrollo de las capacidades físicas y habilidades de un futbolista. Esto reduce los posibles problemas de salud que podrían impedir un desempeño eficiente y eficaz.

Según investigaciones realizadas en otros países, el uso de aparatos de medición portátiles durante los entrenamientos deportivos permite obtener estadísticas mucho más precisas sobre la actividad eléctrica del corazón, la capacidad pulmonar, el pulso y otros parámetros. Estos datos permiten determinar la verdadera capacidad física del deportista.

1.3 Antecedentes investigativos

A continuación, se referencian tesis y artículos científicos que se han realizado en la misma línea de investigación, las cuales están relacionadas con el desarrollo de sistemas de monitoreo y adquisición de señales para la salud y el rendimiento deportivo.

En la Universidad Técnica de Ambato, en el año 2018, Joffre Gabriel Izurieta Freire llevó a cabo un proyecto de investigación titulado "Sistema de adquisición de señales EMG (electromiográficas) para detectar miopatías en deportistas de alto rendimiento". Este proyecto se centró en el diseño y desarrollo de un electromiógrafo destinado a capturar los potenciales de acción generados por las unidades motoras durante diversas contracciones musculares, tanto en estado de reposo como activas. La señal EMG fue sometida a procesos de amplificación, filtrado y rectificación para asegurar una señal óptima para su posterior digitalización. La visualización de esta señal se llevó a cabo mediante gráficos generados por un programa específico diseñado para computadoras y aplicaciones móviles que utilizan conectividad Bluetooth. Los resultados obtenidos permitieron visualizar de manera clara y detallada los potenciales generados por distintos músculos, incluyendo aquellos en estado de reposo, lo cual facilitó la detección temprana de fibrilaciones y ondas positivas. Además, se compararon los resultados de diferentes tipos de contracciones con la fuerza muscular aplicada, proporcionando datos significativos para la identificación precoz de miopatías en deportistas de alto rendimiento, contribuyendo así a mejorar el diagnóstico y seguimiento de condiciones musculares específicas.[3]

En la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo de Perú, en el año 2019, los señores Chunga Limo Luis Esteban y Roa Martínez Larry Fernando en su investigación desarrollaron el “Diseño e implementación de un prototipo para un sistema de monitoreo de signos vitales con aplicación para dispositivos móviles” en la cual se menciona que el uso de tecnología Arduino y sensores de calidad, lograron medir temperatura corporal, pulso cardiaco y saturación de oxígeno en la sangre. Los resultados demostraron una alta precisión, validada mediante pruebas comparativas con instrumentos de referencia, como termómetros digitales y pulsioxímetros, destacando su potencial para el monitoreo de la salud en niños mayores de 10 años y adultos.[4]

En la Universidad de Guayaquil en Ecuador, en el año 2019, la señorita Johnson Moscoso Melody Estefanía en su investigación realizo el “Diseño de un sistema de monitoreo de signos vitales para personas adultas con afecciones cardíacas” en el cual se desarrolló un prototipo que permitiera monitorear los tres principales signos vitales: temperatura, frecuencia cardíaca y presión arterial, de manera fácil y accesible para

los usuarios. El sistema propuesto, que integra sensores de signos vitales, Arduino y Wi-Fi, automatiza procesos y muestra los valores en tiempo real a través de una plataforma de Internet de las cosas como MyDevices Cayenne. Esto facilita el monitoreo continuo de la salud de los pacientes y permite que los médicos obtengan un diagnóstico preliminar. Además, el sistema está diseñado para enviar alertas por correo electrónico en caso de detectar valores anormales.[5]

En la Universidad Privada Antenor Orrego de Perú, en el año 2020, la señorita Allcorta Santisteban Natali Fiorella y el señor Pineda Quezada Félix Marlon en su investigación realizo el "Desarrollo de un sistema electrónico biomédico portátil para el monitoreo y registro de signos vitales de las personas en la cuidad de Trujillo-Perú" esta menciona que se desarrolla un sistema electrónico biomédico portátil para el monitoreo y registro de signos vitales en Trujillo-Perú. Utilizando sensores de temperatura, pulso y oximetría, así como módulos de procesamiento y una base de datos adecuada, lograron obtener un prototipo preciso y confiable, obteniendo como resultados una buena precisión en comparación con los estándares establecidos por las autoridades de salud, demostrando el potencial de la tecnología para mejorar el monitoreo de la salud en entornos hospitalarios y domiciliarios.[6]

En la Universidad Nacional de Trujillo, en el año 2021, Mauricio Alonso Bejarano Reyes y Edgar André Manzano Ramos en su investigación desarrollaron la "Implementación del prototipo de un sistema de monitoreo de signos vitales: pulso, temperatura y saturación de oxígeno para pacientes". Este proyecto se centró en el desarrollo de un sistema de monitoreo de signos vitales que incluye la medición de pulso, temperatura y saturación de oxígeno en la sangre, utilizando el concepto de Internet de las Cosas (IoT). El propósito del sistema es mejorar la atención médica a distancia, especialmente en el contexto de la telemedicina, proporcionando un dispositivo compacto y de bajo costo adecuado para pacientes en tratamiento domiciliario. Se utilizó una metodología de investigación para la comparación y selección de componentes, y se validó el sistema a través de un análisis estadístico. El proyecto también abarca el diseño e implementación de la tarjeta principal, la selección de sensores biomédicos, la elaboración de soportes y la programación del sistema. Los resultados muestran que este sistema puede brindar información médica oportuna y tiene el potencial de incorporar tecnologías de computación en la nube e IoT para el

monitoreo remoto de datos objetivos y subjetivos del paciente, optimizando así el cuidado y seguimiento médico a distancia.[7]

1.4 Fundamentación teórica

1.4.1 Fútbol

El fútbol es una disciplina de equipo en la que dos conjuntos compiten con el objetivo de enviar un balón al arco contrario. Los jugadores pueden utilizar cualquier parte de su cuerpo, excepto los brazos y las manos, para lograrlo. Este encuentro, conocido como partido, se desarrolla en un amplio campo de césped.[8]

El fútbol se define como un deporte que combina cooperación y oposición, cuyo término proviene del inglés británico football, traducido al español como balompié. Este juego enfrenta a dos equipos de once integrantes cada uno, con reglas que son vigiladas por árbitros encargados de su cumplimiento. Practicar este deporte exige una alta capacidad de concentración, una comunicación efectiva entre los jugadores y un enfoque colectivo que priorice los objetivos del equipo sobre los intereses individuales. Reconocido como el deporte rey, un informe reciente de la FIFA señala que más de 240 millones de personas lo practican a nivel mundial.[9]

Los orígenes del fútbol se remontan a los siglos III y II antes de nuestra era, aunque su establecimiento oficial se sitúa en 1863 con la fundación de "The Football Association".[9]

El fútbol moderno tiene su origen en Inglaterra, donde fue documentado por primera vez en las islas británicas. Sin embargo, las reglas iniciales diferían significativamente de las actuales, ya que el juego era menos estructurado y más violento. Aunque Italia, con su famoso calcio florentino (forma primitiva del fútbol), pudo influir en los códigos futbolísticos de los ingleses, el fútbol como lo conocemos hoy tuvo su verdadero punto de partida en el siglo XIX.[9]

En 1848, varios colegios ingleses colaboraron para establecer el Código Cambridge, considerado como la base reglamentaria del fútbol moderno. Este conjunto de reglas sentó las bases para unificar y estructurar el deporte. Unos años después, en Londres,

se oficializaron las primeras normas que dieron forma al fútbol tal como lo conocemos hoy.[9]

Desde ese momento el deporte estrella no ha parado de crecer siendo el más popular del mundo y alcanzando 270 millones de representantes. En la Figura 1 se puede observar una jugada en un partido de la Copa Mundial de Fútbol, siendo este el evento de mayor audiencia en toda la historia de este deporte.[9]



Figura 1. Jugada en la copa mundial. [10]

a. Categorías del fútbol

- ***Fútbol profesional***

El fútbol profesional es una disciplina deportiva de alcance global, en la que equipos conformados por jugadores remunerados compiten a un nivel altamente competitivo, diferenciándose del fútbol amateur o recreativo. Este tipo de fútbol se caracteriza por su estructura organizada y regulada, bajo la supervisión de asociaciones y federaciones deportivas. Estas entidades son responsables de establecer las reglas del juego, diseñar los formatos de competición y definir los criterios de elegibilidad para jugadores y equipos. Además, gestionan las ligas y torneos profesionales, promoviendo y comercializando el deporte para garantizar su desarrollo y sostenibilidad a nivel mundial.[11]

En el fútbol profesional, los jugadores perciben un salario por su participación en partidos y entrenamientos, lo que les permite dedicarse exclusivamente a esta disciplina. Generalmente, cuentan con contratos formales que detallan las condiciones

laborales, así como los derechos y obligaciones tanto del jugador como del club al que están vinculados. Estos acuerdos regulan aspectos como la duración del contrato, los beneficios adicionales, las cláusulas de transferencia y las responsabilidades de ambas partes dentro del marco del deporte profesional.[11]

El fútbol profesional se desarrolla en diversas categorías y divisiones, abarcando desde ligas nacionales hasta torneos internacionales. Los equipos compiten con el objetivo de alcanzar el éxito deportivo, que incluye ganar campeonatos y ascender a divisiones superiores. Además, esta disciplina tiene un importante componente económico, ya que los clubes generan ingresos significativos a través de premios, patrocinios, venta de derechos de televisión y otras actividades comerciales asociadas al deporte.[11]

El fútbol profesional tiene un impacto económico considerable, ya que impulsa la generación de empleo tanto directo como indirecto en sectores como el turismo, la publicidad y el comercio. Los partidos atraen a miles de espectadores, lo que se traduce en ingresos significativos a través de la venta de entradas, alimentos, bebidas, productos de merchandising y otros artículos relacionados con el deporte. Este efecto económico se amplifica durante eventos de gran escala, como campeonatos internacionales, que estimulan la actividad económica local y global.[11]



Figura 2. Futbolistas Profesionales.[12]

La Figura 2 muestra a un grupo de futbolistas durante un entrenamiento. Los jugadores se encuentran trotando, indicando que están en una parte activa de su sesión de entrenamiento, posiblemente realizando ejercicios de calentamiento o preparación

física, previo a su entrenamiento intenso, sin algún tipo de aparato para el monitoreo de sus signos vitales.[12]

- ***Fútbol semi-profesional***

El fútbol semiprofesional se encuentra en un punto intermedio entre el fútbol amateur y el profesional. Aquí tienes algunas características clave: [13]

- El término "semiprofesional" se aplica a deportistas que se encuentran en una categoría intermedia entre el nivel amateur y el profesional.
- Los equipos semiprofesionales compiten en ligas y torneos organizados, pero no operan completamente dentro del ámbito profesional.
- En el fútbol semiprofesional, los jugadores pueden recibir algún tipo de compensación económica por su participación en los equipos.

El fútbol semiprofesional es una categoría ampliamente practicada, particularmente en ligas de adultos y variantes como el fútbol de interior. Esta modalidad surge como una solución frente a los elevados costos que implica la gestión de equipos totalmente profesionales, ofreciendo a los jugadores una opción para competir de manera estructurada sin las exigencias económicas y laborales del profesionalismo completo. Este formato es ideal para aquellos deportistas que buscan equilibrar su pasión por el fútbol con otras obligaciones personales o profesionales, manteniendo un nivel competitivo y organizado.[13]

- ***Fútbol amateur***

El deporte amateur, como el fútbol en este caso, es practicado por aficionados que compiten sin recibir remuneración, movidos únicamente por su gusto y pasión por el juego. El fútbol es uno de los deportes con mayor seguimiento, el ámbito amateur cobra relevancia para quienes no alcanzan el nivel necesario para ser profesionales o no disponen del tiempo para entrenar y jugar de manera diaria. En este contexto, el fútbol amateur se convierte en una alternativa ideal para disfrutar del deporte de forma recreativa y competitiva.[14]

El fútbol amateur se define como una práctica deportiva que se desarrolla fuera del ámbito profesional. Aunque no implica la misma exigencia ni remuneración que el nivel profesional, es una etapa apasionante en la que los jugadores participan motivados por el amor al juego y el deseo de superación personal. En esta categoría, el enfoque principal es la diversión y la pasión, lo que permite a los futbolistas disfrutar del deporte mientras fortalecen su compromiso y habilidades.[11]

La categoría amateur en el fútbol es inclusiva y no establece un límite de edad específico, lo que permite la participación de jugadores de todas las edades en ligas no profesionales. Su principal propósito es promover la pasión por el deporte, ofreciendo un espacio donde los futbolistas puedan disfrutar del juego en un ambiente relajado y sin las exigencias o presiones propias de la competición profesional. Esta categoría fomenta valores como el compañerismo, la recreación y el amor por el fútbol. [15]

En la categoría amateur, aunque el entrenamiento no tiene como objetivo principal la formación profesional, sigue siendo esencial para mejorar el rendimiento tanto individual como colectivo. Las sesiones suelen incluir ejercicios básicos como control de balón, pases, tiros a portería y tácticas de juego fundamentales. El propósito principal de estos entrenamientos es disfrutar del fútbol, perfeccionar habilidades y fortalecer el trabajo en equipo. Aunque la intensidad no alcanza los niveles propios de categorías superiores, se pone énfasis en fomentar la camaradería, el espíritu de equipo y el amor por el deporte.[15]

b. Rendimiento deportivo

El rendimiento deportivo se define como la relación entre los recursos empleados y los resultados alcanzados en un contexto deportivo. Este concepto está vinculado a la eficiencia, ya que busca optimizar el uso de recursos físicos, técnicos y estratégicos para obtener el máximo desempeño. En esencia, el rendimiento deportivo mide la capacidad de alcanzar los objetivos establecidos de la manera más efectiva y con el menor consumo posible de energía, tiempo y esfuerzo.[16]

Algunas de las características que tiene el rendimiento deportivo de las personas se las detalla en la Tabla 1.

Tabla 1. Características del rendimiento deportivo.[16]

Característica	Descripción
Calidad y Cuidado	Al dedicarnos al deporte, debemos apostar por la calidad en el cuidado y el entrenamiento. Esto incluye invertir en productos de calidad (como zapatillas) para evitar lesiones.
Constancia	La mejora requiere constancia. Practicar regularmente, adaptado y supervisado por un entrenador, es esencial para progresar.
Medición y Evaluación	Debemos medir y evaluar nuestro rendimiento para saber si estamos mejorando o estancados.
Trabajar la Mente	La mente influye en nuestro rendimiento. Creer en nuestras capacidades es crucial. Si pensamos que no podemos hacer algo, es menos probable que lo logremos.
Descansar	El descanso adecuado es esencial para la recuperación y el rendimiento. Duerme lo suficiente y permite que tu cuerpo se recupere.
Alimentación Adaptada	Una dieta equilibrada y adaptada a tus necesidades es fundamental para el rendimiento físico y mental.

- ***Resistencia física***

La resistencia se define como la capacidad psicofísica de un individuo para tolerar y superar la fatiga, permitiéndole mantener un esfuerzo prolongado de manera eficiente. En otras palabras, es la habilidad para sostener una actividad física o mental durante el mayor tiempo posible, optimizando el rendimiento sin disminuir significativamente la eficacia.[17]

La resistencia se clasifica en dos tipos principales: aeróbica y anaeróbica. La resistencia aeróbica se enfoca en la capacidad de soportar esfuerzos físicos prolongados mientras el cuerpo utiliza el oxígeno de manera eficiente para obtener energía. Por otro lado, la resistencia anaeróbica ocurre cuando el suministro de oxígeno a los músculos es insuficiente, lo que es típico en actividades de alta intensidad, como movimientos rápidos o ejercicios que requieren gran fuerza muscular.[17]

En la mayoría de las actividades físicas, se combinan tanto la resistencia aeróbica como la anaeróbica, y la proporción entre ambas varía según el tipo, la duración y la intensidad del esfuerzo, así como el nivel físico de cada individuo. Independientemente de la actividad, el entrenamiento aeróbico implica incrementar la demanda de oxígeno y sostener esa intensidad durante un periodo de tiempo determinado.[17]

- ***Resistencia aeróbica***

También conocida como resistencia orgánica, se refiere a la capacidad del cuerpo para realizar esfuerzos prolongados y de baja intensidad, manteniendo un equilibrio adecuado entre el consumo y el suministro de oxígeno.[17]

Este tipo de resistencia se basa en que el organismo obtiene energía a través de la oxidación de glucógeno y ácidos grasos, con un suministro de oxígeno suficiente para mantener la actividad. Por ello, se considera que hay un equilibrio entre el oxígeno que se aporta y el que se consume. Las actividades que desarrollan la resistencia aeróbica suelen ser de intensidad moderada o baja, permitiendo que el esfuerzo se mantenga durante períodos prolongados.[17]

Una persona que en reposo presenta entre 60 y 70 pulsaciones por minuto (ppm) puede realizar un esfuerzo aeróbico manteniendo su frecuencia cardíaca entre 140 y 160 ppm. Sin embargo, al superar estos valores, el organismo entra en un predominio de trabajo anaeróbico. Por ello, al planificar un entrenamiento de resistencia aeróbica, es crucial considerar la frecuencia cardíaca en la que se desarrollará la actividad para asegurar que se mantenga dentro de los rangos adecuados.[17]

- ***Resistencia anaeróbica:***

Se describe como la capacidad del organismo para resistir esfuerzos de alta intensidad y corta duración, retrasando al máximo la aparición de la fatiga, a pesar de la disminución progresiva de las reservas energéticas del cuerpo.[17]

Este tipo de resistencia se caracteriza por la falta de equilibrio entre el oxígeno suministrado y el consumido, ya que el aporte de oxígeno es insuficiente para cubrir la demanda necesaria durante el esfuerzo. Las actividades que desarrollan la resistencia anaeróbica son de alta intensidad, y el esfuerzo no puede mantenerse durante períodos prolongados debido a la rápida acumulación de fatiga.[17]

Es fundamental considerar que el entrenamiento de resistencia anaeróbica solo es recomendable en etapas avanzadas del desarrollo físico del individuo. Aunque es común que durante la práctica deportiva de niños y jóvenes se presenten momentos de esfuerzo anaeróbico, no debe incentivarse su desarrollo. En estas edades, el enfoque

principal debe estar en mejorar la resistencia aeróbica, ya que esta contribuye de manera más adecuada al desarrollo físico general y al fortalecimiento del sistema cardiovascular.[17]

- ***Factores psicológicos***

Los factores psicológicos en el deporte tienen una influencia determinante en el desempeño de los atletas. Si bien las habilidades físicas y el entrenamiento son esenciales, el estado mental también resulta clave para alcanzar el máximo rendimiento, ya que aspectos como la concentración, la motivación y el manejo del estrés pueden marcar la diferencia en el éxito deportivo.[18]

Autoconfianza: La autoconfianza se define como la convicción en las propias habilidades y capacidades. Los deportistas que poseen un alto nivel de autoconfianza suelen abordar los desafíos con una actitud optimista y perseverante. Esta confianza en sí mismos les facilita superar obstáculos y mantener la concentración, incluso cuando enfrentan situaciones de alta presión o adversidad.[18]

Motivación: La motivación es un componente fundamental para maximizar el rendimiento deportivo. Los atletas atraviesan altibajos, enfrentando tanto victorias como derrotas, y es la motivación intrínseca, ese amor genuino por lo que hacen, lo que les impulsa a levantarse tras un desempeño desfavorable o resultados por debajo de sus expectativas. Mantener viva esta motivación es crucial para seguir esforzándose, superar obstáculos y alcanzar sus metas.[18]

Concentración: La concentración es una habilidad imprescindible para los deportistas, ya que cada acción, incluso las más simples, exige un alto nivel de atención. Un movimiento realizado sin el enfoque adecuado puede derivar en errores, caídas o incluso lesiones. Por ello, mantener una concentración constante resulta esencial tanto en los entrenamientos como durante las competiciones, garantizando precisión y seguridad en cada ejecución.[18]

Control Emocional: El desarrollo de herramientas mentales para gestionar las emociones y disipar las dudas es clave para distinguir el éxito del fracaso en el deporte. La estabilidad emocional permite a los deportistas mantener la calma en situaciones

de alta presión y tomar decisiones racionales en momentos críticos, mejorando así su rendimiento y capacidad para enfrentar desafíos de manera efectiva.[18]

- ***Factores ambientales***

Los factores ambientales en el fútbol pueden tener un impacto significativo en el rendimiento de los jugadores y en la experiencia general del juego.

Altitud: Los partidos disputados a grandes altitudes, como a 4,000 metros sobre el nivel del mar, pueden tener un impacto significativo en la resistencia de los jugadores. La exposición aguda a estas condiciones suele provocar síntomas como náuseas, dolor de cabeza y malestar general, además de una disminución del apetito. Para estancias prolongadas en altitudes elevadas, como durante torneos, es fundamental mantener una hidratación adecuada y seguir una dieta rica en hierro, ya que este mineral es clave para optimizar la producción de glóbulos rojos y mejorar la oxigenación del cuerpo en condiciones de menor presión de oxígeno.[19]

Calor y Humedad: El calor extremo y la alta humedad representan desafíos significativos para el rendimiento de los jugadores, ya que pueden provocar un aumento considerable en la temperatura corporal, afectando su capacidad física y cognitiva. La deshidratación es un riesgo común en estas condiciones, manifestándose a través de señales como pérdida progresiva de peso y orina de color oscuro. Para mitigar estos efectos, es crucial que los jugadores monitoreen su hidratación y se aclimaten al calor antes de los partidos, lo que les permitirá adaptarse mejor y minimizar los impactos negativos en su rendimiento.[19]

Clima Frío: En climas fríos, los jugadores enfrentan retos únicos, como la necesidad de conservar el calor corporal. Usar guantes es una estrategia eficaz para minimizar la pérdida de calor en las manos y mantener la comodidad durante el juego. Aunque la deshidratación es menos pronunciada en condiciones frías que en climas cálidos, sigue siendo fundamental mantener una hidratación adecuada, ya que el cuerpo pierde líquidos incluso en temperaturas bajas, especialmente durante la actividad física intensa.[19]

Impacto Ambiental General: El fútbol, además de su impacto deportivo y social, tiene un efecto significativo en el medio ambiente. Durante un partido de liga, se generan entre 5 y 10 toneladas de residuos, mientras que un encuentro de alta relevancia, como un derbi Barça-Real Madrid, puede producir hasta 500 toneladas de dióxido de carbono (CO_2). Adicionalmente, factores como la construcción y operación de estadios, los desplazamientos de jugadores y aficionados, y la transmisión televisiva del evento contribuyen al aumento de las emisiones de gases de efecto invernadero y al consumo de recursos naturales, lo que resalta la necesidad de implementar prácticas más sostenibles en el ámbito deportivo.[19]

1.4.2 Telemedicina

La telemedicina se refiere a la prestación de servicios de salud mediante el uso de Tecnologías de la Información y la Comunicación (TICs). Este enfoque permite realizar una variedad de actividades médicas a distancia, superando las barreras físicas y geográficas, y mejorando el acceso a la atención sanitaria, especialmente en áreas remotas o con recursos limitados.[20]

Entre muchas de las utilidades de la telemedicina en salud, destacan:[20]

- Formación a profesionales sanitarios.
- Gestión y dirección de sistemas de salud.
- Asistencia y atención remota a pacientes.
- Monitorización y seguimiento del estado de salud de los pacientes.

La telemedicina, gracias a su versatilidad, se apoya en una amplia variedad de sistemas, aparatos y dispositivos diseñados para su implementación eficaz. Cada herramienta está orientada a cubrir necesidades específicas, lo que permite adaptar la atención médica a diferentes contextos y requisitos, garantizando un enfoque personalizado y eficiente en la prestación de servicios de salud a distancia. [20]

a. Aplicaciones de la telemedicina en el fútbol

Como se observa en la Tabla 2 se pueden tomar en cuenta las siguientes aplicaciones que tiene la telemedicina en relación con el futbol.[21]

Tabla 2. Aplicaciones de la Telemedicina y futbol.[21]

Aplicación	**Descripción**
Teleconsultas	Plataformas de videollamadas para consultas médicas.
Aplicaciones Móviles	Apps para monitorear la salud y el rendimiento de los jugadores.
Análisis de datos	Herramientas para analizar datos de rendimiento y salud de los jugadores.

b. Beneficios de la telemedicina

El médico cirujano Walter Curioso resalta que la telemedicina proporciona múltiples ventajas, especialmente en un mundo donde la tecnología está cada vez más al alcance. Estas herramientas y tecnologías permiten aprovechar beneficios significativos, como el acceso mejorado a la atención médica, la reducción de barreras geográficas y la optimización de los recursos en el sector salud:[21]

- ***Diagnóstico y tratamiento temprano***

La tecnología ha revolucionado la detección temprana de anomalías en el cuerpo a través de dispositivos como relojes inteligentes, que monitorizan señales biomédicas en tiempo real. Estos datos pueden ser transmitidos directamente a los médicos, quienes los integran con la historia clínica electrónica del paciente, permitiendo un diagnóstico más preciso y un tratamiento personalizado y oportuno.[21]

- ***Monitorización remota***

La telemedicina facilita la monitorización continua de pacientes, especialmente aquellos que padecen enfermedades crónicas. A través de sensores y dispositivos conectados, se pueden enviar datos en tiempo real a los profesionales de la salud, lo que permite tomar decisiones clínicas rápidas y reducir significativamente el riesgo de complicaciones médicas.[21]

- ***Seguimiento de la salud***

La telemedicina ofrece la posibilidad de monitorear la salud de los jugadores de manera remota, permitiendo la detección temprana de posibles problemas físicos. Esto ayuda a prevenir que estas condiciones evolucionen hacia lesiones más graves, optimizando así el cuidado y rendimiento deportivo mediante intervenciones oportunas. [21]

c. Fútbol y medicina deportiva

La medicina deportiva ha experimentado un notable desarrollo, particularmente en el ámbito del fútbol. Los equipos de fútbol cuentan actualmente con un equipo multidisciplinario de especialistas, que incluye médicos deportivos, fisioterapeutas y nutricionistas. Estos profesionales desempeñan un papel fundamental en el diagnóstico, tratamiento y prevención de lesiones, asegurando que los jugadores mantengan un rendimiento óptimo y una recuperación adecuada tras los esfuerzos físicos.[22]

Por ejemplo, el Dr. Eduardo Mauri Montero, exfutbolista y ahora especialista en medicina deportiva, destaca cómo la especialización y el profesionalismo han mejorado la atención médica en el deporte.[22]

1.4.3 Sistemas electrónicos de monitoreo

Un sistema de monitoreo es una estructura integrada por dispositivos, sensores y software que trabajan conjuntamente para recopilar y analizar datos en tiempo real provenientes de múltiples fuentes. Su función principal es asegurar el correcto funcionamiento de diferentes entornos, y su aplicación abarca áreas clave como la seguridad, la salud y la industria, donde el análisis sistemático de datos es esencial para la toma de decisiones y la prevención de problemas.[23]

En la Tabla 3 se presentan de manera detallada los componentes más importantes y fundamentales que conforman un sistema de monitoreo. Estos elementos son esenciales para garantizar el correcto funcionamiento del sistema, permitiendo la captura, procesamiento, transmisión y visualización de datos relevantes:

Tabla 3. Componentes de un sistema de monitoreo.[23]

Componente	Descripción
Sensores	Estos dispositivos capturan datos del entorno y los convierten en señales eléctricas o digitales. Los sensores pueden medir variables como temperatura, presión, humedad, movimiento, entre otros. La elección de los sensores adecuados depende del tipo de monitoreo requerido y las variables a medir.
Unidad de adquisición de datos	Esta unidad recopila los datos provenientes de los sensores y los convierte en un formato digital para su posterior procesamiento y análisis. Puede ser un dispositivo físico o una aplicación de software según las necesidades del sistema de monitoreo.
Transmisión de datos	Una vez adquiridos los datos, es necesario transmitirlos a un sistema central o a un dispositivo de visualización. La transmisión puede realizarse mediante cables, redes inalámbricas o incluso a través de internet. La seguridad y confiabilidad de la transmisión son importantes para evitar pérdidas de información.

a. Sensores

Un sensor es un dispositivo diseñado para detectar estímulos de su entorno y convertir esa información en un impulso eléctrico. Este impulso es procesado posteriormente por circuitos electrónicos, que generan una acción específica en un sistema, máquina o aparato. En muchas aplicaciones, los sensores transforman un tipo de información en un formato adecuado para medirla o controlarla, facilitando así la interacción entre los entornos físico y digital.[24]

Los sensores responden a los cambios en las condiciones físicas modificando sus propiedades eléctricas. Por esta razón, la mayoría de estos dispositivos, especialmente en entornos industriales, se integran con sistemas electrónicos que permiten capturar, analizar y transmitir información sobre el entorno. Esto los convierte en herramientas clave para el monitoreo y control en una amplia gama de aplicaciones.[24]

Los sistemas electrónicos utilizados en sensores funcionan bajo principios similares a los de los circuitos eléctricos, lo que hace esencial el control del flujo de energía eléctrica. Un sensor tiene la capacidad de convertir estímulos como el calor, la luz, el sonido o el movimiento en señales eléctricas. Estas señales son transmitidas a través de una interfaz que las transforma en código binario, el cual es procesado posteriormente por una computadora para su análisis y aplicación en diversas tareas.[24]

En la Tabla 4 se presentan las características principales que tienen los sensores y estas son:[24]

Tabla 4. Principales Características de los sensores.[24]

Características	Descripción
Rango	Es el valor mínimo y máximo de la variable física que el sensor puede percibir o medir.
Amplitud	Es la diferencia entre los valores máximos y mínimos de entrada.
Exactitud	El error en la medición se especifica en términos de precisión. Se define en términos de % de la escala completa o % de la lectura.
Precisión	Se define como la cercanía entre un conjunto de valores y es diferente de la exactitud.
Sensibilidad	Es la relación entre el valor de la salida y el valor de la entrada.
La alineación	Es la máxima desviación entre los valores medidos de un sensor de la curva ideal.
Histéresis	Es la diferencia en la salida cuando la entrada varía de dos maneras, aumentando y disminuyendo.
Resolución	Es el cambio mínimo en la entrada que puede ser detectado por el sensor.
Reproducibilidad	Se define como la capacidad del sensor de producir la misma salida cuando se aplica la misma entrada.
Repetibilidad	Capacidad del sensor de producir la misma salida cada vez que se aplica la misma entrada y todas las condiciones físicas y de medición se mantienen iguales, incluyendo el operador, el instrumento, las condiciones ambientales, etc.
Tiempo de respuesta	Se expresa generalmente como el tiempo en que la salida alcanza un cierto porcentaje de su valor final, en respuesta a un cambio de paso de la entrada.

b. Tecnologías de Comunicación Inalámbrica

Comunicación Inalámbrica se refiere a la transferencia de información entre dos o más puntos sin el uso de conexiones físicas, como alambres o cables. En cambio, se basa en señales electromagnéticas para transmitir datos a través de ondas de radio. Esta comunicación permite que una amplia gama de dispositivos y sistemas se conecten e intercambien información sin la necesidad de un enlace físico directo.[25]

Hace un siglo, la tecnología inalámbrica podría haber parecido algo propio de la ciencia ficción, pero hoy en día se ha convertido en un componente esencial de nuestra vida cotidiana. Es una herramienta fundamental en áreas como el trabajo, el entretenimiento, la vida personal y la seguridad tanto de los ciudadanos como de los

estados. Si esta tecnología desapareciera repentinamente, el impacto sería tan profundo que nuestra forma de vida retrocedería no solo un siglo, sino posiblemente varios más.[25]

- ***Principales redes de tecnología inalámbrica***

Existen diferentes tipos de redes de tecnología inalámbrica implantadas y de uso habitual. Hablar de todas ellas sería muy largo y lo cierto es que algunas todavía tienen una presencia muy reducida en nuestra sociedad. Estas son al día de hoy las más utilizadas.[26]

ZigBee: Este tipo de red inalámbrica se emplea principalmente en hogares y entornos industriales. Si aún no te resulta familiar, es importante tenerla en cuenta, ya que se utiliza ampliamente en aplicaciones domóticas, que cada vez son más populares en los hogares. Estas redes suelen transmitir pequeñas cantidades de datos, pero lo hacen en tiempos muy reducidos. Además, su consumo energético es mínimo, lo que las convierte en una opción ideal para instalaciones domóticas domésticas.[26]

WIFI: Probablemente sea una de las más utilizada a diario si nos centramos en el número de personas que utilizan esta tecnología inalámbrica para conectarse a internet. En el hogar, en la oficina, en las redes wifi de hoteles, centros comerciales… Es de uso cotidiano y costará encontrar una persona que habitualmente se conecte a internet desde un teléfono inteligente o un pc portátil que no conozca su nombre.[26]

Bluetooth: Esta red de tecnología inalámbrica es probablemente la más utilizada para la transmisión de datos entre dispositivos cercanos. Si en un principio el común de los mortales lo utilizaba para pasar fotos y música entre teléfonos móviles, hoy hay muchas posibilidades cotidianas de uso habitual. Cualquier coche actual dispone de un sistema bluetooth para cuestiones como atender llamadas telefónicas con manos libres durante la conducción de manera segura. En los equipos domésticos es común el uso de periféricos que utilizan el bluetooth como tecnología inalámbrica para evitar los cables, como los ratones inalámbricos o los auriculares con bluetooth, entre otros.[26]

Red de telefonía móvil: Si hay una red de tecnología inalámbrica que utilicen a diario millones de personas de todas las edades es la red de telefonía móvil. Sus posibilidades

van creciendo día a día y ya nos permiten utilizar de manera normalizada a diario funcionalidades de las que para muchos sería complicado prescindir en tu vida cotidiana.[26]

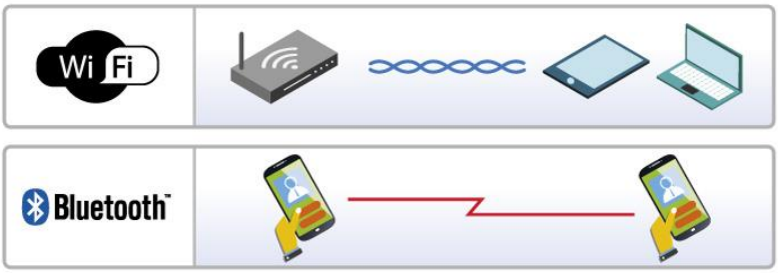


Figura 3. Tecnologías Inalámbricas.[27]

La Figura 3 muestra dos tecnologías de conexión inalámbrica: Wi-Fi, representado por un Router y dispositivos como una tableta y una computadora portátil, que permite el acceso a internet y el intercambio de datos en redes; Bluetooth, que facilita la comunicación a corta distancia entre dispositivos.

1.4.4 Signos vitales

Los signos vitales son indicadores que reflejan el estado fisiológico de los órganos vitales (cerebro, corazón y pulmones). Expresan de manera inmediata los cambios funcionales que suceden en el organismo, los cuatro signos vitales son: la temperatura corporal, pulso, respiración y tensión arterial, los cuales deben ser considerados globalmente.[28]

Deben basarse en mediciones confiables, objetivas y gráficas ya que son fenómenos o manifestaciones que se pueden percibir en un organismo vivo en forma de signos vitales y requieren de mediciones confiables para sustentar la valoración clínica de enfermería; su interpretación oportuna coadyuva a decidir conductas de manejo.[28]

a. Temperatura corporal

La temperatura corporal es una medida de la capacidad del organismo de generar y eliminar calor. El cuerpo es muy eficiente para mantener su temperatura dentro de límites seguros, incluso cuando la temperatura exterior cambia mucho.[29]

Cuando el cuerpo experimenta mucho calor, los vasos sanguíneos en la piel se dilatan para transportar el exceso de calor a la superficie de la piel. Esto puede causar sudoración. A medida que el sudor se evapora, ayuda a enfriar el cuerpo.[29]

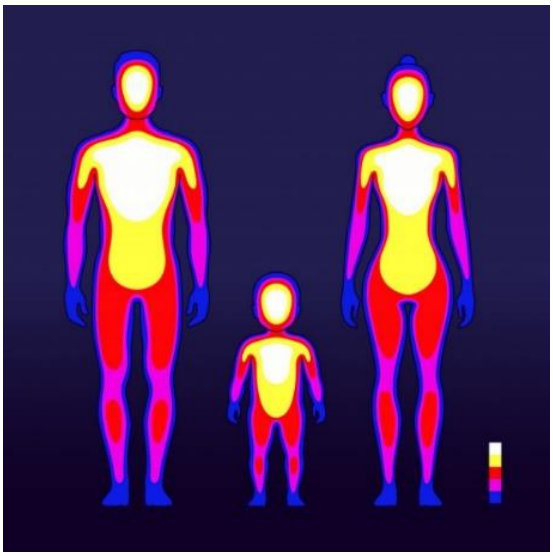


Figura 4. Mapa de Calor Corporal.[30]

La Figura 4 muestra una representación de tres personas de diferentes edades: un hombre adulto, una mujer adulta y un niño, todos de pie. Es un mapa de calor corporal que indica la distribución de temperatura en el cuerpo de cada figura. Los colores varían desde tonos fríos (azul y púrpura) en las extremidades hasta tonos cálidos (rojo, amarillo y blanco) en el torso y la cabeza.[30]

Las áreas con mayor calor o temperatura corporal, como el pecho y el abdomen, están representadas en colores claros (blanco y amarillo). Las zonas más frías, como las manos, pies y extremidades, están representadas en tonos más oscuros (rojo, púrpura y azul).[30]

Cuando el cuerpo siente mucho frío, los vasos sanguíneos se contraen, reduciendo el flujo de sangre a la piel para conservar el calor corporal. Es posible que comience a tiritar. Este temblor muscular genera más calor para ayudar a mantener la temperatura corporal.[29]

Los termómetros indican la temperatura corporal en grados Fahrenheit (°F) o en grados Celsius (°C). En los Estados Unidos, la temperatura generalmente se mide en grados

Fahrenheit, mientras que en la mayoría de los demás países se utiliza el estándar de grados Celsius. [29]

- ***Temperatura corporal alta (golpe de calor)***

Un golpe de calor sucede cuando el cuerpo no puede controlar su propia temperatura y la temperatura corporal continúa subiendo. Los síntomas del golpe de calor incluyen alteraciones mentales (como confusión, delirio o pérdida del conocimiento) y enrojecimiento, calor y sequedad de la piel, incluso bajo las axilas.[29]

- ***Tipos de golpe de calor***

El golpe de calor clásico puede ocurrir incluso cuando una persona no está muy activa, siempre y cuando haga calor y el cuerpo no pueda enfriarse por sí mismo lo suficiente a través de la sudoración. La persona puede incluso dejar de sudar. El golpe de calor clásico puede desarrollarse a lo largo de varios días. Los bebés, los adultos mayores y las personas que tienen problemas de salud crónicos corren el riesgo más alto de tener este tipo de golpe de calor. [29]

El golpe de calor inducido por el ejercicio puede ocurrir cuando una persona está trabajando o haciendo ejercicio en un lugar caluroso. La persona puede sudar mucho, pero el organismo sigue generando más calor que el que puede eliminar. Esto hace que la temperatura se eleve a niveles altos.[29]

b. Saturación de oxígeno

La saturación de oxígeno, o "O2 sat" para abreviar, es una medida de la cantidad de oxígeno que hay en la sangre. Para la mayoría de los adultos y niños sanos, un nivel normal de saturación de oxígeno está entre el 95% y el 100%. Hipoxemia ocurre con niveles más bajos de oxígeno en la sangre y puede provocar complicaciones o incluso la muerte a niveles peligrosamente bajos por debajo del 90%.[31]

Una saturación de oxígeno por debajo del 90% requiere atención médica porque significa que su cuerpo no está recibiendo suficiente oxígeno para funcionar correctamente. Se controla a través de oximetría de pulso (un dispositivo que generalmente se sujeta al dedo) o mediante pruebas de gasometría arterial.[31]

- ***Condiciones que causan niveles bajos de oxígeno***

Los trastornos sanguíneos, los problemas de circulación y los problemas pulmonares pueden impedir que el cuerpo absorba o transporte suficiente oxígeno. Cuando esto sucede, puede reducir el nivel de saturación de oxígeno en la sangre.[31]

La Tabla 5 muestra cuales son algunos de los ejemplos de afecciones que pueden afectar a la saturación de oxígeno:

Tabla 5. Afecciones que afectan la saturación de oxígeno.[31]

Afecciones	Descripción
Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)	Un grupo de enfermedades pulmonares crónicas que dificultan la respiración
Asma	Enfermedad pulmonar crónica que hace que las vías respiratorias se estrechen
Neumotórax	Colapso parcial o total del pulmón
Anemia	No tener suficientes glóbulos rojos sanos
Enfermedades cardíacas	Grupo de afecciones que afectan la función del corazón
Embolia pulmonar	Cuando un coágulo de sangre causa obstrucción en una arteria del pulmón.
Los defectos cardíacos congénitos	son afecciones cardíacas estructurales presentes al nacer. También pueden contribuir a los niveles bajos de oxígeno en la sangre.

- ***Cómo medir los niveles de oxígeno***

La saturación de oxígeno se mide de dos maneras, una prueba de gases en sangre arterial (ABG o Sa02) u oximetría de pulso (Sp02). Por lo general, la gluconemia solo se realiza en un hospital, mientras que la oximetría de pulso se puede realizar en otros entornos de atención médica (como el consultorio de un proveedor) e incluso en el hogar.[31]

Oximetría de pulso: Una lectura de oximetría de pulso refleja el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre arterial. Por lo general, se leerá aproximadamente dos puntos porcentuales más o menos que los resultados de ABG.[31]

A diferencia de la prueba de ABG, la oximetría de pulso no involucra una aguja. En su lugar, la prueba utiliza un sensor para leer las longitudes de onda reflejadas por la sangre. La sonda se conecta al dedo, al lóbulo de la oreja o a otro lugar del cuerpo. Algunos estudios han demostrado que el dedo medio derecho funciona mejor. En algunas personas, el pulgar derecho también puede funcionar bien.[31]

Un oxímetro de pulso puede dar resultados en una pantalla en solo unos segundos. La mayoría de los oxímetros funcionan mejor cuando se usan en el dedo medio. El esmalte de uñas puede interferir con la medición del oxímetro. Si se recomienda el monitoreo en el hogar, puede verificar sus niveles de saturación de oxígeno utilizando dispositivos portátiles de oximetría de pulso.[31]

c. Frecuencia Cardiaca

La frecuencia cardiaca es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto (latidos por minuto). Para el correcto funcionamiento del organismo es necesario que el corazón actúe bombeando la sangre hacia todos los órganos, pero además lo debe hacer a una determinada presión (presión arterial) y a una determinada frecuencia. Dada la importancia de este proceso, es normal que el corazón necesite en cada latido un alto consumo de energía. Por regla general, la frecuencia normal en reposo oscila entre 50 y 100 latidos por minuto (lpm). [32]

La frecuencia cardíaca es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto (latidos por minuto). Para el correcto funcionamiento del organismo es necesario que el corazón actúe bombeando la sangre hacia todos los órganos, pero además lo debe hacer a una determinada presión (presión arterial) y a una determinada frecuencia. Dada la importancia de este proceso, es normal que el corazón necesite en cada latido un alto consumo de energía.[33]

Durante el entrenamiento, la frecuencia cardíaca es un buen indicador, ya que refleja la intensidad del esfuerzo físico, a diferencia de la velocidad o la potencia. Está relacionada con el estado actual del cuerpo y aumentará si este se encuentra bajo más estrés. Factores como el cansancio, una mala noche de sueño o incluso una enfermedad leve pueden influir en la sesión de entrenamiento. [33]

La frecuencia cardíaca no solo es un indicador del esfuerzo físico durante el entrenamiento, sino que también permite a los deportistas adaptar su sesión según su condición actual. Esto cobra aún más relevancia al considerar las zonas de frecuencia cardíaca, que dividen el rango cardíaco en diferentes niveles de intensidad. Entrenar en la zona adecuada ayuda a optimizar el rendimiento, ya que cada zona está diseñada

para un objetivo específico, como mejorar la resistencia aeróbica o maximizar la quema de grasas.[33]

Sin embargo, si un atleta está cansado, enfermo o bajo estrés, su frecuencia cardíaca podría estar elevada, lo que podría hacer que entrenar en zonas más intensas resulte contraproducente o incluso perjudicial para su recuperación. Por lo tanto, ajustar la intensidad de acuerdo con la respuesta del cuerpo, en lugar de centrarse únicamente en la velocidad o la potencia, es esencial para evitar lesiones y sobre entrenamiento.[33]

- ***Zonas de frecuencia cardíaca diferentes***

Las zonas de frecuencia cardíaca, o zonas de FC, son una manera de controlar la intensidad del entrenamiento. Existen cinco zonas de frecuencia cardíaca basadas en la intensidad del entrenamiento en relación con tu frecuencia cardíaca máxima.[34]

Un plan de entrenamiento o un plan de carreras eficaz debe incluir diferentes tipos de entrenamiento con frecuencia, duración e intensidad variables, y espaciados para que tengas tiempo para recuperarte. Esto significa que algunos ejercicios deben ser cortos e intensos, otros largos y suaves, y algunos incluso pueden ser largos y duros. Un plan de entrenamiento será eficaz si es variado.[34]

La frecuencia cardíaca es uno de los mejores indicadores para saber lo duro que está trabajando el cuerpo durante el entrenamiento.[34]

- La frecuencia es fácil de entender: es el número de veces que haces ejercicio durante un periodo de tiempo, por ejemplo, a la semana.

- La duración también es sencilla: es durante cuánto tiempo haces ejercicio en una vez; normalmente se contabiliza en minutos.

- Debido a que la frecuencia cardíaca es uno de los mejores indicadores para saber lo duro que está trabajando el cuerpo durante el entrenamiento.

En la Tabla 6 se puede observar todas las zonas de frecuencia cardiaca, la intensidad que tiene cada una de ella y el porcentaje de frecuencia cardiaca máxima que tiene cada una de estas zonas.[34]

Tabla 6. Zonas de Frecuencia Cardiaca.[34]

Zona	Intensidad	Porcentaje de FCmáx
Zona 1	Muy Suave	50-60%
Zona 2	Suave	60-70%
Zona 3	Moderada	70-80%
Zona 4	Intensa	80-90%
Zona 5	Muy Intensa	90-100%

- ***Zona de frecuencia cardíaca 1: 50–60 % de la FC máx.***

Esta es la zona de muy baja intensidad. Entrenar en esta zona ayudará a una recuperación más rápido y a prepararse para un entrenar en zonas de mayor frecuencia cardíaca. Para entrenar a esta intensidad, se debe elegir un tipo de ejercicio, como caminar o pedalear, que permita controlar fácilmente la frecuencia cardíaca.[34]

- ***Zona de frecuencia cardíaca 2: 60–70 % de la FC máx.***

Hacer ejercicio en la zona de frecuencia cardíaca 2 resulta fácil y se debería poder practicarlo de forma continuada durante un buen rato a esta intensidad. Esta es la zona que trabaja la resistencia en general: el cuerpo mejora en la oxidación (quema) de grasas y la capacidad muscular aumenta junto con la densidad capilar.[34]

- ***Zona de frecuencia cardíaca 3: 70–80 % de FC máx.***

Entrenar en la zona de frecuencia cardíaca 3 es especialmente eficaz para mejorar la circulación sanguínea del corazón y de los músculos esqueléticos. En esta zona, el molesto ácido láctico empieza a acumularse en el torrente sanguíneo. Entrenar en esta zona de la FC facilita los esfuerzos moderados y mejora la eficiencia. [34]

- ***Zona de frecuencia cardíaca 4: 80–90 % de la FC máx.***

La zona de frecuencia cardíaca 4 es donde las cosas se ponen más difíciles. La respiración se muestra con dificultad y se trabaja a nivel aeróbico. Si se entrena a esta intensidad, aumentara la resistencia a la velocidad. El cuerpo mejorará en el uso de los carbohidratos como fuente de energía y serás capaz de soportar niveles más altos de ácido láctico en la sangre durante más tiempo.[34]

- ***Zona de frecuencia cardíaca 5: 90–100 % de la FC máx.***

La zona de frecuencia cardíaca 5 es el máximo esfuerzo. El corazón y los sistemas circulatorio y respiratorio trabajan a su capacidad máxima. El ácido láctico se acumulará en la sangre y al cabo de unos minutos ya no se es capaz de continuar trabajando a esta intensidad.[34]

Aspectos que alteran el estado de la frecuencia cardiaca: [32]

- A partir del primer mes de vida, va disminuyendo hasta llegar a la edad adulta, manteniéndose estable después de los 20 años.

- Varía a lo largo del día y la noche y en respuesta a diversos estímulos, por lo que su medición tiene gran variabilidad.

- Al realizar ejercicio físico el corazón produce una respuesta normal que es la taquicardia.

- También puede producirse bradicardia (la frecuencia cardiaca está por debajo de 50 lpm).

La Figura 5 muestra una técnica para medir el pulso en la arteria radial. La mano de una persona está colocada con la palma hacia arriba, y los dedos de otra persona están posicionados en la muñeca, justo por debajo del pulgar, presionando ligeramente sobre la arteria radial. Esta técnica es una forma simple y no invasiva para evaluar el pulso, que puede proporcionar información importante sobre la función cardíaca y la circulación.

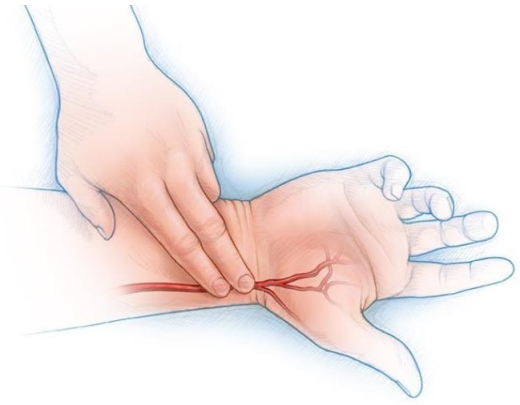


Figura 5. Frecuencia Cardiaca. [35]

d. Electromiografía

La electromiografía (EMG) y los estudios de conducción nerviosa son pruebas que verifican qué tan bien están funcionando los músculos y los nervios que los controlan. Estos nervios controlan los músculos enviando señales eléctricas para que se muevan. A medida que los músculos reaccionan contrayéndose, emiten señales eléctricas, que luego se pueden medir.[36]

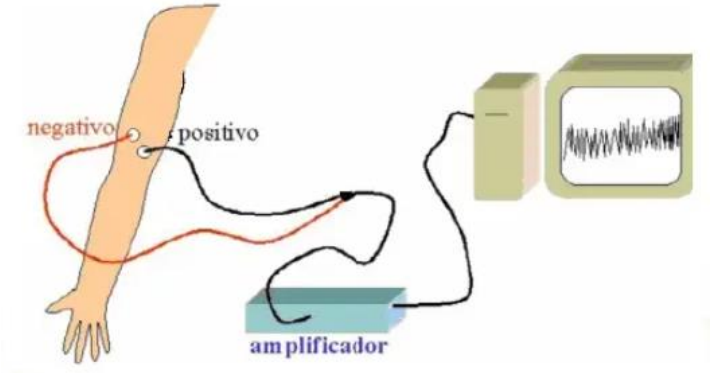


Figura 6. Señales Electromiográficas.[37]

En la Figura 6 se puede observar una prueba EMG en la cual se analizan las señales eléctricas que emiten los músculos cuando están en reposo y cuando se usan. Un músculo sano no debe emitir ninguna señal eléctrica cuando no lo está moviendo. Si su músculo está dañado, puede mostrar actividad eléctrica mientras está en reposo o actividad que no es normal mientras lo usa. [36]

Un estudio de conducción nerviosa mide qué tan rápido y qué tan bien se mueven las señales eléctricas de su cuerpo a través de sus nervios. Un nervio dañado tiene una señal más lenta y débil. Esta prueba puede ayudar a detectar daños a los nervios. [36]

La EMG y los estudios de conducción nerviosa pueden ayudar a saber si tiene una afección que ha dañado sus músculos, nervios o cómo funcionan juntos. Estas pruebas se pueden hacer por separado, pero generalmente se hacen al mismo tiempo.[36]

- ***Antecedentes históricos del desarrollo de la electromiografía***

Los antecedentes históricos del registro de actividad eléctrica se remontan a mediados del siglo XVII, cuando el médico y científico italiano Francesco Redi, demostró la existencia de un músculo especializado capaz de generar electricidad en el pez raya.

También en el campo de la experimentación animal, John Walsh reportó la generación de electricidad por la musculatura de la anguila en 1773. [38]

Posteriormente, Luigi Galvani en 1786 realizó sus famosos experimentos en una máquina electrostática acoplada a ranas y llegó a la conclusión de la existencia de electricidad en la musculatura de los organismos vivos. De singular interés son los trabajos de Volta AG que demostró el origen de la electricidad. En el siglo XIX Guillaume BA Duchenne realizó el primer trabajo sobre la dinámica y función del músculo, construyó un equipo de estimulación neuromuscular, en sus comienzos con fines terapéuticos, después investigativos y diagnósticos. [38]

De esta etapa inicial el trabajo más importante fue el de Erlanger J y Spencer Gasser H, que amplificaron señales eléctricas, estimulando una fibra nerviosa en un osciloscopio de rayos catódicos y recibieron el premio Nóbel de medicina y fisiología en 1944.[38]

- ***Unidad Motora***

La unidad motora, es la unidad de control funcional y estructural del músculo esquelético, el cual pertenece a un sistema formado por neuronas motoras y las fibras musculares que inerva. Estas son las encargadas de transmitir los impulsos nerviosos y llevarlos hasta el músculo. Su estructura se muestra en la Figura 7.[39]

El número de unidades motoras (UM), varía según la funcionalidad del músculo, desde las que inervan solo unas pocas fibras musculares, hasta las que inervan varias decenas incluso centenas de las mismas. El número de inervación depende de que tan fino sea el movimiento muscular, un ejemplo son los músculos extraoculares las cuales están controlados por casi 200 motoneuronas. La unidad motora está compuesta por: Cuerpo celular y dendritas, múltiples ramificaciones del axón y las fibras musculares inervadas por el axón y sus ramas. En donde los axones de las motoneuronas parten desde la medula espinal y llegan hasta las fibras musculares, al llegar a las fibras estos axones se dividen y ramifican en muchos terminales cada uno de los cuales conecta con una fibra muscular a través de una estructura que se denomina Placa Motora la cual se observa en la Figura 7.[39]

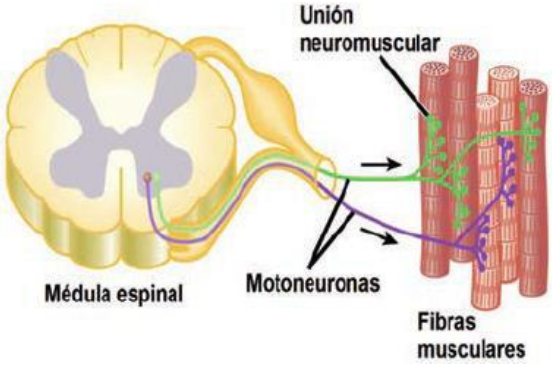


Figura 7. Unidad Motora.[39]

- ***Potenciales de acción de la Unidad Motora (PAUM)***

El potencial de acción o también llamado impulso eléctrico, es una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular. El registro de los cambios producidos por la descarga de fibras musculares de una determinada unidad motora se conoce como potencial de acción de unidad motora (PAUM). Cuando se realiza una contracción voluntaria ligera cualquier músculo produce la activación de un pequeño número de unidades motoras. En estos se generan potenciales que podrán ser detectados por el correcto uso de un electromiógrafo.[40]

Cuando un estímulo llega a la neurona se produce una alteración o perturbación electroquímica que altera el potencial de reposo, esta alteración puede ocurrir de dos formas, por despolarización o por hiperpolarización.[40]

Despolarización y Repolarización. – La despolarización es la fase cuando el potencial de membrana se vuelve más positivo que el potencial de reposo, se dice entonces que la membrana se despolariza. En la primera fase, la diferencia de potencial en el interior y el exterior celular es menor. Esto significa que la probabilidad de que la neurona responda y transmita la información aumenta. Cuando se presenta este suceso ocurre lo que se conoce como potencial de acción o impulso nervioso, sin embargo, para que este proceso sea más rápido es necesario que se dé una despolarización inicial de una magnitud determinada, de -55 mV. Inmediatamente se da la fase de repolarización, misma que es la fase en la que el potencial de membrana vuelve ser más negativo que el potencial de reposo, entonces diferencia de potencial vuelve a ser negativa. Estas dos fases se las puede observar en la Figura 8 .[40], [41]

Hiperpolarización. – La hiperpolarización es cuando el potencial eléctrico de la membrana se vuelve más negativo en un punto particular en la membrana de la neurona. El potencial de membrana se puede volver más negativo.[40]

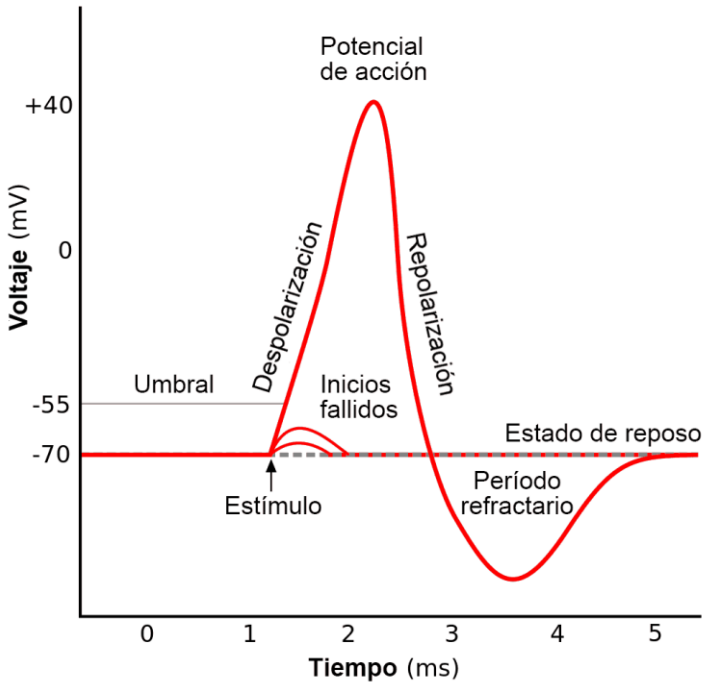


Figura 8. Fases del Potencial de Acción.[40]

1.4.5 Comparación de elementos hardware

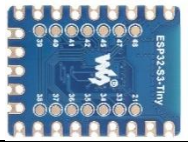
a. Microcontrolador y módulo de comunicación

Para seleccionar el módulo Wi-Fi más adecuado la Tabla 7 presenta una comparación entre 3 opciones populares, la ESP32 Tiny S3, el STM32 y la ESP32 (Estándar), realiza la comparación entre parámetros que incluyen su frecuencia de procesamiento, que determinan la capacidad de cada módulo para manejar datos en tiempo real, un aspecto crucial en aplicaciones de monitoreo.

El protocolo de comunicación (Wi-Fi o Bluetooth) también es relevante, ya que afecta el rango de conectividad y la compatibilidad con dispositivos móviles. La memoria y los GPIOs disponibles son importantes para la flexibilidad de configuración, mientras que el voltaje operativo y el consumo energético influyen en la eficiencia y duración de la batería del dispositivo.

Finalmente, el costo es un factor clave en la viabilidad del proyecto, especialmente en etapas de prototipo.

Tabla 7. Comparación de Módulos WIFI.[42], [43], [44]

Característica	**ESP32 Tiny S3** 	**STM32 Blue Pill** 	**ESP32 (Estandar)** 
Procesador	ESP32-S3 (Xtensa dual-core, 240 MHz)	ARM Cortex-M3 (72 MHz)	ESP32 (Xtensa dual-core, 160-240 MHz)
Memoria Flash	8 MB	64 KB	4 MB (integrada en la mayoría de los módulos)
RAM	512 KB	20 KB (SRAM)	520 KB (SRAM)
Conectividad	Wi-Fi, Bluetooth Low Energy (BLE)	No incluye Wi-Fi ni BLE	Wi-Fi, Bluetooth (BLE y clásico)
GPIO	14 GPIO, múltiples interfaces (UART, I2C)	37 GPIO, múltiples interfaces (UART, I2C, SPI)	34 GPIO, múltiples interfaces (UART, I2C, SPI)
USB	USB-C integrado	Micro-USB con funcionalidad limitada	Micro-USB en algunos modelos
Voltaje de Operación	3,3V	3,3V	3,3V (en algunos módulos admite 5V)
Consumo de Energía	Bajo consumo con modo Deep Sleep	Relativamente bajo	Moderado, depende del modo de operación
Facilidad de Programación	Compatible con Arduino IDE, MicroPython	Compatible con STM32Cube, Arduino IDE (limitado)	Compatible con Arduino IDE, MicroPython
Precio aproximado	Medio (~$10-15)	Bajo (~$2-4)	Medio (~$8-12)

b. Comparación entre sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno (SpO2)

En la Tabla 8, se presenta una comparación detallada de tres sensores utilizados para la medición de la frecuencia cardíaca y otros parámetros fisiológicos, el MAX30100, el Proto Central MAX86150, y el Pulse Sensor. La tabla evalúa varios aspectos clave como el tipo de sensor, la tecnología empleada, el rango de frecuencia cardíaca que pueden medir, precisión, interfaz de conexión, consumo de energía, facilidad de integración, dimensiones, aplicaciones potenciales y costo aproximado.

Todos estos sensores han sido diseñados para aplicaciones de monitoreo portátil y vestible, ya que cuentan con un bajo consumo de energía y dimensiones compactas.

Estas características permiten una fácil integración en dispositivos portátiles, como ropa deportiva inteligente o dispositivos de monitoreo de salud. La elección del sensor adecuado dependerá de las necesidades específicas del proyecto, ya sea en términos de precisión, tamaño, facilidad de uso, conectividad y de fácil adquisición.

Tabla 8. Comparación de sensores de frecuencia cardiaca.[45], [46], [47]

Característica	**MAX30100** 	**ProtoCentral MAX86150** 	**Pulse Sensor** 
Tipo de Sensor	PPG	PPG y ECG	PPG
Tecnología	Óptica	Óptica y eléctrica	Óptica
Rango de Frecuencia Cardíaca	50-200 BPM	30-240 BPM	40-240 BPM
Precisión	Moderada	Alta	Moderada
Interfaz	I2C	I2C	Analógica
Consumo de Energía	Bajo	Bajo	Bajo
Facilidad de Integración	Alta (librerías disponibles)	Alta (QWIIC)	Alta (fácil de usar)
Dimensiones	Compacto	Compacto	Compacto
Aplicaciones	Monitoreo de salud, fitness	Monitoreo de salud, fitness	Monitoreo de salud, proyectos DIY
Costo Aproximado	Bajo	Moderado	Bajo

c. Comparación entre sensores de temperatura corporal

La Tabla 9 hace comparación tres sensores de temperatura ampliamente utilizados en proyectos electrónicos y de monitoreo, el MLX90614, el Si7051, y el ADT7410. Cada uno de estos sensores se destaca por sus características específicas, el MLX90614 mide la temperatura sin contacto mediante infrarrojos, ideal para aplicaciones industriales y médicas; el Si7051 ofrece alta precisión en un diseño compacto, enfocado en monitoreo ambiental y dispositivos médicos; y el ADT7410 combina un amplio rango de operación con versatilidad en aplicaciones industriales y automotrices.[48], [49], [50]

La comparación abarca características clave como el tipo de medición, rango de temperatura, precisión, resolución, voltaje operativo, consumo de energía, protocolos

de comunicación, campo de visión y aplicaciones comunes, proporcionando una visión integral para facilitar la selección del sensor adecuado según los requerimientos del proyecto.

Tabla 9. Tabla de comparación de sensores de Temperatura corporal.[48], [49], [50]

Característica	MLX90614 GY-906 	Si7051 	ADT7410 
Tipo de Medición	Infrarrojo sin contacto	Sensor de temperatura digital	Sensor de temperatura digital
Rango de Temperatura	Objeto: -70°C a 382.2°C	-40°C a 125°C	-55°C a 150°C
Rango de Temperatura Ambiental	-40°C a 125°C	-40°C a 125°C	-55°C a 150°C
Precisión	±0.02°C	±0.13°C	±0.5°C
Resolución	0,02°C	0,01°C	0,0078°C
Voltaje de Operación	3,6V a 5V	1,9V a 3,6V	2,7V a 5.5V
Consumo de Energía	1.5mA	195 µA	210 µA
Comunicación	I2C	I2C	I2C o SPI
Campo de Visión (FoV)	80°	N/A	N/A
Distancia de Medición	2-5 cm	N/A	N/A
Aplicaciones Comunes	Monitoreo de temperatura corporal, industrial, objetos en movimiento	Monitoreo ambiental, HVAC	Control de procesos, ambientes extremos

d. Comparación entre sensores de señales electromiográficas

En la Tabla 10 se presenta una comparación de tres sensores electromiográficos utilizados para la medición de actividad muscular, el MyoWare 2.0 Muscle Sensor, el Muscle Sensor v3, y el Olimex EMG/EKG Shield.

Los parámetros evaluados incluyen el tipo de señal que mide cada sensor, el rango de voltaje de alimentación, la naturaleza de su salida, y si los electrodos están integrados o requieren instalación externa. Además, se analizan el tamaño y portabilidad del sensor, la facilidad de fijación al cuerpo, y el costo aproximado. Esta información es clave para seleccionar el sensor que mejor equilibre precisión, comodidad, y portabilidad en entornos deportivos.

Tabla 10. Comparación de sensores de Señales Electromiográficas.[51], [52], [53]

Características	**Muscle Sensor v3 AD8832** 	**MyoWare 2.0 Muscle Sensor** 	**Olimex EMG/EKG Shield** 
Fabricante	Advancer Technologies	MyoWare (SparkFun)	Olimex
Tipo de Señal	EMG	EMG	EMG y EKG
Alimentación	3,3V o 5V	3,3V o 5V	9V
Salida	Señal EMG analógica	0,3V – 4,5V analógica	Señal analógica EMG/EKG
Electrodos Integrados	No	Sí	No
Tamaño	Pequeño, para proyectos DIY	Compacto y portátil	Tamaño de un escudo de Arduino
Fijación	Requiere electrodos externos	Directamente sobre la piel	Requiere electrodos externos
Aplicación	Experimentación y proyectos educativos	Proyectos de wearables, educación	Investigación biomédica y proyectos avanzados
Interfaz	Compatible con microcontroladores y Arduino	Compatible con microcontroladores y Arduino	Compatible con Arduino mediante Shield
Precio aproximado	$45 USD	$45 USD	$65 USD
Ventaja Principal	Económico y buena precisión	Fácil integración en dispositivos portátiles	Doble función (EMG y EKG), ideal para investigación

e. Comparación entre fuentes de alimentación

Para seleccionar la fuente de alimentación ideal para el sistema, en la de comparación de fuentes de alimentación se analizan tres opciones comunes para dispositivos portátiles y sistemas de monitoreo de bajo consumo, la Batería LiPo (Polímero de Litio), la Batería Li-ion (Iones de Litio) y el Power Bank Compacto.

Se evaluaron parámetros críticos como densidad energética, peso, duración de la batería y costo. La densidad energética indica cuánta energía puede almacenar la batería en relación con su peso, un aspecto clave para prototipos portátiles donde la ligereza es fundamental. La duración de la batería y el peso son determinantes para la comodidad de los jugadores, ya que el sistema debe ser capaz de soportar sesiones de

entrenamiento sin interrumpirse y sin agregar peso excesivo. Finalmente, se consideraron la seguridad y la compatibilidad de cada batería para asegurar que pueda manejar adecuadamente las necesidades de los sensores y del microcontrolador sin sobrecalentarse ni sobrecargarse.

Tabla 11. Comparación entre fuentes de alimentación.[54], [55], [56]

Característica	**Batería LiPo (Polímero de Litio)** 	**Batería Li-ion (Iones de Litio)** 	**Power Bank Compacto** 
Densidad Energética	Alta (aprox. 200 Wh/kg)	Muy alta (aprox. 250-300 Wh/kg)	Variable (depende de la capacidad)
Peso	Ligero, ideal para ropa deportiva	Moderado, ligeramente más pesado que LiPo	Depende de la capacidad, puede ser más pesado
Duración (según uso)	Entre 2 y 4 horas (1000-2000 mAh)	Hasta 6 horas o más (2000 mAh o superior)	Hasta 10 horas con 3000 mAh o superior
Costo	Bajo a medio, generalmente asequible	Moderado, ligeramente más caro que LiPo	Varía según capacidad, generalmente asequible
Compatibilidad	Compatible con sistemas portátiles, buena flexibilidad	Compatible con sistemas de mayor consumo y durabilidad	Requiere adaptador; ideal para uso externo
Seguridad	Necesita control de carga y descarga	Más seguro, menor riesgo de sobrecarga	Alta, incluye circuitos de protección
Aplicación Recomendada	Prototipos ligeros, con poco espacio disponible	Prototipos con mayor requerimiento de duración	Sistema externo, mayor duración, recargable

f. Comparación para el nodo central de procesamiento y comunicación

Un nodo central de procesamiento y comunicación en un sistema de monitoreo es el componente principal que se encarga de gestionar, analizar y transmitir datos provenientes de distintos sensores o dispositivos conectados. Este nodo central no solo recibe la información, sino que la procesa para extraer parámetros relevantes.

Una vez procesados, los datos pueden ser almacenados temporalmente o enviados en tiempo real a una base de datos remota, un servidor en la nube o una interfaz de usuario para visualización y análisis. Tanto el Odroid como la Raspberry Pi ofrecen opciones atractivas con características y capacidades únicas.

la Tabla 12 sirve como una herramienta valiosa para decidir qué plataforma utilizar en proyectos de monitoreo, tomando en cuenta no solo las características técnicas, sino también el balance entre desempeño, facilidad de implementación y consumo energético, factores determinantes para lograr un diseño eficiente y funcional.

Tabla 12. Comparación para el nodo central de procesamiento.[57], [58]

Aspecto	**Raspberry Pi 4 B** 	**ODROID-M2 con 16GByte de RAM** 
Tipo de Dispositivo	Computadora de placa única (SBC)	Computadora de placa única (SBC)
Procesador	Broadcom BCM2711, ARM Cortex-A72 de cuatro núcleos a 1,5 GHz	Samsung Exynos5422, ARM Cortex-A15 (4 núcleos a 2,0 GHz) y Cortex-A7 (4 núcleos a 1,4 GHz)
Memoria RAM	2 GB, 4 GB o 8 GB LPDDR4	2 GB LPDDR3
Sistema Operativo	Linux (Raspberry Pi OS, Ubuntu, etc.)	Linux (ubuntu, android)
Conectividad	Wi-Fi, Bluetooth, Ethernet	Ethernet Gigabit; Wi-Fi y Bluetooth con adaptadores adicionales
Almacenamiento	MicroSD (soporta almacenamiento externo USB)	eMMC 5.0, MicroSD (más rápido con eMMC)
Puertos GPIO	40 pines GPIO	30 pines GPIO
Salidas de Video	2 puertos micro HDMI (hasta 4K)	1 puerto HDMI (hasta 1080p)
Puertos USB	2 USB 3,0, 2 USB 2,0	2 USB 3,0, 1 USB 2,0
Consumo de Energía	5V, alrededor de 3A (según carga)	5V, hasta 4A con carga máxima

1.4.6 Comparación de elementos software

a. Comparación entre las bases de datos

La elección de una base de datos adecuada es fundamental para el correcto funcionamiento del sistema, ya que influye en la eficiencia del almacenamiento, la velocidad de consulta y la capacidad de análisis de datos. En la Tabla 13 se comparan y se evalúan tres opciones destacadas, MongoDB, InfluxDB y Google Cloud SQL.

Se tendrán en cuenta varios parámetros clave, incluyendo el tipo de base de datos, el modelo de datos, la escalabilidad, almacenamiento, integración, modelo de consistencia, ventajas y las limitaciones. Esta comparación permitirá identificar la

solución más adecuada para satisfacer las necesidades específicas del sistema, asegurando un monitoreo efectivo y eficiente de los atletas.

Tabla 13. Comparación de Bases de datos.[59], [60], [61]

Aspecto	**MongoDB**	**InfluxDB**	**Google Cloud SQL**
Tipo de Base de Datos	NoSQL, orientada a documentos	NoSQL, base de datos de series temporales	Relacional, SQL (MySQL, PostgreSQL, SQL Server)
Modelo de Datos	Documentos en formato BSON	Series temporales, con timestamp	Tablas con filas y columnas
Escalabilidad	Escalabilidad horizontal con sharding	Escalabilidad horizontal, optimizada para escritura de datos	Escalabilidad vertical y horizontal
Almacenamiento	Flexible, sin esquema rígido	Optimizado para almacenamiento de series temporales	Estructurado con esquema definido
Integración	APIs en múltiples lenguajes	APIs y herramientas para integración con otros sistemas	Integración con otros servicios de Google Cloud
Rendimiento	Alto rendimiento en operaciones de lectura/escritura	Alto rendimiento en escritura y consulta de series temporales	Rendimiento dependiente del tipo de instancia
Modelo de Consistencia	Consistencia eventual, opciones de consistencia fuerte	Consistencia eventual, optimizado para datos en tiempo real	Consistencia fuerte
Ventajas	Flexibilidad en la estructura de datos	Rendimiento optimizado para datos temporales	Gestionado, escalable y seguro
Limitaciones	No ideal para datos altamente relacionales	Menos adecuado para datos no temporales	Puede requerir configuración para rendimiento óptimo

b. Software para visualización de datos

La elección de la herramienta adecuada para la visualización y gestión de datos es crucial en el desarrollo de sistemas de monitoreo. En este sentido, la comparación realizada en la Tabla 14 entre Node-RED, Grafana y Kibana ofrece una visión clara de las capacidades y características de cada plataforma.

Node-RED destaca por su enfoque en la automatización, permitiendo la creación de flujos personalizados para el procesamiento de datos. Grafana, por otro lado, es una herramienta potente para la visualización de métricas en tiempo real, conocida por su

flexibilidad y capacidad para crear dashboards altamente personalizables, lo que la convierte en una opción ideal para monitoreo de salud y rendimiento. [62], [63], [64]

Finalmente, Kibana se enfoca en el análisis de logs y datos de eventos a través de su integración con Elasticsearch, ofreciendo potentes capacidades de búsqueda y análisis.

La Tabla 14 compara estos tres sistemas, considerando aspectos clave como su función principal, tipos de datos, interfaz de usuario, instalación, integración con base de datos, soporte para alertas, procesamiento de datos y entre otros parámetros importantes, para ayudar en la selección de la herramienta más adecuada para un sistema de monitoreo efectivo.[62], [63], [64]

Tabla 14. Comparación de herramientas de visualización de datos.[62], [63], [64]

Aspecto	Node-RED	Grafana	Kibana
Función Principal	Flujo de integración y automatización de datos	Visualización y monitoreo de datos	Visualización, búsqueda y análisis de datos
Tipo de Datos	Compatible con IoT, datos en tiempo real	Métricas en tiempo real	Datos de registros y métricas
Interfaz de Usuario	Editor visual basado en flujos de nodos	Dashboards personalizables	Dashboards personalizables, panel de control
Instalación	Local o en la nube	Local, en la nube, Docker	Local, en la nube
Integración con Bases de Datos	Soporta múltiples bases de datos (MySQL, MongoDB, etc.)	Soporta SQL, Prometheus, InfluxDB, entre otros	Elasticsearch (nativamente)
Soporte para Alertas	Limitado, requiere configuración adicional	Sí, con soporte para múltiples condiciones y canales	Soporte a través de Elasticsearch Watcher
Procesamiento de Datos	Sí, mediante flujos y transformaciones	Solo visualización, no procesamiento	Básico, centrado en filtros y agregaciones
Uso Típico	Automatización IoT, integración de dispositivos	Monitoreo de infraestructura y sistemas	Análisis de logs y datos de eventos
Extensibilidad	Altamente extensible mediante nodos de la comunidad	Amplia, mediante plugins	Limitado a los complementos de Elasticsearch
Ventajas	Visualización de flujos, fácil integración de dispositivos	Visualización rica y altamente personalizable	Análisis profundo de datos y búsqueda avanzada

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo general

Implementar un sistema de monitoreo de signos vitales y señales electromiografías para determinar el rendimiento de futbolistas amateur.

1.5.2 Objetivos específicos

- Determinar el estado actual de los jugadores del equipo del futbol amateur “Schalke 04”.
- Determinar los signos vitales y las señales EMG característicos que involucra la actividad física que puedan aumentar el riesgo de lesiones y enfermedades en futbolistas amateur.
- Seleccionar las herramientas tecnológicas de software y hardware necesarias para el desarrollo del sistema de monitore de signos vitales y señales electromiografías.
- Diseñar el prototipo del sistema de adquisición de signos vitales y señales electromiografías en tiempo real para el control del rendimiento físico óptimo.
- Diseñar un sistema de gestión de información para monitorear el rendimiento de los deportistas.

CAPÍTULO II. METODOLOGÍA

2.1 Materiales

Para la elaboración del sistema de monitoreo de signos vitales y señales electromiográficas, diseñado para evaluar el rendimiento de los jugadores del equipo "Schalke 04", se integraron diversas herramientas de hardware y software. En la parte de hardware, para la recolección de datos, se implementó una ESP32 estándar como microcontrolador y módulo de comunicación. Para la adquisición de los parámetros fisiológicos, se incorporaron sensores como el MAX30100, encargado de medir la frecuencia cardíaca y el nivel de oxigenación en la sangre (SpO2); el sensor MLX90614, destinado a captar la temperatura corporal; y el sensor AD8232, utilizado para registrar las señales electromiográficas. Además, se añadió el módulo TP4056 para gestionar la recarga de la batería de litio. Como servidor, se empleó una Raspberry Pi 4 B.

En cuanto al software, Arduino IDE fue la herramienta seleccionada para desarrollar el código de configuración de la ESP32 y los sensores. En la Raspberry Pi, se instaló un sistema operativo basado en Linux (versión 24.02) para gestionar el servidor. Este servidor opera con Telegraf para el procesamiento y manejo de los datos, mientras que MQTT (mediante Mosquitto) se adoptó como protocolo de comunicación. La base de datos fue gestionada a través de InfluxDB, y Grafana se empleó como plataforma de visualización, lo que permitió presentar los datos recolectados de manera organizada, atractiva y fácil de interpretar.

Esta combinación de tecnologías permitió el desarrollo de un sistema robusto, capaz de monitorear y analizar en tiempo real los signos vitales y señales electromiográficas, contribuyendo significativamente al control y mejora del rendimiento físico de los jugadores amateur.

2.2 Métodos

2.2.1 Modalidad de la investigación

La investigación se caracterizó por ser de tipo crítico, ya que se analizó la situación actual del equipo de fútbol amateur “Schalke 04” y su relación con las necesidades de monitoreo de signos vitales y señales electromiográficas durante los entrenamientos físicos. A su vez, fue propositiva, dado que planteó soluciones concretas al problema identificado mediante el diseño e implementación de un sistema de monitoreo integral orientado a mejorar el rendimiento y desempeño físico de los jugadores.

El enfoque fue de carácter aplicado, puesto que se emplearon conocimientos teóricos previamente establecidos para resolver un problema práctico. En este caso, la investigación integró teoría y práctica mediante el diseño de un sistema que monitorea los signos vitales y señales electromiográficas, contribuyendo de manera directa al rendimiento físico de los jugadores del equipo “Schalke 04”. Este diseño se fundamentó en un enfoque técnico y científico que permitió transformar conocimientos en una herramienta funcional para el entrenamiento.

El desarrollo de la investigación se consideró un proceso esencial y estructurado, ya que incluyó diversas fases, como la observación, la indagación, la interpretación, la reflexión y el análisis. Estas fases permitieron establecer las bases necesarias para el desarrollo del estudio. Asimismo, se consultaron diversas fuentes bibliográficas, como libros, revistas científicas y páginas web especializadas, lo que permitió argumentar y fortalecer el marco teórico del proyecto, posteriormente vinculado con la práctica.

La recolección de datos se realizó mediante una investigación de campo, llevada a cabo en los entrenamientos del equipo “Schalke 04”. Este enfoque permitió obtener datos nuevos y relevantes utilizando fuentes primarias con un propósito específico. A través de la observación directa y la interacción con los jugadores en su entorno natural, se recogió información cualitativa y cuantitativa, la cual resultó fundamental para implementar y evaluar el sistema de monitoreo propuesto. Este proceso se desarrolló en las instalaciones del equipo, asegurando que el sistema fuera probado y optimizado bajo las mismas condiciones en las que se realizarían los entrenamientos.

2.2.2 Recolección de información

Con el propósito de obtener los datos requeridos se busca información de estudios previos o relacionados con el tema de investigación, además con la orientación del Tutor se organizarán los datos obtenidos de la puesta en práctica del prototipo del sistema de monitoreo de signos vitales y señales EMG.

Tabla 15. Recolección de información

Criterio	**Descripción**
¿Para qué?	Determinar los signos vitales y señales EMG
¿De qué personas u objetos?	Jugadores del equipo de fútbol amateur "Schalke 04".
¿Cómo?	Mediante un sistema de monitoreo
¿Con qué?	Con vestimenta adaptada que permita la colocación exacta de dispositivos que registren los datos y los almacenen.
¿Cuándo?	Durante los entrenamientos del equipo para el campeonato barrial.
¿Dónde?	En los espacios de entrenamiento empleados por el equipo.

2.2.3 Procesamiento y análisis de datos

Para el análisis de los datos, hay que considerar el software y hardware más adecuados que permitan el desarrollo óptimo del sistema mediante los siguientes pasos:

- Revisión de información teórica obtenida.
- Determinación de materiales e implementos a ser utilizados en el prototipo.
- Pruebas de funcionamiento del prototipo.
- Puesta en funcionamiento del prototipo.
- Almacenamiento de información sobre los signos vitales y señales EMG para mejorar el rendimiento de los jugadores.
- Presentación de resultados de la investigación.

CAPÍTULO III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Situación actual del equipo "Schalke 04"

Según "Javier Medina" actual presidente del equipo "Schalke 04", este fue creado en el año 2013, sus creadores fueron Dr. Manuel Gallegos, Ing. Luis Vargas y Lic. Darwin Aman, como una forma de mantener unida a la familia con la práctica de este deporte "futbol", con el pasar del tiempo se ha ido fortaleciendo este tipo de practica amateur, el equipo se inició con un total de 12 jugadores de la familia, con el pasar de los años se ha ido reforzando el equipo con jugadores de la comunidad que demostraron habilidades en este deporte, actualmente el equipo cuenta con un total de 24 jugadores, que permiten la participación en campeonatos barriales y cantonales.[65]

En sus primeros años se mantuvo en la "Segunda Categoría" y para el año 2023 ascendió a la Categoría "Primera B", en la cual se mantiene en la actualidad, teniendo una gran posibilidad de ascender a la Categoría "Primera A". Para mantener el ritmo y acoplamiento de los jugadores se desarrollan entrenamientos todos los días Jueves, en una cancha particular perteneciente a la familia Gallegos.[65]

Durante los entrenamientos se cuenta con el apoyo de un médico, una kinesióloga y un director técnico, gracias a esto se consigue elevar el nivel de desempeño de los jugadores, mismos que gozan de buena salud para desempeñar esta práctica, en lo referente a la aplicación del tema propuesto en el proyecto de investigación se darán a conocer resultados una vez implementado el prototipo.[65]

Para determinar el estado actual de cada jugador se los clasificó por niveles de aptitud, en la Tabla 16 se muestra la calificación que recibió cada uno de ellos, a continuación, se muestran el significado de niveles de aptitud, se describe cual es el nivel de desempeño que muestran los jugadores durante los entrenamientos.

Nivel Bajo: Los jugadores con nivel de aptitud bajo suelen presentar dificultades para mantener el ritmo de los entrenamientos y pueden fatigar rápidamente. Algunos indicadores de que un jugador se encuentra en este nivel son:[66]

- Dificultad para completar sesiones intensas sin mostrar signos evidentes de fatiga.
- Menor capacidad para ejecutar movimientos de alta intensidad como sprints o saltos.
- Reacciones más lentas y menor capacidad para cambiar de dirección rápidamente.
- Frecuencia alta de errores técnicos debido a la falta de control y fatiga en ejercicios repetitivos.

Nivel Medio: Los jugadores en este nivel son capaces de completar los entrenamientos con un desempeño aceptable, pero podrían beneficiarse de un aumento en la intensidad y calidad de sus sesiones. Los indicadores típicos de este nivel son:[67]

- Capaces de mantener el ritmo en la mayoría de las actividades, pero presentan fatiga en ejercicios prolongados o muy intensos.
- Suficiente para desempeñar movimientos básicos de fuerza, aunque no están optimizados para rendir al máximo nivel en sprints o saltos explosivos.
- Velocidad y agilidad adecuadas: Pueden moverse y cambiar de dirección con eficacia, pero con un margen de mejora.
- Recuperación aceptable, aunque es necesario trabajar en los niveles de rendimiento en el transcurso del entrenamiento.

Nivel Alto: Los jugadores en este nivel destacan por su capacidad para rendir a alta intensidad y mantener la eficiencia a lo largo del entrenamiento. Los indicadores que este nivel incluye son:[66]

- Pueden mantener alta intensidad durante todo el entrenamiento sin mostrar signos notables de fatiga.
- Capaces de realizar sprints, cambios de dirección rápidos y movimientos explosivos con regularidad.

- Responden rápidamente y ejecutan movimientos precisos, destacando en ejercicios de velocidad y reacción.

- Buena capacidad de recuperación, permitiendo mantenerse activos durante todo el entrenamiento sin mostrar una caída significativa en el rendimiento.

Resistencia Cardiorrespiratoria: Es la capacidad del sistema cardiovascular y respiratorio para suministrar oxígeno a los músculos durante actividades físicas prolongadas. Un buen nivel de resistencia cardiorrespiratoria permite mantener el rendimiento sin fatiga excesiva. Se puede mejorar mediante ejercicios aeróbicos como correr, nadar o andar en bicicleta, lo que incrementa la eficiencia del corazón, pulmones y vasos sanguíneos. [66], [67], [68]

Fuerza Muscular: Se refiere a la capacidad de los músculos para generar tensión y vencer resistencias. Una mayor fuerza muscular mejora el rendimiento en actividades que requieren explosividad y potencia, además de reducir el riesgo de lesiones. Se trabaja mediante ejercicios de resistencia, como levantamiento de pesas, entrenamiento funcional o ejercicios con el propio peso corporal.[66], [67]

Tabla 16. Condición física actual de cada jugador.

N°	Nombre	Nivel de Aptitud	Posibles Lesiones	Área de Mejoras
1	Jugador 1	Medio	Ninguna	Resistencia Cardiorrespiratoria
2	Jugador 2	Alto	Ninguna	Ninguna
3	Jugador 3	Medio	Distensión Muscular	Fuerza Muscular
4	Jugador 4	Alto	Ninguna	Ninguna
5	Jugador 5	Alto	Ninguna	Ninguna
6	Jugador 6	Alto	Ninguna	Ninguna
7	Jugador 7	Alto	Ninguna	Ninguna
8	Jugador 8	Bajo	Ninguna	Resistencia Cardio respiratoria Fuerza Muscular
9	Jugador 9	Alto	Ninguna	Ninguna
10	Jugador 10	Alto	Desgarre Muscular	Ninguna
11	Jugador 11	Alto	Ninguna	Fuerza Muscular

3.2 Signos vitales durante la actividad física

El fútbol al ser un deporte que requiere esfuerzos intensos y repetidos expone a los jugadores a un riesgo considerable de sufrir lesiones musculares, articulares e incluso enfermedades relacionadas con el sobreesfuerzo. Para niveles profesionales se utilizan sofisticadas tecnologías para monitorear la salud y el rendimiento de los jugadores, en

el ámbito amateur, el acceso a estos recursos es limitado, lo que aumenta la probabilidad de sufrir lesiones y problemas de salud.

El monitoreo de los signos vitales, como la frecuencia cardíaca, la temperatura corporal y la saturación de oxígeno, junto con la evaluación de las señales electromiográficas (EMG), puede proporcionar una visión integral del estado físico de los jugadores durante la actividad deportiva. Con ayuda de los rangos que indica la Tabla 17 nos permiten identificar desequilibrios musculares, niveles de fatiga, y sobrecarga física, factores clave que influyen en la aparición de lesiones.

Tabla 17. Rangos de los signos Vitales.[31], [33], [69]

Singo Vital	Descripción	Rangos Normales
Temperatura corporal	Es el equilibrio entre la producción de calor por el cuerpo y su pérdida.	36,0 – 37,5 °C
Frecuencia Cardiaca	La frecuencia cardíaca es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto (latidos por minuto).	60 a 220 Latidos por minuto
Saturación de oxígeno	Es una medida de la cantidad de oxígeno que hay en la sangre.	Del 90% al 100%

Las constantes vitales ofrecen una evaluación rápida y no invasiva del estado funcional de un jugador, por lo que es esencial que el personal de salud sepa cómo medirlas correctamente y entender sus valores.

3.3 Prendas deportivas

Para la implementación de este proyecto en futbolistas, se utilizarán prendas deportivas ajustadas que permitan integrar los sensores de manera cómoda y eficiente, asegurando un monitoreo continuo de los parámetros fisiológicos sin interferir con el rendimiento. Se emplearán camisetas y pantalones de compresión como las que podemos observar en la Figura 9, los cuales se colocarán debajo del uniforme de entrenamiento, garantizando que los sensores mantengan contacto directo con el cuerpo para obtener mediciones precisas. Además, se podrían utilizar fajas elásticas en zonas específicas para asegurar los dispositivos sin comprometer la movilidad de los jugadores.



Figura 9. Prendas deportivas de comprensión.

3.4 Selección de hardware a emplearse en el prototipo

3.4.1 Microcontrolador y módulo de comunicación

La ESP32 es una de las mejores opciones para un sistema de monitoreo de signos vitales debido a su potente combinación de rendimiento, conectividad y bajo costo. Este microcontrolador cuenta con un procesador dual-core de alta velocidad y una memoria RAM adecuada para manejar múltiples sensores y procesar datos en tiempo real, como los provenientes de sensores de temperatura, frecuencia cardíaca o electromiografía. Su conectividad Wi-Fi y Bluetooth integrada permite enviar datos a dispositivos móviles o a la nube para un análisis remoto, facilitando la implementación de sistemas de telemedicina o monitoreo a distancia.

Además, la ESP32 destaca por su bajo consumo energético, esencial en dispositivos vestibles que requieren largas autonomías. Su soporte para múltiples pines GPIO, junto con interfaces como I2C, SPI y UART, asegura compatibilidad con una amplia gama de sensores. Asimismo, la comunidad activa de desarrolladores y su extensa documentación técnica hacen que el desarrollo y la depuración de sistemas basados en ESP32 sean más accesibles, reduciendo el tiempo de implementación.[44]

En comparación con otros microcontroladores, la ESP32 combina capacidades de conectividad avanzada con un diseño compacto y robusto, ideal para sistemas portátiles y vestibles. Estas características la convierten en una elección superior para proyectos que buscan escalabilidad, eficiencia y conectividad.

3.4.2 Selección de sensores

Para la adquisición de los datos se decidió en cuenta sensores que tengan un tamaño apropiado para implementarlos en el prototipo del sistema y que se puedan adaptar de manera correcta a la indumentaria deportiva.

a. Sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno (SpO2)

Tomando en cuenta el análisis de los sensores realizada en la Tabla 8, el sensor MAX30100 se destaca por su balance entre rendimiento y costo, haciéndolo la mejor opción para proyectos de monitoreo de salud. Aunque su rango de frecuencia cardíaca es menor comparado con otros sensores, su precisión es adecuada para aplicaciones generales en el monitoreo de la frecuencia cardíaca mediante fotopletismografía (PPG).

Con un consumo de energía bajo y además con el uso de su interfaz I2C, es eficiente y fácil de integrar en sistemas de bajo consumo, lo cual es ideal para dispositivos portátiles. Además, la disponibilidad de librerías simplifica su implementación, lo que facilita la programación y permite una integración rápida para desarrolladores. Por su relación calidad-precio, el MAX30100 es una opción sólida en proyectos de monitoreo de signos vitales donde se busca una solución funcional y asequible.[46]

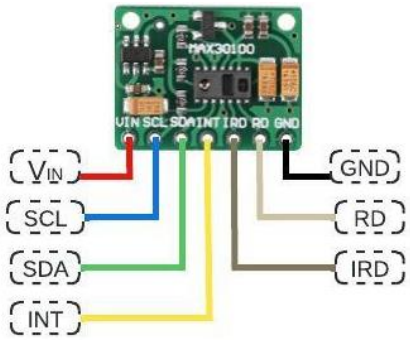


Figura 10. Pines del sensor MAX30100

La Figura 10 muestra el esquema de conexión del sensor MAX30100, este módulo incluye varios pines claramente etiquetados para facilitar su integración, VIN para la alimentación (3.3V o 5V), SCL y SDA para la comunicación mediante el protocolo I2C, INT para gestionar interrupciones que notifiquen eventos al microcontrolador, RD y IRD asociados con los LEDs rojo e infrarrojo del sensor, y GND para la conexión

a tierra. Su diseño permite una conexión sencilla con microcontroladores como Arduino o Raspberry Pi, siendo una opción versátil para proyectos portátiles de monitoreo de salud.

b. Sensores de temperatura corporal

Tomando en cuenta la comparación realizada en la Tabla 9 se optó por el sensor MLX90614, debido a su disponibilidad comercial y la facilidad de adquisición en el mercado, lo que garantiza la viabilidad de implementarlo en proyectos a gran escala. Este sensor infrarrojo mide la temperatura sin contacto, una característica crucial para aplicaciones médicas, ya que asegura higiene y comodidad al monitorear la temperatura corporal en tiempo real.

Además, el MLX90614 ofrece un amplio rango de medición de -70 °C a 382.2 °C, ideal para captar temperaturas corporales y ambientales en diversas condiciones. Su precisión, con errores inferiores a ±0.02 °C en rangos calibrados, lo hace adecuado para capturar datos fiables en aplicaciones de salud. Gracias a su comunicación I2C estándar y compatibilidad con plataformas como Arduino y Raspberry Pi, es fácil de integrar en sistemas portátiles o vestibles. Otra ventaja clave es su bajo consumo energético, lo que extiende la autonomía de los dispositivos de monitoreo.

En comparación con otros sensores, el MLX90614 también destaca por su versatilidad, ya que su campo de visión configurable y capacidad de medir objetos en movimiento ofrecen flexibilidad en entornos dinámicos. Estas características, junto con su asequibilidad y documentación técnica extensa, justifican su elección para este proyecto.

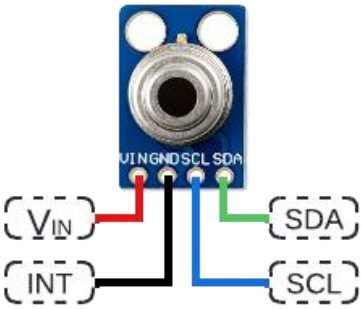


Figura 11. Pines del sensor MLX90614

La Figura 11 muestra el esquema de conexión del sensor MLX90614, este módulo incluye pines claramente identificados: VIN para alimentación (3.3V o 5V), GND para conexión a tierra, SCL y SDA para la comunicación mediante el protocolo I2C, y INT (opcional), para notificar eventos al microcontrolador. Su diseño compacto y compatibilidad lo hacen ideal para proyectos de monitoreo portátiles, destacándose por su bajo consumo energético, precisión y facilidad de implementación.

El valor de la temperatura recopilado por el sensor se relacionó tanto con la temperatura corporal y con las variaciones causadas por factores externos y las diferencias entre las partes del cuerpo. Para estimar la temperatura corporal con precisión, el estudio [70] utilizó el teorema del límite central, que permite modelar distribuciones normales de temperaturas de la piel y del cuerpo.[70]

$$\text{Temp} = 0.109 * \text{x} + 33.07 \quad (1)$$

A través de este enfoque, se mapean las distribuciones gaussianas de ambas temperaturas, lo que permite ajustar los datos y evaluar la temperatura corporal real desde la piel. Los resultados experimentales demostraron que las estimaciones se encontraban dentro del margen de error permitido, validando la metodología para su uso en dispositivos portátiles como bandas inteligentes.[70], [71]

La fórmula representa la temperatura corporal estimada en grados Celsius, calculada a partir de x, que es la temperatura de la piel medida directamente por el sensor. El coeficiente 0.109 es un factor de ajuste que establece la relación proporcional entre la temperatura de la piel y la corporal central, basado en análisis estadísticos. Por su parte, el término constante 33.07 actúa como un punto base en la relación, compensando las diferencias entre ambas temperaturas para ajustar el cálculo hacia la temperatura corporal real. Estos parámetros fueron determinados experimentalmente, utilizando el teorema del límite central, para mejorar la precisión del sensor al estimar la temperatura corporal desde mediciones superficiales.[70], [71]

c. Sensores para señales electromiográficas

De los sensores analizados en la Tabla 10, el Muscle Sensor v3 AD8832 se considera la opción óptima para el monitoreo de las señales electromiográficas que tienen los futbolistas durante los tiempos de entrenamientos. Su diseño pequeño, junto con los electrodos, permite colocarlo directamente sobre la piel, teniendo comodidad y estabilidad, características esenciales en actividades deportivas de alta movilidad. Además, su fácil integración con microcontroladores facilita la recolección de datos en tiempo real, una ventaja para evaluar y analizar la actividad muscular durante el entrenamiento sin interferir en el rendimiento del futbolista. Estas características lo hacen superior a otras opciones que, aunque precisas, pueden resultar incómodas o menos adecuadas para un entorno deportivo.[52]

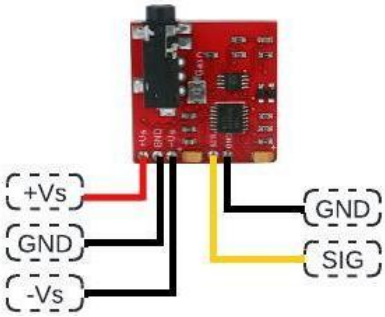


Figura 12. Pines del sensor AD8832

En la Figura 12 muestra el esquema de conexión de un sensor AD8832 (EMG), diseñado para medir la actividad eléctrica de los músculos. El módulo incluye las siguientes conexiones, +Vs (rojo) que proporciona la alimentación positiva al sensor; GND (negro) que se utiliza para la conexión a tierra; -Vs (negro) que corresponde a la alimentación negativa; y SIG (amarillo), que transmite la señal de salida electromiográfica procesada. Este sensor es ideal para proyectos de monitoreo muscular en aplicaciones biomédicas o deportivas. Su salida de señal es útil para analizar la activación muscular en tiempo real.

3.4.3 Fuente de alimentación

De acuerdo con los criterios que se tomaron en cuenta en la Tabla 11, la batería LiPo surge como la mejor opción para este prototipo debido a su alta densidad energética y

ligereza, lo cual permite integrarla cómodamente en la indumentaria deportiva sin incomodar al jugador. Aunque las baterías Li-ion ofrecen mayor duración, su peso y tamaño pueden resultar menos prácticos en un sistema portátil.

Por otro lado, aunque los power banks compactos brindan opciones de mayor capacidad, son las menos convenientes por su volumen y porque necesitan otros adaptadores adicionales para conectarse al sistema. La batería LiPo, especialmente en capacidades de 1000 a 2000 mAh, proporciona el mejor equilibrio entre duración suficiente para una sesión de entrenamiento, bajo peso, y costo asequible.[54]

3.4.4 Nodo central de procesamiento y comunicación

Tomando en cuenta los parámetros que se compararon en la Tabla 12 la Raspberry Pi 4 B es la opción más adecuada, gracias a su capacidad de procesamiento superior, con un procesador de cuatro núcleos y opciones de hasta 8 GB de RAM, le permite gestionar grandes volúmenes de datos en tiempo real y ejecutar aplicaciones de análisis complejas. Además, su conectividad avanzada (Wi-Fi, Ethernet y Bluetooth) facilita la integración con bases de datos y plataformas de visualización en la nube, como InfluxDB y Grafana, lo que es esencial para el monitoreo remoto y la visualización de los datos. Aunque el Arduino Mega es ideal para tareas de control de hardware y monitoreo básico debido a su simplicidad y bajo consumo energético, la Raspberry Pi 4 B ofrece la potencia y flexibilidad necesarias para manejar el procesamiento y la transmisión de datos en tiempo real en un entorno más complejo como el que se requiere para este sistema de monitoreo deportivo.[57]

3.5 Selección de software a emplearse para el prototipo

3.5.1 Herramienta de recolección y procesamiento de datos (Telegraf)

Telegraf es un agente de servidor de código abierto diseñado para recopilar y enviar datos de series temporales desde diversas fuentes, como plataformas en la nube, sensores IoT y telemetría del sistema. Es desarrollado por InfluxData y está escrito en Go, lo que permite que se ejecute como un binario independiente sin dependencias externas.[72], [73]

Telegraf puede conectarse a una gran variedad de fuentes de datos, aplicaciones o incluso bases de datos existentes. Además, al estar diseñado para ser ligero y de bajo impacto en el rendimiento del sistema, puede operar sin problemas en dispositivos como Raspberry Pi o incluso en servidores de mayor capacidad.

Telegraf utiliza un sistema de plugins para extender su funcionalidad. Hay cuatro tipos principales de plugins:[73]

- Plugins de Entrada: Recopilan métricas de protocolos de comunicación, servicios y APIs de terceros.
- Plugins de Procesador: Transforman, decoran y filtran métricas antes de enviarlas.
- Plugins de Agregador: Crean métricas agregadas, como promedios y máximos, a partir de las métricas recopiladas.
- Plugins de Salida: Envían datos a una variedad de almacenes de datos, servicios y colas de mensajes, como InfluxDB, Prometheus, Kafka, entre otros.

Telegraf es muy flexible y puede manejar diferentes formatos de datos, como JSON, CSV y Graphite. Además, incluye buffers de métricas en memoria para mantener la recopilación de datos si la base de datos de destino no está disponible temporalmente.[73]

3.5.2 Selección de la base de datos

Basándose en la comparación de la tabla Tabla 13, se considera que InfluxDB se presenta como la mejor opción. Esta base de datos de series temporales está especialmente diseñada para manejar datos que cambian rápidamente y que son generados en intervalos regulares, lo cual es ideal para el tipo de métricas fisiológicas que se recopilan en tiempo real durante la actividad deportiva. InfluxDB permite un almacenamiento eficiente y una consulta rápida de los datos, facilitando así el análisis de tendencias y la identificación de patrones en el rendimiento de los futbolistas amateur. [60]

Su integración con Telegraf permite la recopilación automática de métricas desde múltiples fuentes, simplificando el flujo de datos hacia la base de datos. Además, InfluxDB ofrece capacidades avanzadas de agregación y análisis temporal, lo que permite a los entrenadores y profesionales de la salud tomar decisiones informadas basadas en el estado físico y rendimiento de los atletas. Por lo tanto, InfluxDB no solo se adapta a las necesidades del sistema, sino que también optimiza el proceso de monitoreo y análisis en tiempo real.[60]

3.5.3 Selección de la herramienta de visualización de datos

Temando en cuenta los parámetros considerados en la Tabla 14 Grafana se presenta como la mejor opción. Su integración con Telegraf permite visualizar en tiempo real los datos recopilados de sensores y dispositivos en un entorno amigable y configurable. Es reconocido por sus dashboards visualmente atractivos y personalizables, que son esenciales para el monitoreo de datos fisiológicos, permitiendo la actualización en tiempo real y el establecimiento de alertas para notificar sobre cualquier anomalía. Además, su compatibilidad con múltiples fuentes de datos permite combinar métricas de diferentes orígenes, proporcionando una visión integral del rendimiento de los futbolistas amateur. Por estas razones, Grafana es la opción ideal para tu sistema de monitoreo.[63]

3.6 Arquitectura general por etapas

La Figura 13 muestra como el sistema integra varias etapas para el monitoreo continuo de parámetros fisiológicos, combinando tecnologías de sensores biomédicos el cual se presenta en la etapa de “Adquisición”, la comunicación inalámbrica y la visualización en tiempo real, se encuentran en las etapas de “Transmisión” y “Procesamiento y Visualización”.

Este esquema garantiza un flujo de datos continuo desde la sensorización hasta la visualización, siendo ideal para aplicaciones de monitoreo en salud, deportes y prevención de lesiones.

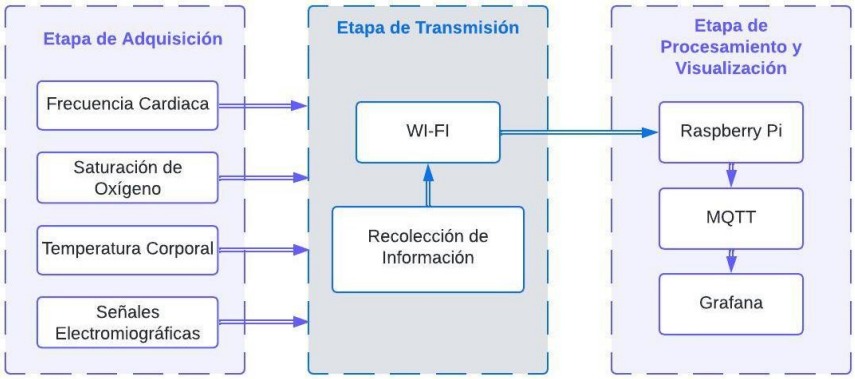


Figura 13. Esquema General del Sistema.

3.7 Etapa de adquisición

La Figura 14 muestra el diagrama de conexión de los sensores biomédicos y una placa ESP32, los elementos principales del diagrama incluyen:

- **Placa ESP32:** Es un microcontrolador con conectividad WiFi y Bluetooth integrada, utilizado para recibir y procesar datos de los sensores.
- **MAX30100**: Un sensor óptico que mide el ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno en sangre (SpO2). Está conectado mediante líneas para alimentación (rojo y negro) y comunicación I2C (líneas azul y verde para SDA y SCL).
- **AD8232**: Un módulo para medición de señales ECG (electrocardiografía). Este sensor tiene conexiones para alimentación, tierra y salida de señal analógica (amarillo), que se conecta a un pin analógico del ESP32.
- **MLX90614**: Un sensor de temperatura sin contacto basado en infrarrojos. Utiliza el protocolo I2C para enviar datos al ESP32, con conexiones similares al MAX30100 (líneas rojo, negro, azul y verde).

En cuanto a las conexiones de los sensores en el sistema, la alimentación de todos los dispositivos se realiza a través de la línea de 5V (cable rojo) y GND (cable negro) del ESP32, asegurando un suministro de energía constante y estable. Para la comunicación, los sensores que operan bajo el protocolo I2C, como el MAX30100 y el MLX90614, comparten las líneas SCL (cable celeste) y SDA (cable verde), facilitando una transmisión de datos eficiente entre el microcontrolador y los sensores.

Por otro lado, el sensor AD8232 emplea una línea de señal analógica (cable amarillo) para enviar los datos de las señales electromiográficas al ESP32, garantizando una conexión clara y precisa.

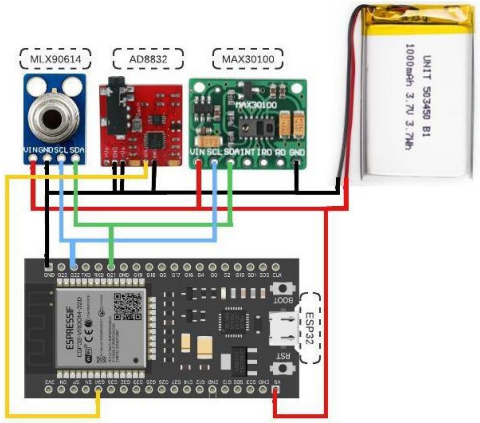


Figura 14. Diagrama de conexión eléctrica

Para la programación de la ESP32 se utilizó el software Arduino IDE, el código se centra en desarrollar un sistema eficiente para el monitoreo y transmisión de datos fisiológicos en tiempo real. Utilizando sensores avanzados como el MLX90614 para medir la temperatura corporal, el MAX30100 para la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre (SpO2), y el AD8232 para registrar señales de ECG, se implementa la lógica necesaria para adquirir, procesar y enviar estos datos a través de MQTT.

La ESP32, configurada como un cliente WiFi, actúa como un puente entre los sensores y el servidor central. El programa también incluye funcionalidades de reconexión automática y monitoreo serial para garantizar un funcionamiento confiable y continuo durante las sesiones de entrenamiento.

El código comienza importando las librerías necesarias como lo son: **Wire.h** para la comunicación I2C, **Adafruit_MLX90614.h** para el sensor de temperatura **MLX90614, MAX30100_PulseOximeter.h** para el oxímetro MAX30100, **WiFi.h** para la conexión WiFi, y **PubSubClient.h** para la comunicación MQTT. Luego, se definen los pines utilizados para la comunicación I2C y la lectura del sensor de electrocardiografía AD8232.

También se crearon instancias para los sensores MLX90614 y MAX30100, además de inicializar las variables de temporización. Estas variables controlan la frecuencia con la que se leen y envían los datos de cada sensor. También se establecen intervalos de tiempo específicos para las lecturas de temperatura, frecuencia cardíaca, y ECG.

Se definen las credenciales de la red WiFi (SSID y contraseña) y la dirección IP del servidor MQTT. Después, se configura un cliente MQTT utilizando la biblioteca **PubSubClient**. En la función **setupWiFi**, el dispositivo se conecta a la red WiFi, imprimiendo mensajes en el monitor serial para informar el estado de la conexión. La función **reconnect** asegura que el cliente MQTT se mantenga conectado, intentando reconectarse si la conexión se pierde.

En la función **setup**, se inicializa la comunicación I2C con los pines configurados. Los sensores MLX90614 y MAX30100 se inicializan, verificando que funcionen correctamente; de lo contrario, se imprime un mensaje de error y el programa se detiene. Además, se configura el pin del AD8232 como entrada para leer las señales de ECG.

Para la lectura y la publicación de los datos se usa la función **loop,** donde cada sensor tiene su intervalo de tiempo específico para realizar mediciones:

- **MLX90614**: La temperatura de la piel se mide y ajusta a temperatura corporal utilizando una fórmula lineal. Los datos se publican en el tópico **signos/vitales/temperatura_corporal** del servidor MQTT, además de imprimirse en el monitor serial.

- **MAX30100**: Se actualiza continuamente para detectar latidos. Cada segundo, los valores de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno (SpO2) se leen y se publican en el tópico **signos/vitales/cardiaco**. También se imprimen en el monitor serial.

- **AD8232**: Cada 0.5 segundos, se lee el valor analógico del ECG y se publica en el tópico s**ignos/vitales/ecg**. Este dato también se muestra en el monitor serial.

Para un correcto funcionamiento del código, este asegura que la conexión con el servidor MQTT esté activa en todo momento. Si la conexión se pierde, la función

reconnect intenta restablecerla. Esto permite que los datos se envíen de manera continua sin interrupciones. Cada sensor publica sus datos en un formato JSON, que incluye los valores específicos como temperatura corporal, frecuencia cardíaca, SpO2, y ECG. Este formato permite que los datos sean procesados fácilmente por sistemas externos como Grafana para visualización en tiempo real, todo el proceso mencionado se describe en la Figura 15.

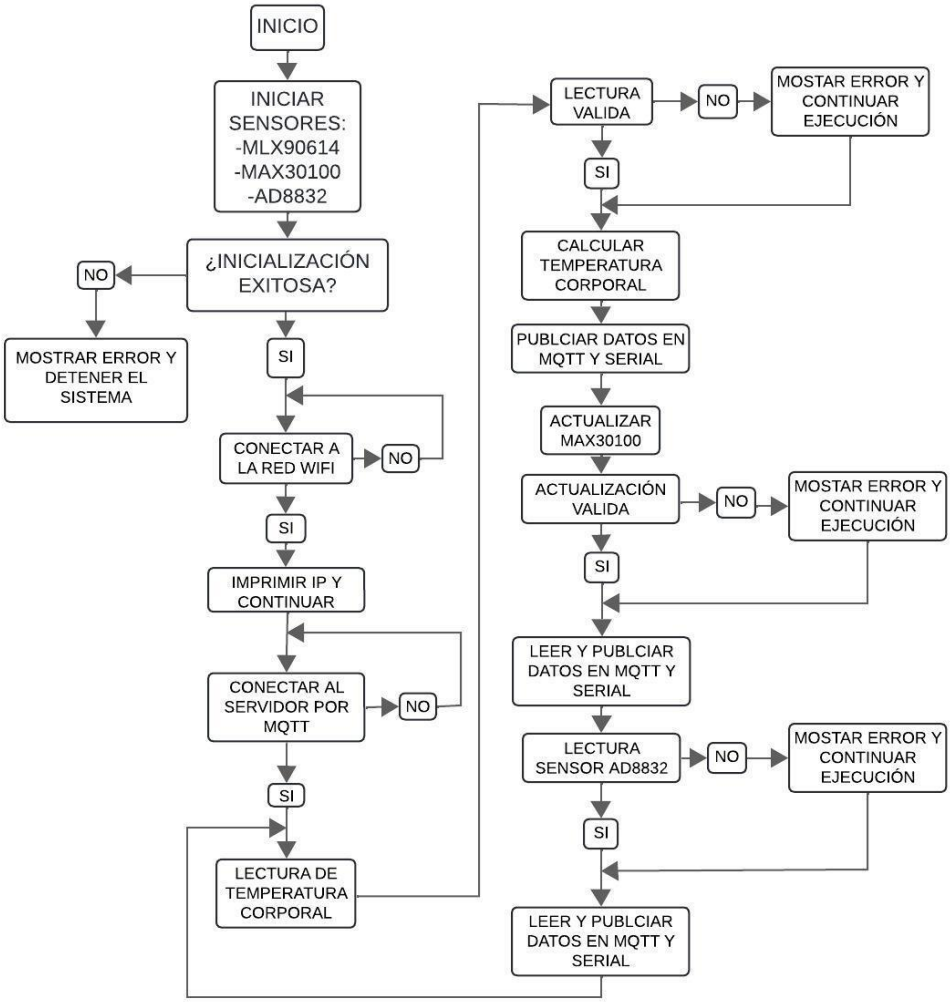


Figura 15. Flujograma del proceso de código Arduino

Como prueba de funcionamiento se utilizó el serial que nos provee el software Arduino IDE, en el cual nos muestra los siguientes datos sensorizados. Como podemos ver en la Figura 16, lo primero que nos muestra al iniciar la adquisición de los datos la conexiones a la red, seguido de la inicialización de los dos sensores que utilizan I2C, después indica la conexión con el servidor:

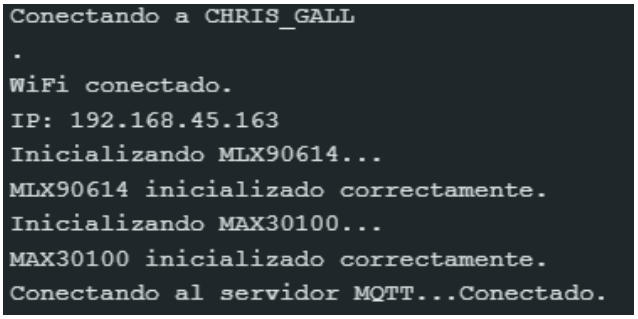


Figura 16. Prueba de conexiones del código Arduino.

Una vez verificado que se realizaron todas las conexiones pertinentes, el sistema procede a imprimir los datos adquiridos en el serial de Arduino IDE y estos parámetros son los que se enviaran mediante el bocker MQTT hacia el servidor, como se observa en la Figura 17.

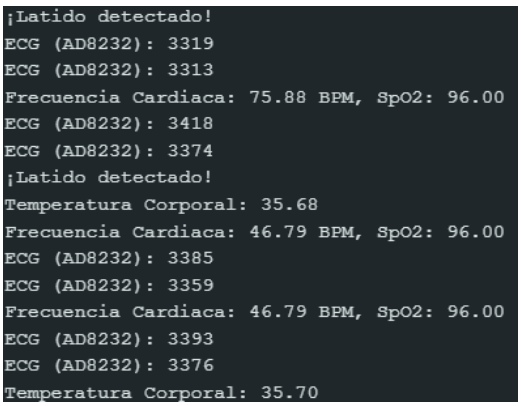


Figura 17. Adquisición de los datos, código de Arduino.

3.8 Etapa de transmisión

En esta etapa como se puede observar en la Figura 20 la ESP32 actúa como un publicador que recoge datos de sensores (como temperatura, frecuencia cardíaca, SPO2 y señales EMG) y los envía a través del protocolo MQTT a un broker configurado en la Raspberry Pi a través de la red WiFi. La Raspberry Pi, además de usar el broker MQTT, almacena los datos recibidos en la base datos (InfluxDB) y los visualiza mediante Grafana, ofreciendo paneles interactivos accesibles desde dispositivos como computadoras o teléfonos.

Para el desarrollo de esta etapa, se instaló la versión más estable del Sistema Operativo Linux (24.02) en nuestra Raspberry Pi, una vez verificado que el sistema funcione

correctamente, se procedió a instalar y configurar el servicio **Mosquitto** como el broker MQTT principal para recibir y gestionar los datos enviados desde los sensores conectados a una ESP32. La configuración incluyó la edición del archivo **mosquitto.conf** para habilitar el soporte de conexiones remotas, definir el puerto de escucha (1883) y habilitar la persistencia de mensajes. Finalmente, se verificó la conectividad mediante herramientas como: **mosquitto_sub -h 192.168.45.199 -t "signos/vitales/#"**, asegurando que los mensajes se publicaran y suscribieran correctamente, como muestra del funcionamiento se puede ver en la Figura 18, que los mismos datos que se imprimieron en el serial de Arduino IDE, llegan hacia el servidor de Linux, con la herramienta de **mosquitto_sub**.

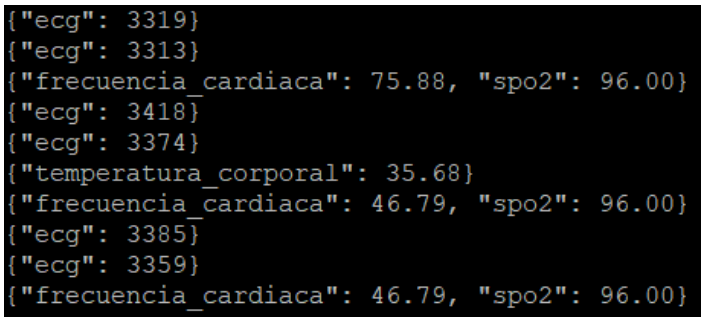


Figura 18. Prueba de Funcionamiento del servidor (herramienta mosquitto_sub).

3.9 Etapa de procesamiento y visualización

Los datos transmitidos llegan a una Raspberry Pi que actúa como servidor y receptor. Aquí se procesan los datos con ayude Telegraf, que después se almacenarán en Influx BD para después mediante el broker MQTT estos datos se visualizan en tiempo real utilizando la plataforma Grafana, que permite monitorear y analizar la información en un formato visual mucho más clara. El uso de un broker MQTT facilita la comunicación de los datos que envía el prototipo en tiempo real entre los sensores y la plataforma de visualización como lo es Grafana.

Para el almacenamiento de los datos, se utilizó InfluxDB, una base de datos de series temporales que permite registrar los valores de temperatura corporal, frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno (SpO2) y señales ECG.

Lo primero que se hizo es instalar InfluxDB, con los comandos:

sudo apt-get update

sudo apt-get install influxdb

Después se procedió a iniciar el servicio, con los comandos:

sudo systemctl start influxdb

sudo systemctl enable influxdb

Se ingresa a influx DB, con el comando **influx.**

Para crear la base de datos llamada signos vitales se usó el comando:

CREATE DATABASE signos_vitales;

Además, se verificó que la base de datos se creó correctamente con el comando:

SHOW DATABASES;

Telegraf se utilizó como un puente entre el broker MQTT y la base de datos InfluxDB. Se configuró el archivo **telegraf.conf,** ubicado en el directorio **/etc/telegraf/Telegraf.conf**, como se evidencia en la Figura 19, con la finalidad de incluir el plugin **mqtt_consumer**, el cual suscribe los tópicos MQTT a utilizar.

```
#                            ENTRADAS                                          #
###############################################################################

[[inputs.mqtt_consumer]]
  servers = ["tcp://192.168.186.199:1883"]
  topics = [
    "signos/vitales/temperatura_corporal",
    "signos/vitales/cardiaco",
    "signos/vitales/ecg_pin1",
    "signos/vitales/ecg_pin2",
    "signos/vitales/bateria"
]
  data_format = "json"


#                            SALIDAS                                           #
###############################################################################

[[outputs.influxdb]]
  urls = ["http://192.168.186.199:8086"] # Dirección de InfluxDB
  database = "signos_vitales"      # Nombre de la base de datos
  username = "admin"              # Usuario de InfluxDB
  password = "Chris"              # Contraseña de InfluxDB
```

Figura 19. Configuración del archivo de Telegraf

Asimismo, se habilitó el plugin **influxdb** como salida para enviar los datos procesados a la base de datos **signos_vitales**. Este paso fue clave para garantizar un flujo continuo de datos desde los sensores hasta el almacenamiento.

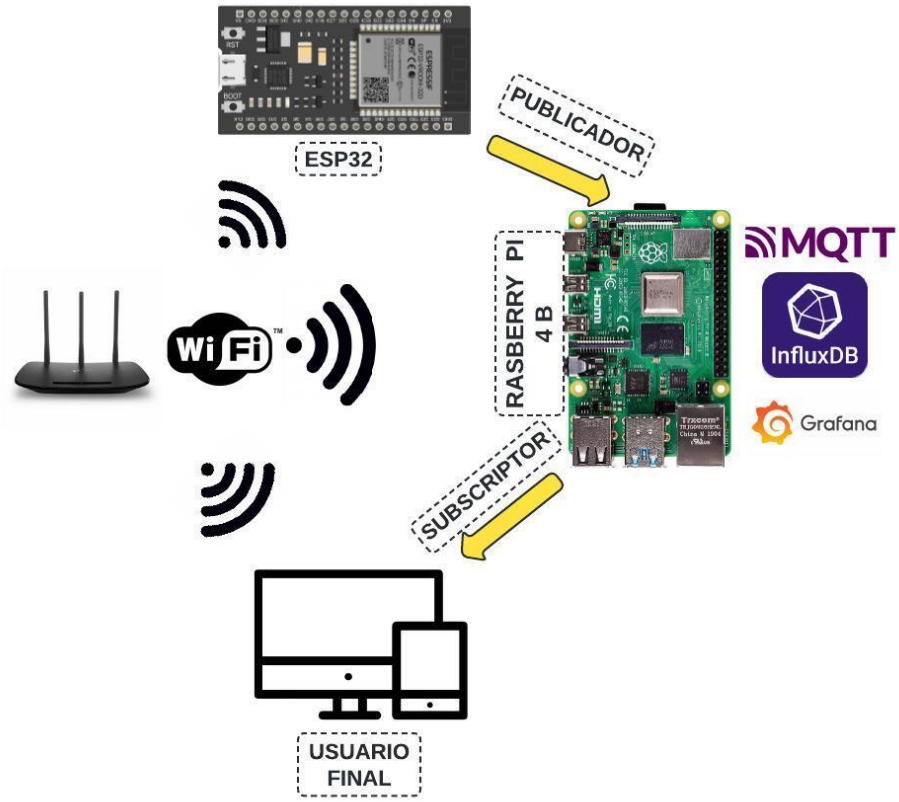


Figura 20. Etapa de Transmisión Procesamiento y Visualización.

Para la visualización de los datos, se configuró Grafana como una interfaz de monitoreo en tiempo real. La instalación de Grafana se realizó en el servidor de la Raspberry Pi utilizando los repositorios oficiales de la herramienta. Esto permitió obtener la versión más reciente compatible con la arquitectura y sistema operativo del dispositivo. Tras la instalación, se habilitó y se inició el servicio mediante comandos del sistema, asegurando que Grafana estuviera activo y disponible en la dirección IP del servidor a través del puerto predeterminado 3000, como se muestra en la.

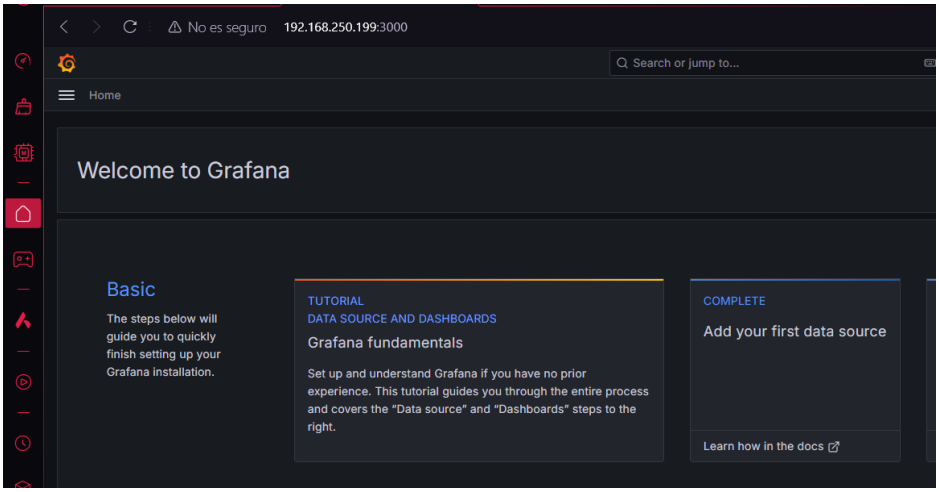


Figura 21. Página principal de Grafana

Una vez que Grafana estuvo operativo, se accedió a la interfaz web para configurar InfluxDB como la fuente de datos principal. Esto implicó proporcionar la dirección del servidor InfluxDB, el puerto 8086, el nombre de la base de datos **signos_vitales** y las credenciales de usuario creadas durante la configuración de InfluxDB.

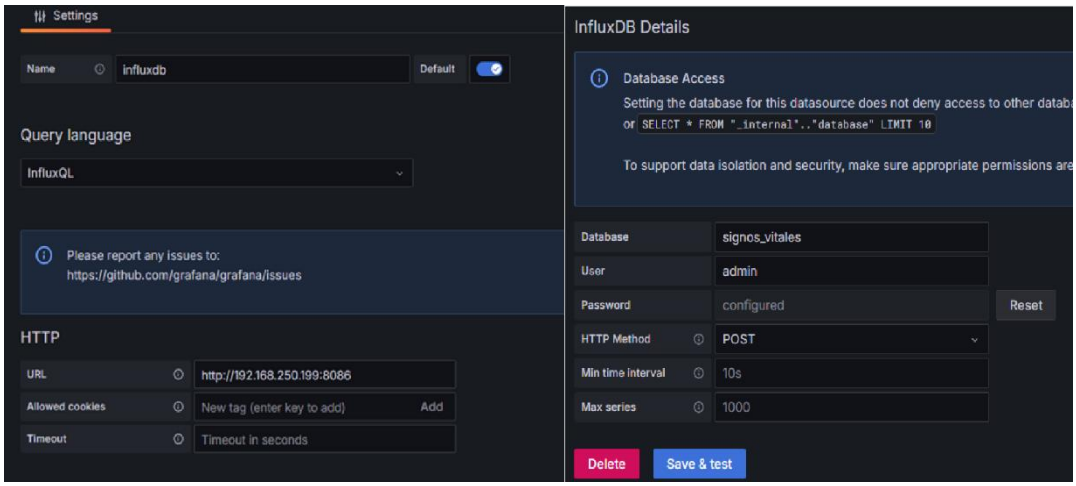


Figura 22. Configuración de la fuente de Grafana.

En la sección de dashboard, se crearon varios para cada señal medida, para esto se añade un "Visualization", y dentro de este se debe escoger el estilo con el que se a presentar los datos, además se debe escoger como **Data Source** a **influxdb**, para **FROM** se usa **mqtt_consumer**, en la sección de **SELECT** escogemos el dato que se va a mostrar, todos los demás campos se pueden dejar por default, como se puede observar en la Configuración de muestra de datos. .

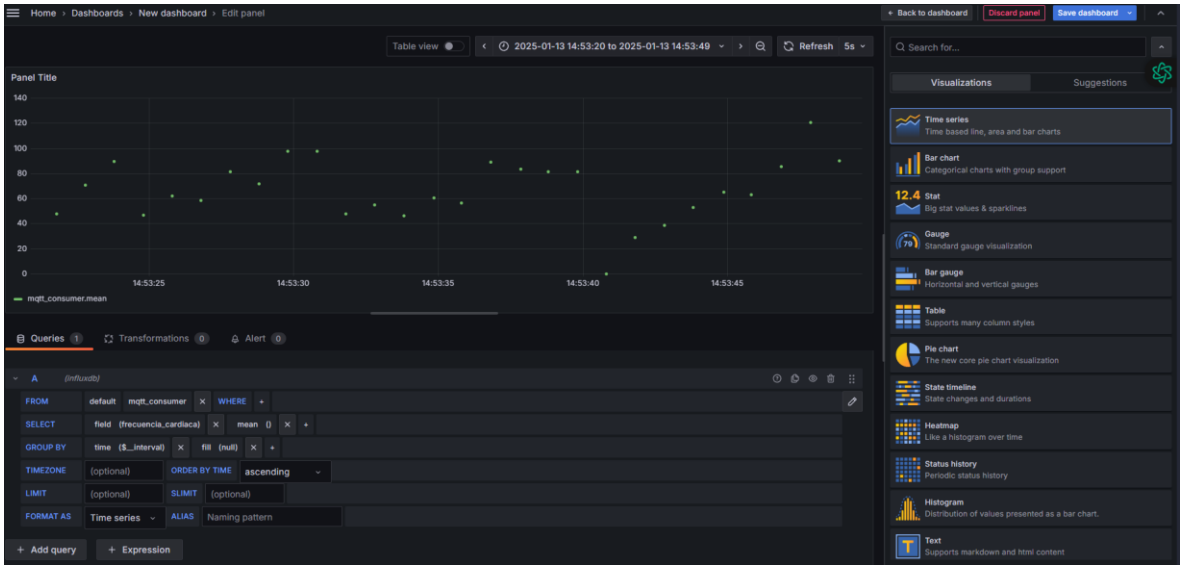


Figura 23. Configuración de muestra de datos.

Una vez conectada la fuente de datos en este caso de cada signo vital, se verificó poniendo en funcionamiento todo el prototipo asegurando así que los datos ingresados en InfluxDB fueran accesibles desde Grafana, como se evidencia en la Figura 24.



Figura 24. Interfaz de Grafana

Además, para la mejor visualización de las señales electromiográficas, se optó por el uso de node-red para graficar estas señales, debido a que el tiempo en el que se actualiza Grafana es de 5 segundo, mientras que node-red los actualiza en el orden en el que llegan. Como lo muestra la Figura 25, en Node-RED se configuró un flujo para procesar y visualizar datos, el flujo incluye un nodo MQTT que recibe los datos enviados desde la ESP32, un nodo function para procesar y filtrar los valores de la

señal EMG, y un nodo gauge o gráfico para mostrar los resultados en tiempo real en el dashboard de Node-RED.

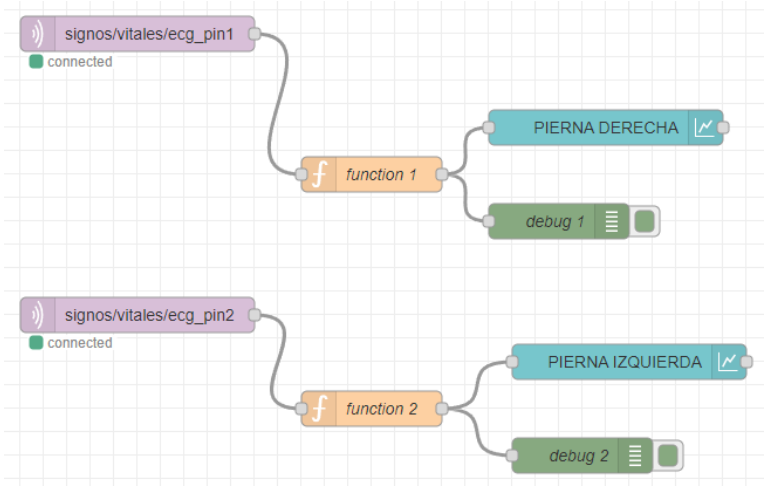


Figura 25. Configuración de node-red.

Para acceder a las gráficas de la visualización de las señales electromiográficas, se agregó un cuadro dentro de la interfaz de Grafana, como se puede observar en la Figura 26 con el link al cual se puede acceder a la interfaz de node-red donde se puede visualizar como se grafican las señales EMG en tiempo real, y ver la variación del potencial muscular que tiene cada pierna.

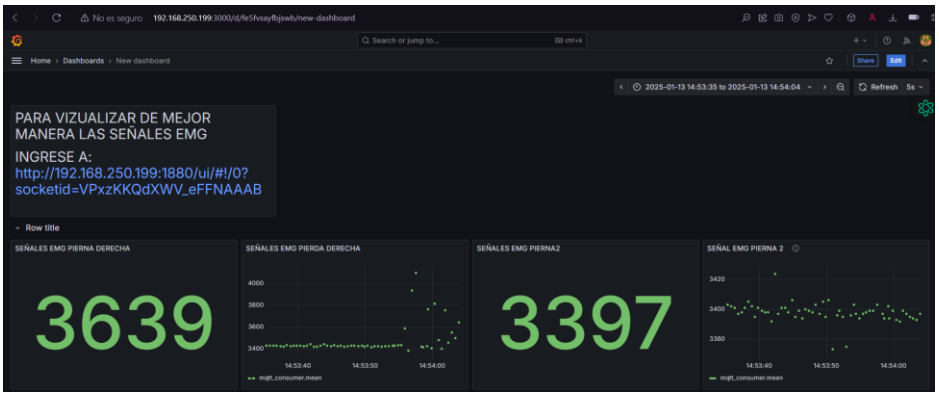


Figura 26. Link de accesos a node-red.

El link: http://192.168.250.199:1880/ui/#!/0?socketid=iDj55IRUxnOqyLmtAAAB nos lleva a la interfaz final de las señales electromiográficas, como se evidencia en la

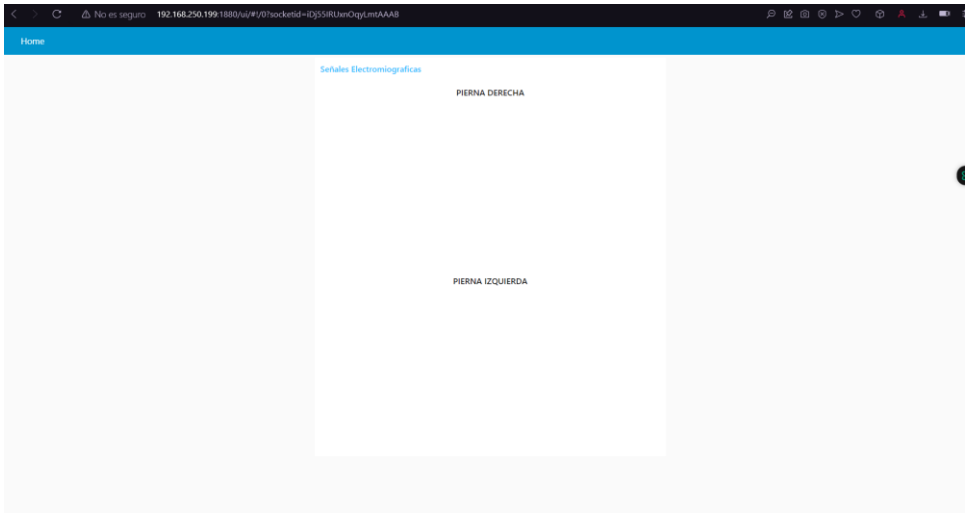


Figura 27. Interfaz de Node-red.

Para la visualización de los datos en la interfaz de Grafana, se tiene varias secciones que corresponden a cada uno de los signos vitales que se monitorea como se evidencia en las Figura 28 que corresponde a las Señales electromiográficas, esta sección nos muestra dos formatos, la visualización numérica que se encuentra al lado izquierdo para cada pierna y el formato de graficas de línea al lado derecho de cada datos numérico este encargado de mostrar el historial te estas señales.

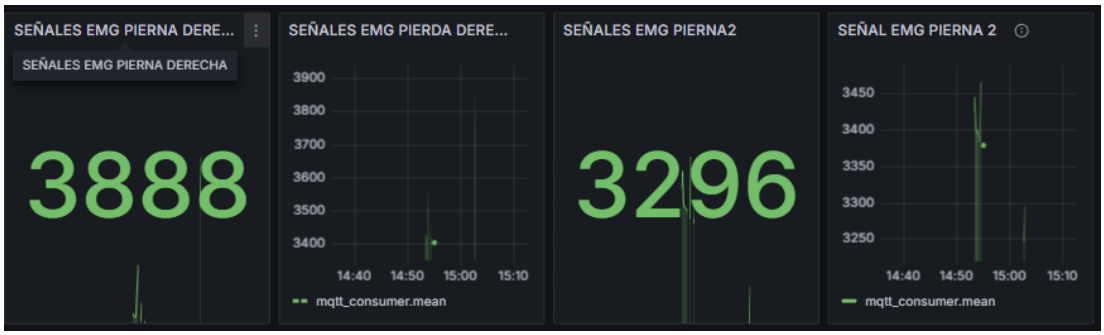


Figura 28. Interfaz Grafana Señales electromiográficas.

La Figura 29 se muestra una visualización de la temperatura corporal, que se representa de dos maneras, la primera que es un indicador numérico para indicar el dato que actual que se registra y A la derecha, hay un gráfico de línea que registra la evolución de la temperatura a lo largo del tiempo, indicando las variaciones que han pasado.

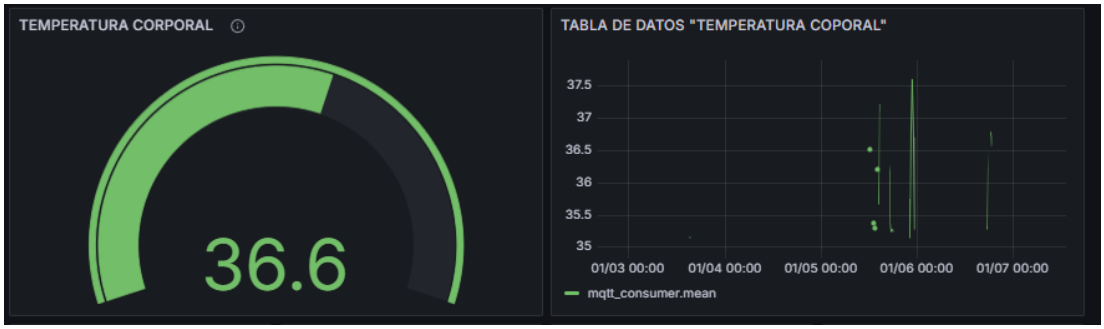


Figura 29. Interfaz Grafana sección temperatura corporal.

La Figura 30 está dedicada a la sección de los datos de saturación de oxígeno (SpO2), la primera grafica (lado izquierdo) indica el valor actúa mientras que el segundo grafico (lado derecho) muestra el historial temporal.

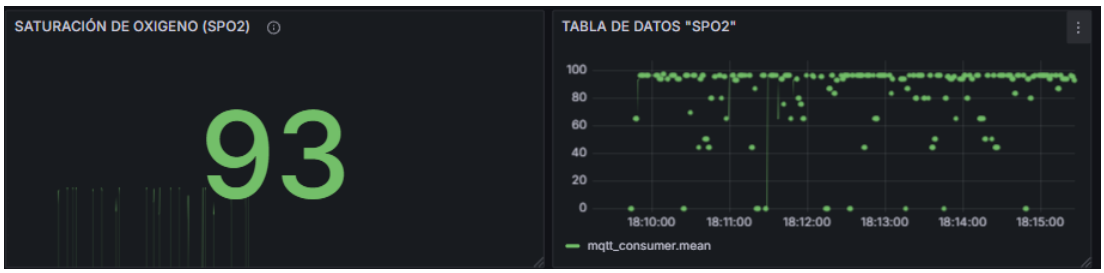


Figura 30. Interfaz Grafana sección saturación de oxígeno.

Por último, la Figura 31 representa la frecuencia cardiaca, e igual que las demás secciones se al lado derecho de presenta un gráfico que representa el valor numérico actual, mientras que el lado derecho presenta la gráfica de las tendencias de la variación que tiene este dato.



Figura 31. Interfaz Grafana sección frecuencia cardiaca.

3.10 Balance de cargas del sistema electrónico

Para calcular el balance de cargas del sistema y la duración estimada de la batería LiPo 3.7V 1000mAh, se necesita conocer el consumo energético de cada uno de los

componentes utilizados, la ESP32, los sensores MAX30100, MLX90614, AD8232, y el módulo de carga TP4056. En la Tabla 18, se puede observar los consumos que tienen cada uno de estos elementos.

Tabla 18. Consumo de cada componente del sistema.

Componente	Consumo
ESP32	160 mA
Sensor MAX30100	1 mA
Sensor MLX90614	5 mA
Sensor AD8232	170 µA (0.17 mA)
Módulo de carga TP4056	50 µA (0.05 mA)

Con base en los datos de la Tabla 18, el consumo total del sistema seria:

$$Consumo\ Total = 160\ mA + 1\ mA + 5\ mA + 0.17\ mA + 0.05\ mA$$

$$Consumo\ Total = 166.22\ mA$$

Cálculo de la duración de la batería:

$$Duración\ de\ la\ bateria = \frac{Capacidad\ de\ labateria\ (mAh)}{Consumo\ total\ del\ sistema\ (mA)}$$

$$Duración\ de\ la\ bateria = \frac{1500\ mAh}{166.22mA}$$

$$Duración\ de\ la\ bateria \approx 9.02\ horas$$

3.11 Construcción del prototipo

Para la construcción del prototipo del sistema, como se muestra en la Figura 32 se realizó una distribución estratégica de los sensores y componentes, utilizando cables que permite una integración eficiente en la indumentaria deportiva, y evitando que el jugador sienta incomodidad al momento de usar el prototipo.

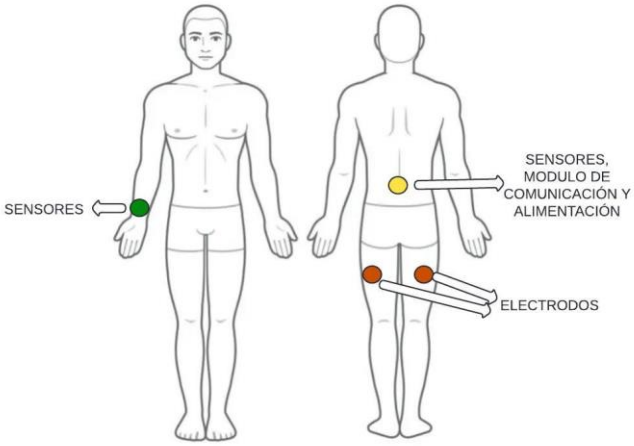


Figura 32. Ubicación de los elementos.

Para las conexiones, se utilizó cables que están ubicados entre las costuras interiores de una franja de tela que se podrá adherir a la indumentaria con la ayuda de cinta velcro, como se puede observar en la Figura 33. Este tipo de cables proporciona la flexibilidad necesaria para adaptarse al movimiento del deportista, al tiempo que asegura una transmisión estable de las señales, mientras que la franja de tela funciona como un método extraíble de prototipo para la limpieza de la indumentaria, en este caso se realizaron 4 líneas, las cuales son 2 para la alimentación de todo el sistema (V+ y GND) y 2 líneas de costura para la comunicación I2C. Una vez finalizada la creación de la franja de tela que porta los cables, se realizaron pruebas de continuidad eléctrica para garantizar la funcionalidad de las conexiones y evitar problemas de transmisión de datos.



Figura 33. Franja para cables.

Los sensores MAX30100 y MLX90614 fueron ubicados en la manga derecha de la camiseta deportiva, con ayuda de tela que funcionará como una manga, para apretar los sensores con la muñeca, como se puede visualizar en la Figura 34.

El sensor MAX30100, encargado de medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno (SpO2), se colocó en una posición donde tenga un buen contacto con la piel, como el brazo o muñeca, asegurando mediciones precisas. El sensor MLX90614, utilizado para medir la temperatura corporal, fue posicionado junto al sensor MAX30100, ya que esta zona permite obtener valores más representativos de la temperatura central del cuerpo. Las conexiones de estos sensores hacia la ESP32 se realizaron utilizando cables, un material flexible que facilita la transmisión eléctrica sin interferir con la movilidad del deportista.



Figura 34. Manga para los sensores.

Por su parte, el sensor AD8832, que mide las señales electromiográficas (EMG), fue ubicado en la parte baja de la espalda, en una tela parecida a la manga de los sensores de la muñeca, como lo muestra la Figura 35. Esta posición reduce el ruido producido por el movimiento y permite capturar con precisión las señales musculares.

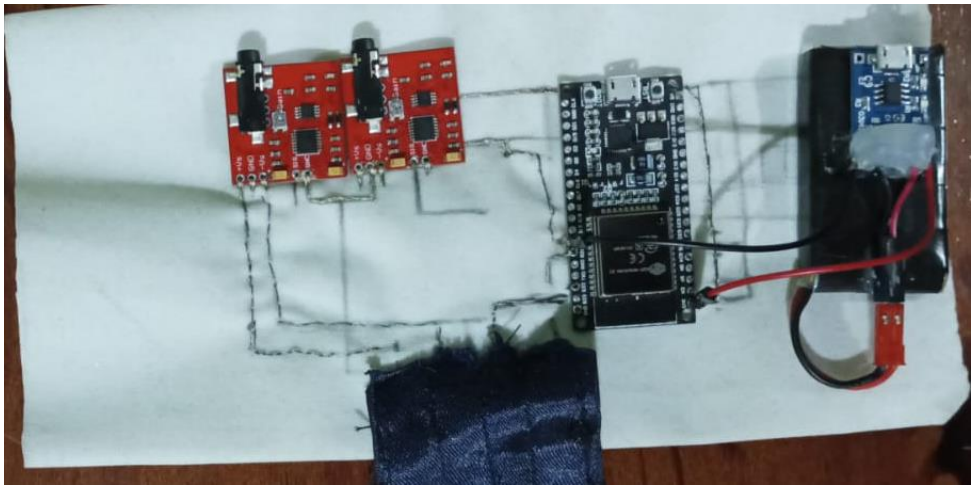


Figura 35. Tela portable de componentes.

Los electrodos del AD8832 se introdujeron a unos ductos de tela que sirven para portar los cables de estos, que al igual que la franja de cables, pero con solo un ducto, como se muestra la Figura 36, lo que permite monitorear los músculos principales durante el ejercicio. La costura de los electrodos fue realizada con precisión para asegurar un contacto constante con la piel sin comprometer la comodidad del deportista.



Figura 36. Ducto porta cables de los electrodos.

La ESP32, actuando como el nodo de comunicación del sistema, fue colocada junto los sensores AD8832 en la parte baja de la espalda, como muestra la Figura 35. Esta posición es estratégica, ya que facilita la conexión de todos los sensores, reduciendo la longitud de las conexiones y evitando interferencias o daños en los cables. Junto a la ESP32, se integró el módulo de carga TP4056, encargado de recargar la batería de litio que alimenta todo el sistema. La distribución cuidadosa de los sensores y el uso de materiales adecuados permitieron desarrollar un sistema integrado como se puede observar en la Figura 37 que recopila en tiempo real datos de frecuencia cardíaca, temperatura corporal, SpO2 y señales electromiográficas, sin interferir con el rendimiento del deportista.



Figura 37. Prototipo Final (Parte Superior).

3.11.1 Pruebas de funcionamiento

Finalmente, se realizaron pruebas del prototipo en situaciones de reposo y actividad física para evaluar la comodidad, eficiencia y precisión de las mediciones obtenidas.

Estas pruebas exhaustivas del prototipo en diferentes contextos, tanto en reposo como durante la actividad física, se las llevaron a cabo con el objetivo de evaluar su comodidad, eficiencia y precisión en las mediciones obtenidas.

Estas pruebas permitieron analizar el rendimiento del sistema en condiciones reales y determinar su capacidad para adaptarse a las necesidades de los usuarios.

Para las pruebas en condiciones de actividad física, el prototipo fue colocado en dos de los jugadores del equipo “Schalke 04”, los cuales fueron escogidos al azar, denominándolos jugador 1 y jugador 2. A fin de no interferir con el entrenamiento regular del equipo, estas pruebas se realizaron al término de la sesión de entrenamiento, utilizando únicamente a un jugador como sujeto de prueba, como se evidencia en la Figura 38, Figura 39, Figura 40 y Figura 41.

Estas mediciones corresponden a los días 6 y 7 de enero del año 2025. Esto garantizó que las mediciones se obtuvieran de manera controlada y sin interrupciones en la dinámica del equipo.



Figura 38. Jugador 1 usando el prototipo.



Figura 39. Uso del prototipo jugador 1.



Figura 40. Jugador 2 usando el prototipo.



Figura 41. Uso del prototipo jugador 2.

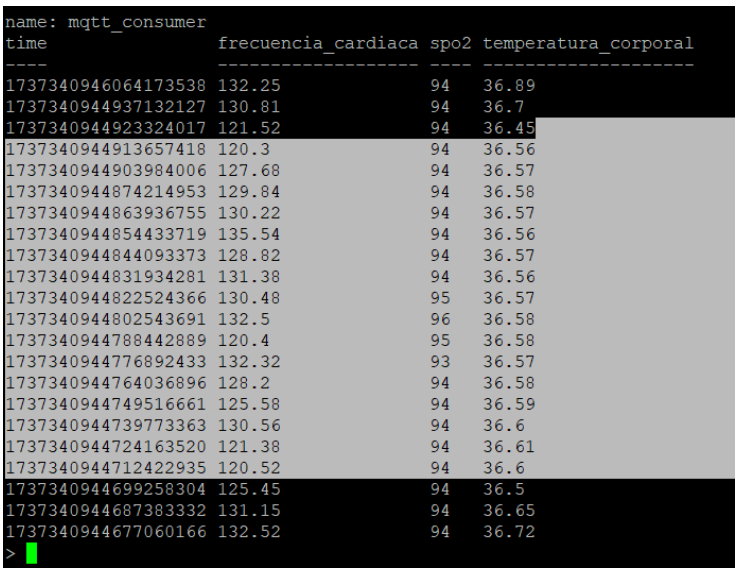
Con base en las mediciones realizadas, se verificó que no se presentaran errores durante la transmisión y el almacenamiento en tiempo real de los valores monitoreados. Los resultados obtenidos se detallan en la Tabla 19 y Tabla 21 las cuales muestran los datos registrados durante la actividad física, y en la Tabla 20 y Tabla 22 que contienen los valores capturados en períodos de reposo, para ambos jugadores estos datos fueron extraídos de la base de datos InfluxDB, con ayuda del comando:

SELECT "frecuencia_cardiaca", "spo2", "temperatura_corporal" FROM "mqtt_consumer"

Con este comando se extraen solo los registros de la base de datos que son necesarios obtener para el análisis de los resultados, como lo son la frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y la temperatura corporal, esto se evidencia en la Figura 42, Figura 43, Figura 44 y Figura 45. Es importante señalar que el prototipo realiza la toma de datos en intervalos de 5 segundos, lo que asegura un monitoreo constante y preciso. Este proceso permitió validar la eficacia del sistema en ambas condiciones, garantizando la integridad de la información registrada para su análisis posterior.

Tabla 19. Datos registrados del prototipo de los signos vitales durante la actividad deportiva jugador 1.

Fecha	Frecuencia Cardiaca (BPM)	SPO2 (%)	Temperatura Corporal (°C)
2025-01-06 18:47:22	120,52	94	36,6
2025-01-06 18:47:17	121,38	94	36,61
2025-01-06 18:47:12	130,56	94	36,6
2025-01-06 18:47:08	125,58	94	36,59
2025-01-06 18:47:02	128,2	94	36,58
2025-01-06 18:47:01	132,32	93	36,57
2025-01-06 18:46:52	120,4	95	36,58
2025-01-06 18:46:47	132,5	96	36,58
2025-01-06 18:46:42	130,48	95	36,57
2025-01-06 18:46:37	131,38	94	36,56
2025-01-06 18:46:32	128,82	94	36,57
2025-01-06 18:46:27	135,54	94	36,56
2025-01-06 18:46:22	130,22	94	36,57
2025-01-06 18:46:17	129,84	94	36,58
2025-01-06 18:46:12	127,68	94	36,57
2025-01-06 18:46:07	120,3	94	36,56

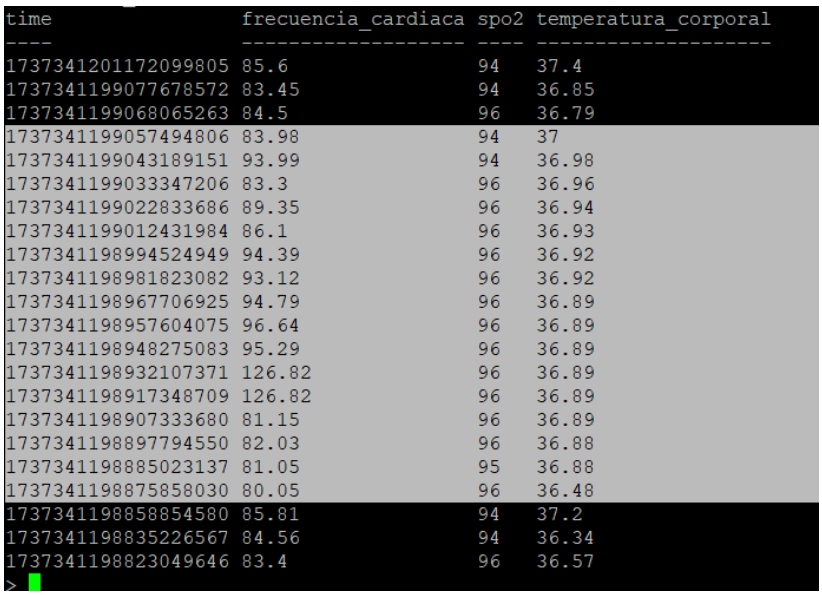


```
name: mqtt_consumer
time                frecuencia_cardiaca spo2 temperatura_corporal
----                ------------------- ---- --------------------
1737340946064173538 132.25              94   36.89
1737340944937132127 130.81              94   36.7
1737340944923324017 121.52              94   36.45
1737340944913657418 120.3               94   36.56
1737340944903984006 127.68              94   36.57
1737340944874214953 129.84              94   36.58
1737340944863936755 130.22              94   36.57
1737340944854433719 135.54              94   36.56
1737340944844093373 128.82              94   36.57
1737340944831934281 131.38              94   36.56
1737340944822524366 130.48              95   36.57
1737340944802543691 132.5               96   36.58
1737340944788442889 120.4               95   36.58
1737340944776892433 132.32              93   36.57
1737340944764036896 128.2               94   36.58
1737340944749516661 125.58              94   36.59
1737340944739773363 130.56              94   36.6
1737340944724163520 121.38              94   36.61
1737340944712422935 120.52              94   36.6
1737340944699258304 125.45              94   36.5
1737340944687383332 131.15              94   36.65
1737340944677060166 132.52              94   36.72
>
```

Figura 42. Datos registrados por el prototipo durante la actividad deportiva jugador 1.

Tabla 20. Datos registrados del prototipo de los signos vitales en reposos jugador 1.

Tiempo	Frecuencia Cardiaca (BPM)	SPO2 (%)	Temperatura Corporal (°C)
2025-01-06 22:14:57	80,05	96	36,48
2025-01-06 22:14:56	81,05	95	36,88
2025-01-06 22:14:55	82,03	96	36,88
2025-01-06 22:14:54	81,15	96	36,89
2025-01-06 22:14:53	126,82	96	36,89
2025-01-06 22:14:52	126,82	96	36,89
2025-01-06 22:14:51	95,29	96	36,89
2025-01-06 22:14:50	96,64	96	36,89
2025-01-06 22:14:49	94,79	96	36,89
2025-01-06 22:14:48	93,12	96	36,92
2025-01-06 22:14:47	94,39	96	36,92
2025-01-06 22:14:46	86,1	96	36,93
2025-01-06 22:14:45	89,35	96	36,94
2025-01-06 22:14:44	83,3	96	36,96
2025-01-06 22:14:43	93,99	94	36,98
2025-01-06 22:14:42	83,98	94	37



time	frecuencia_cardiaca	spo2	temperatura_corporal
1737341201172099805	85.6	94	37.4
1737341199077678572	83.45	94	36.85
1737341199068065263	84.5	96	36.79
1737341199057494806	83.98	94	37
1737341199043189151	93.99	94	36.98
1737341199033347206	83.3	96	36.96
1737341199022833686	89.35	96	36.94
1737341199012431984	86.1	96	36.93
1737341198994524949	94.39	96	36.92
1737341198981823082	93.12	96	36.92
1737341198967706925	94.79	96	36.89
1737341198957604075	96.64	96	36.89
1737341198948275083	95.29	96	36.89
1737341198932107371	126.82	96	36.89
1737341198917348709	126.82	96	36.89
1737341198907333680	81.15	96	36.89
1737341198897794550	82.03	96	36.88
1737341198885023137	81.05	95	36.88
1737341198875858030	80.05	96	36.48
1737341198858854580	85.81	94	37.2
1737341198835226567	84.56	94	36.34
1737341198823049646	83.4	96	36.57

Figura 43. Datos registrados por el prototipo durante reposo jugador 1.

Tabla 21. Datos registrados del prototipo de los signos vitales durante la actividad deportiva jugador 2.

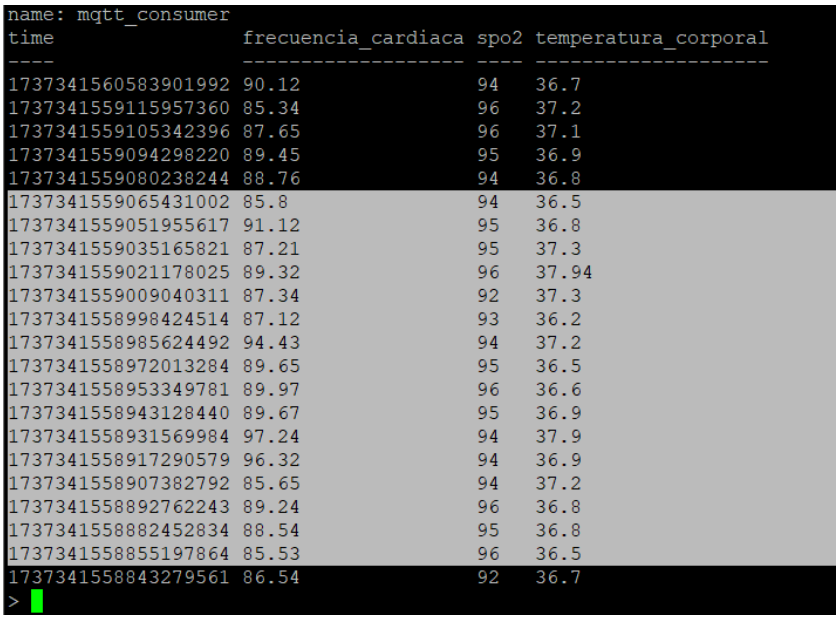
Tiempo	Frecuencia Cardiaca (BPM)	SPO2 (%)		Temperatura Corporal (°C)
2025-01-07 16:37:22	135,32	96		36,9
2025-01-07 16:37:17	120,3	95		37,2
2025-01-07 16:37:12	135,56	96		36,4
2025-01-07 16:37:08	126,58	93		37,4
2025-01-07 16:37:02	145,59	92		36,8
2025-01-07 16:37:01	112,67	94		35,7
2025-01-07 16:36:52	134,59	95		36,5
2025-01-07 16:36:47	140,46	97		36,8
2025-01-07 16:36:42	135,67	96		37,2
2025-01-07 16:36:37	138,32	96		37,5
2025-01-07 16:36:32	115,54	95		36,7
2025-01-07 16:36:27	148,33	93		37,5
2025-01-07 16:36:22	123,38	92		36,7
2025-01-07 16:46:17	143,34	96		36,8
2025-01-07 16:36:12	130,38	95		36,7
2025-01-07 16:36:07	124,43	94		36,6

```
name: mqtt_consumer
time                frecuencia_cardiaca spo2 temperatura_corporal
----                ------------------- ---- --------------------
1737341377628838858 125.78              93   36.7
1737341376556857707 140.32              97   36.9
1737341376543624301 129.12              94   36.8
1737341376530725069 123.67              95   36.6
1737341376517247907 137.45              96   37
1737341376500918704 124.43              94   36.6
1737341376484952006 130.38              95   36.7
1737341376474712128 143.34              96   36.8
1737341376464545410 123.38              92   36.7
1737341376452284417 148.33              93   37.5
1737341376440184150 115.54              95   36.7
1737341376422240222 138.32              96   37.5
1737341376410710756 135.67              96   37.2
1737341376400369609 140.46              97   36.8
1737341376388809201 134.59              95   36.5
1737341376374065486 112.67              94   35.7
1737341376364271605 145.59              92   36.8
1737341376335363234 126.58              93   37.4
1737341376325500137 135.56              96   36.4
1737341376315732661 120.3               95   37.2
1737341376303022430 135.32              96   36.9
1737341376293423513 119.88              93   36.4
>
```

Figura 44. Datos registrados por el prototipo durante la actividad deportiva jugador 2.

Tabla 22. Datos registrados del prototipo de los signos vitales en reposos jugador 2.

Tiempo	Frecuencia Cardiaca (BPM)	SPO2 (%)	Temperatura Corporal (°C)
2025-01-07 17:47:22	85,53	96	36,5
2025-01-07 17:47:17	88,54	95	36,8
2025-01-07 17:47:12	89,24	96	36,8
2025-01-07 17:47:08	85,65	94	37,2
2025-01-07 17:47:02	96,32	94	36,9
2025-01-07 17:47:01	97,24	94	37,9
2025-01-07 17:46:52	89,67	95	36,9
2025-01-07 17:46:47	89,97	96	36,6
2025-01-07 17:46:42	89,65	95	36,5
2025-01-07 17:46:37	94,43	94	37,2
2025-01-07 17:46:32	87,12	93	36,2
2025-01-07 17:46:27	87,34	92	37,3
2025-01-07 17:46:22	89,32	96	37,94
2025-01-07 17:46:17	87,21	95	37,3
2025-01-07 17:46:12	91,12	95	36,8
2025-01-07 17:46:07	85,8	94	36,5



```
name: mqtt_consumer
time                frecuencia_cardiaca spo2 temperatura_corporal
----                ------------------- ---- --------------------
1737341560583901992 90.12               94   36.7
1737341559115957360 85.34               96   37.2
1737341559105342396 87.65               96   37.1
1737341559094298220 89.45               95   36.9
1737341559080238244 88.76               94   36.8
1737341559065431002 85.8                94   36.5
1737341559051955617 91.12               95   36.8
1737341559035165821 87.21               95   37.3
1737341559021178025 89.32               96   37.94
1737341559009040311 87.34               92   37.3
1737341558998424514 87.12               93   36.2
1737341558985624492 94.43               94   37.2
1737341558972013284 89.65               95   36.5
1737341558953349781 89.97               96   36.6
1737341558943128440 89.67               95   36.9
1737341558931569984 97.24               94   37.9
1737341558917290579 96.32               94   36.9
1737341558907382792 85.65               94   37.2
1737341558892762243 89.24               96   36.8
1737341558882452834 88.54               95   36.8
1737341558855197864 85.53               96   36.5
1737341558843279561 86.54               92   36.7
>
```

Figura 45. Datos registrados por el prototipo durante reposo deportiva jugador 2.

3.12 Resultados

3.12.1 Mediciones en reposo

Una vez que se concluyó con el proceso de las pruebas de funcionamiento del prototipo, tanto el almacenamiento y la visualización de la información, se procede a verificar la precisión y porcentajes de errores, tomando como referencia equipos

utilizados comúnmente para medir los valores de temperatura corporal, frecuencia cardiaca y SPO2, como se evidencia en la Figura 46 y la Figura 47.



Figura 46. Toma de datos - equipo médico para temperatura corporal (reposo) jugador 1 y jugador 2.



Figura 47. Toma de datos - equipo médico para frecuencia cardiaca y spo2 (reposo) jugador 1 y jugador 2.

En la Tabla 23 y Tabla 24 muestran las mediciones presentadas fueron obtenidas con un intervalo de captura de datos cada 5 segundos para ambos jugadores. Estas mediciones se realizaron durante un período en el que los jugadores permanecieron en

reposo absoluto, asegurando así que los datos reflejaran únicamente las condiciones basales de los sujetos, sin influencias externas derivadas de actividad física o estrés.

Tabla 23. Datos de equipos médicos profesionales durante el reposo jugador 1.

Tiempo	Frecuencia Cardiaca (BPM)	SPO2 (%)	Temperatura Corporal (°C)
2025-01-06 22:14:57	85	92	36,1
2025-01-06 22:14:56	84	92	36,2
2025-01-06 22:14:55	83	93	36,4
2025-01-06 22:14:54	82	93	36,3
2025-01-06 22:14:53	85	93	36,4
2025-01-06 22:14:52	86	93	36,3
2025-01-06 22:14:51	85	93	36,6
2025-01-06 22:14:50	83	92	36,2
2025-01-06 22:14:49	84	92	36,5
2025-01-06 22:14:48	85	92	36,6
2025-01-06 22:14:47	85	92	36,2
2025-01-06 22:14:46	83	93	36,7
2025-01-06 22:14:45	82	93	36,4
2025-01-06 22:14:44	98	93	36,2
2025-01-06 22:14:43	96	93	36,3
2025-01-06 22:14:42	96	93	36,6

Tabla 24. Datos de equipos médicos profesionales durante el reposo jugador 2.

Tiempo	Frecuencia Cardiaca (BPM)	SPO2 (%)	Temperatura Corporal (°C)
2025-01-07 17:47:22	86	95	37,1
2025-01-07 17:47:17	85	93	37,2
2025-01-07 17:47:12	88	96	37,4
2025-01-07 17:47:08	89	97	37,3
2025-01-07 17:47:02	92	98	36,3
2025-01-07 17:47:01	95	95	36,2
2025-01-07 17:46:52	90	95	36,5
2025-01-07 17:46:47	92	93	36,4
2025-01-07 17:46:42	86	94	36,6
2025-01-07 17:46:37	87	90	36,8
2025-01-07 17:46:32	89	93	36,9
2025-01-07 17:46:27	91	96	37,1
2025-01-07 17:46:22	93	94	37,3
2025-01-07 17:46:17	90	94	36,5
2025-01-07 17:46:12	97	95	36,4
2025-01-07 17:46:07	98	96	36,8

3.12.2 Mediciones durante el entrenamiento



Figura 48. Toma de datos - equipo médico para frecuencia cardiaca y spo2 (Actividad física).

La Figura 48 evidencia la toma de datos durante la actividad física, debido a que los equipos médicos utilizados para las mediciones no se pueden utilizar durante la ejecución de un ejercicio, se optó por realizar la medición después que el jugador termine de realizar una repetición del ejercicio, lo que podría influir en la variación de los datos, mismos que se presentan en la Tabla 25 y Tabla 26.

Tabla 25. Datos equipos médicos profesionales durante la actividad física jugador 1.

Tiempo	Frecuencia Cardiaca (BPM)	SPO2 (%)	Temperatura Corporal (°C)
2025-01-06 18:47:22	116	93	36,5
2025-01-06 18:47:17	117	92	36,4
2025-01-06 18:47:12	117	92	36,2
2025-01-06 18:47:08	115	93	36,4
2025-01-06 18:47:02	117	93	36,5
2025-01-06 18:47:01	118	93	36,3
2025-01-06 18:46:52	115	94	36,5
2025-01-06 18:46:47	90	95	36,4
2025-01-06 18:46:42	86	96	36,5
2025-01-06 18:46:37	92	94	36,5
2025-01-06 18:46:32	117	93	36,2
2025-01-06 18:46:27	116	93	36,4
2025-01-06 18:46:22	118	93	36,3
2025-01-06 18:46:17	89	95	36,5
2025-01-06 18:46:12	120	95	36,2
2025-01-06 18:46:07	121	95	36,4

Tabla 26. Datos equipos médicos profesionales durante la actividad física jugador 2.

Tiempo	Frecuencia Cardiaca (BPM)	SPO2 (%)	Temperatura Corporal (°C)
2025-01-07 16:37:22	120	92	36,8
2025-01-07 16:37:17	119	95	36,6
2025-01-07 16:37:12	118	97	36,6
2025-01-07 16:37:08	125	96	36,8
2025-01-07 16:37:02	127	94	37,3
2025-01-07 16:37:01	129	94	36,7
2025-01-07 16:36:52	116	97	36,3
2025-01-07 16:36:47	99	96	36,7
2025-01-07 16:36:42	110	93	36,9
2025-01-07 16:36:37	120	95	36,5
2025-01-07 16:36:32	125	92	36,3
2025-01-07 16:36:27	129	94	36,6
2025-01-07 16:36:22	115	98	36,9
2025-01-07 16:46:17	124	97	36,6
2025-01-07 16:36:12	127	96	36,4
2025-01-07 16:36:07	119	95	36,8

Para llevar a cabo el análisis de los datos recopilados, se consideró el cálculo de errores en mediciones directas, un procedimiento esencial para estimar las posibles inexactitudes presentes en las mediciones experimentales. Este cálculo se basa en la aplicación de métodos estadísticos que permiten identificar y cuantificar las desviaciones de las mediciones respecto a sus valores reales o esperados.

El análisis se fundamenta en dos conceptos clave: el error absoluto y el error relativo. El error absoluto mide la diferencia directa entre el valor medido y el valor verdadero (medidos con equipos médicos), proporcionando una magnitud clara de la inexactitud en unidades físicas. Por su parte, el error relativo expresa esta diferencia en términos porcentuales, permitiendo evaluar la precisión de las mediciones en relación con el valor medido. Este enfoque integral es crucial para validar la calidad de los datos experimentales y garantizar que los resultados obtenidos sean fiables y representativos de las condiciones evaluadas.

Error Absoluto (e): Se define como la diferencia entre el valor verdadero Xo y el valor medido x. Su valor puede ser positivo o negativo, pero generalmente |e| << x. Matemáticamente se tiene la siguiente fórmula:[74]

$$\boldsymbol{e = Xo - x} \tag{3}$$

Donde, **Xo** representa el valor medido por el disipativo médico y **x** representa el valor medido del prototipo.

Error relativo (E): Se define como el cociente entre el valor absoluto del error absoluto **|e|,** el valor verdadero **x**, esto se multiplica por 100 para obtener el porcentaje de error, es decir:[74]

$$\boldsymbol{E} = \frac{|e|}{\boldsymbol{x}} * \mathbf{100} \tag{4}$$

3.12.3 Análisis de los resultados de los signos vitales

a. Temperatura corporal

- ***Temperatura corporal durante el entrenamiento***

Tomando en cuenta los datos mostrados en la Tabla 27 podemos decir que el sensor MLX90614 encargado de medir la temperatura corporal durante un entrenamiento o actividad física presenta un error del 0.52% en comparación con un termómetro digital, debido al movimiento que presenta el sensor en el entrenamiento no se pueden obtener mejores mediciones, entonces se obtuvo que se presenta un error absoluto del 0.19 °C, con una precisión del 99.47 %.

Tabla 27. Temperatura corporal durante la actividad deportiva jugador 1.

N°	Termómetro (°C)	Prototipo (°C)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	36,5	36,6	0,1	0,27322404
2	36,4	36,61	0,21	0,57361377
3	36,2	36,6	0,4	1,09289617
4	36,4	36,59	0,19	0,51926756
5	36,5	36,58	0,08	0,21869874
6	36,3	36,57	0,27	0,73831009
7	36,5	36,58	0,08	0,21869874
8	36,4	36,58	0,18	0,49207217
9	36,5	36,57	0,07	0,19141373
10	36,5	36,56	0,06	0,16411379
11	36,2	36,57	0,37	1,01175827
12	36,4	36,56	0,16	0,43763676
13	36,3	36,57	0,27	0,73831009
14	36,5	36,58	0,08	0,21869874
15	36,2	36,57	0,37	1,01175827
16	36,4	36,56	0,16	0,43763676
			0,190625	**0,52113173**

Para el jugador 2 los datos mostrados en la Tabla 28, se puede decir que el sensor de temperatura corporal durante un entrenamiento o actividad física presenta un error del 1,15% en comparación con un termómetro digital, entonces se obtuvo que se presenta un error absoluto del 0.42 °C, con una precisión del 98.85 %.

Tabla 28. Temperatura corporal durante la actividad deportiva jugador 2.

N°	Termómetro (°C)	Prototipo (°C)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	36,8	36,9	0,1	0,27100271
2	36,6	37,2	0,6	1,61290323
3	36,6	36,4	0,2	0,54945055
4	36,8	37,4	0,6	1,60427807
5	37,3	36,8	0,5	1,35869565
6	36,7	35,7	1	2,80112045
7	36,3	36,5	0,2	0,54794521
8	36,7	36,8	0,1	0,27173913
9	36,9	37,2	0,3	0,80645161
10	36,5	37,5	1	2,66666667
11	36,3	36,7	0,4	1,08991826
12	36,6	37,5	0,9	2,4
13	36,9	36,7	0,2	0,54495913
14	36,6	36,8	0,2	0,54347826
15	36,4	36,7	0,3	0,81743869
16	36,8	36,6	0,2	0,54644809
			0,425	**1,15203098**

- ***Temperatura corporal durante el reposo***

Con base en los datos presentados en la Tabla 29, se puede concluir que el sensor utilizado para medir la temperatura corporal durante los periodos de reposo mostró un error del 1,39 % en comparación con las mediciones realizadas con un termómetro digital.

Este nivel de error puede atribuirse a la ubicación del sensor, ya que factores como el contacto imperfecto con la piel y los movimientos mínimos del sujeto evaluado pueden influir en la precisión de las lecturas.

A pesar de estas limitaciones, el análisis reveló un error absoluto de 0,51 °C, lo que indica que, aunque no se logran valores completamente exactos, las mediciones permanecen dentro de un rango aceptable para aplicaciones prácticas.

Además, el sistema alcanzó un nivel de precisión del 98,61 %, destacando su capacidad para proporcionar resultados consistentes y confiables en condiciones de reposo.

Tabla 29. Temperatura corporal durante el reposo jugador 1.

N°	Termómetro (°C)	Prototipo (°C)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	36,1	36,48	0,38	1,041666667
2	36,2	36,88	0,68	1,843817787
3	36,4	36,88	0,48	1,301518438
4	36,3	36,89	0,59	1,599349417
5	36,4	36,89	0,49	1,328273245
6	36,3	36,89	0,59	1,599349417
7	36,6	36,89	0,29	0,7861209
8	36,2	36,89	0,69	1,87042559
9	36,5	36,89	0,39	1,057197072
10	36,6	36,92	0,32	0,866738895
11	36,2	36,92	0,72	1,950162514
12	36,7	36,93	0,23	0,622799892
13	36,4	36,94	0,54	1,461829995
14	36,2	36,96	0,76	2,056277056
15	36,3	36,98	0,68	1,838831801
16	36,6	37	0,4	1,081081081
			0,5143	**1,3940**

Con base en los datos correspondientes al jugador 2, mostrados en la Tabla 30, se puede concluir que el sensor utilizado para medir la temperatura corporal en períodos de reposo presentó un error del 1,39 % en comparación con las mediciones realizadas con un termómetro digital.

Este nivel de error puede atribuirse a la ubicación del sensor durante las mediciones, lo que dificulta obtener valores más precisos debido a factores como el contacto imperfecto con la piel o pequeños movimientos del sujeto evaluado.

A pesar de estas limitaciones, el análisis indicó que el error absoluto fue de 0,51 °C, lo cual demuestra que, aunque las mediciones no son completamente exactas, se mantienen dentro de un rango aceptable para aplicaciones prácticas.

Además, el sistema alcanzó un nivel de precisión del 98,61 %, lo que subraya su capacidad para ofrecer resultados consistentes en condiciones reales de reposo.

Tabla 30. Temperatura corporal durante el reposo jugador 2.

N°	Termómetro (°C)	Prototipo (°C)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	37,1	36,5	0,6	1,64383562
2	37,2	36,8	0,4	1,08695652
3	37,4	36,8	0,6	1,63043478
4	37,3	37,2	0,1	0,2688172
5	36,3	36,9	0,6	1,62601626
6	36,2	37,9	1,7	4,48548813
7	36,5	36,9	0,4	1,08401084
8	36,4	36,6	0,2	0,54644809
9	36,6	36,5	0,1	0,2739726
10	36,8	37,2	0,4	1,07526882
11	36,9	36,2	0,7	1,93370166
12	37,1	37,3	0,2	0,53619303
13	37,3	37,94	0,64	1,68687401
14	36,5	37,3	0,8	2,14477212
15	36,4	36,8	0,4	1,08695652
16	36,8	36,5	0,3	0,82191781
			0,50875	1,370729

b. Frecuencia cardiaca

- ***Frecuencia cardiaca durante el entrenamiento***

Partiendo de los datos mostrados en la Tabla 31, podemos decir que el sensor de frecuencia cardiaca durante el entrenamiento presenta un error del 13,58 %, esto se puede dar debido a su ubicación, lo cual no permite obtener una medición más exacta o valores más precisos, por ende, se tiene que tenemos un error absoluto del 17,69 BPM, teniendo una precisión del 86.42 % durante la actividad deportiva.

Tabla 31. Frecuencia cardiaca durante la actividad deportiva jugador 1.

N°	Oxímetro (BPM)	Prototipo (BMP)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	116	120,52	4,52	3,750414869
2	117	121,38	4,38	3,608502224
3	117	130,56	13,56	10,38602941
4	115	125,58	10,58	8,424908425
5	117	128,2	11,2	8,736349454
6	118	132,32	14,32	10,82224909
7	115	120,4	5,4	4,485049834
8	90	132,5	42,5	32,0754717
9	86	130,48	44,48	34,08951563
10	92	131,38	39,38	29,97412087
11	117	128,82	11,82	9,175593852
12	116	135,54	19,54	14,41640844
13	118	130,22	12,22	9,384119183
14	89	129,84	40,84	31,45409735
15	120	127,68	7,68	6,015037594
16	121	120,3	0,7	0,581878637
			17,695	**13,58623416**

Gracias a los datos del jugador 2 mostrados en la Tabla 32 , se puede determinar que el sensor utilizado para medir la frecuencia cardíaca durante el entrenamiento mostró un error del 11,11 %. Este margen de error puede estar relacionado con factores como el movimiento constante del jugador durante la actividad física, lo que dificulta la obtención de lecturas más exactas debido a las vibraciones y cambios de posición del sensor.

Además, se calculó un error absoluto de 15 BPM, lo que indica la diferencia promedio entre las mediciones registradas por el sensor y los valores de referencia. A pesar de este margen de inexactitud, el sistema demostró una precisión del 88,89 %, lo que lo posiciona como una herramienta útil para el monitoreo de la frecuencia cardíaca en condiciones de esfuerzo físico intenso.

Tabla 32. Frecuencia cardiaca durante la actividad deportiva jugador 2.

N°	Oxímetro (BPM)	Prototipo (BMP)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	120	135,32	15,32	11,3213124
2	119	120,3	1,3	1,08063175
3	118	135,56	17,56	12,9536737
4	125	126,58	1,58	1,24822247
5	127	145,59	18,59	12,7687341
6	129	112,67	16,33	14,493654
7	116	134,59	18,59	13,8123189
8	99	140,46	41,46	29,5173003
9	110	135,67	25,67	18,920911
10	120	138,32	18,32	13,2446501
11	125	115,54	9,46	8,18764064
12	129	148,33	19,33	13,0317535
13	115	123,38	8,38	6,79202464
14	124	143,34	19,34	13,4923957
15	127	130,38	3,38	2,59242215
16	119	124,43	5,43	4,36389938
			15,0025	**11,1138466**

- ***Frecuencia cardiaca durante el reposo***

Con base en la Tabla 33 se deduce que la frecuencia cardiaca en el momento que el deportista se encuentra en reposo se presenta un error del 11,31% en comparación con el Oxímetro, tomando en cuenta que al sensor usado para la medición le puede afectar la intensidad de la luz ambiental, se obtuvo un error absoluto de 11,48 BPM, entonces obtenemos un 88,87% de precisión del sistema.

Tabla 33. Análisis de datos de frecuencia cardiaca durante reposo jugador 1.

N°	Oxímetro (BPM)	Prototipo (BMP)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	85	80,05	4,95	6,183
2	84	81,05	2,95	3,639
3	83	82,03	0,97	1,182
4	82	81,15	0,85	1,047
5	85	126,82	41,82	32,975
6	86	126,82	40,82	32,187
7	85	95,29	10,29	10,798
8	83	96,64	13,64	14,114
9	84	94,79	10,79	11,383
10	85	93,12	8,12	8,719
11	85	94,39	9,39	9,948
12	83	86,1	3,1	3,600
13	82	89,35	7,35	8,226
14	98	83,3	14,7	17,647
15	96	93,99	2,01	2,138
16	96	83,98	12,02	14,312
			11,485	**11,131**

Gracias a la Tabla 34 se puede decir que la frecuencia cardiaca del jugador 2 en el momento en que se encuentra en reposo se presenta un error del 4,09% en comparación con el Oxímetro, se obtuvo un error absoluto de 3,66 BPM, entonces se obtuvo un 95,91% de precisión del sistema.

Tabla 34. Frecuencia cardiaca durante reposo jugador 2.

N°	Oxímetro (BPM)	Prototipo (BMP)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	86	85,53	0,47	0,54951479
2	85	88,54	3,54	3,99819291
3	88	89,24	1,24	1,38951143
4	89	85,65	3,35	3,91126678
5	92	96,32	4,32	4,48504983
6	95	97,24	2,24	2,30357877
7	90	89,67	0,33	0,36801606
8	92	89,97	2,03	2,25630766
9	86	89,65	3,65	4,07138873
10	87	94,43	7,43	7,8682622
11	89	87,12	1,88	2,15794307
12	91	87,34	3,66	4,19051981
13	93	89,32	3,68	4,12001791
14	90	87,21	2,79	3,19917441
15	97	91,12	5,88	6,45302897
16	98	85,8	12,2	14,2191142
			3,668125	**4,09630547**

c. Saturación de oxígeno (SPO2)

- ***Saturación de oxígeno (SPO2) durante el entrenamiento***

Con base en los resultados que nos brinda la Tabla 35, deducimos que el sensor que mida la saturación de oxígeno (SpO2), presenta un error absoluto del 1 %. y un error relativo del 1.06 %. Este comportamiento puede deberse a factores como el ajuste insuficiente del sensor contra la piel, lo que puede interferir en la lectura precisa de los datos. A pesar de estas limitaciones, el prototipo logra aproximarse al valor real, alcanzando un nivel de precisión del 98,94 %.

Tabla 35. Saturación de oxígeno durante la actividad deportiva jugador 1.

N°	Oxímetro (%)	Prototipo (%)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	93	94	1	1,06382979
2	92	94	2	2,12765957
3	92	94	2	2,12765957
4	93	94	1	1,06382979
5	93	94	1	1,06382979
6	93	93	0	0
7	94	95	1	1,05263158
8	95	96	1	1,04166667
9	96	95	1	1,05263158
10	94	94	0	0
11	93	94	1	1,06382979
12	93	94	1	1,06382979
13	93	94	1	1,06382979
14	95	94	1	1,06382979
15	95	94	1	1,06382979
16	95	94	1	1,06382979
			1	**1,06104482**

Con base en los resultados que nos dio el jugador 2 ilustrados en la Tabla 36 , se concluye que el sensor utilizado para medir la saturación de oxígeno (SpO2) mostró un error absoluto de 1,31 % y un error relativo de 1,38 %. Estos valores reflejan un buen nivel de precisión en las mediciones realizadas durante las actividades deportivas.

El prototipo demostró ser capaz de aproximarse de manera confiable a los valores reales registrados por dispositivos de referencia, alcanzando un nivel de precisión del 98,62 %. Este rendimiento destaca la eficacia del sensor para monitorear la saturación de oxígeno en condiciones dinámicas, proporcionando datos relevantes para el análisis del estado físico y el desempeño del jugador.

Tabla 36. Saturación de oxígeno durante la actividad deportiva jugador 2.

N°	Oxímetro (%)	Prototipo (%)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	92	96	4	4,16666667
2	95	95	0	0
3	97	96	1	1,04166667
4	96	94	2	2,12765957
5	94	94	0	0
6	94	94	0	0
7	97	95	2	2,10526316
8	96	96	0	0
9	93	95	2	2,10526316
10	95	94	1	1,06382979
11	92	93	1	1,07526882
12	94	92	2	2,17391304
13	98	96	2	2,08333333
14	97	95	2	2,10526316
15	96	95	1	1,05263158
16	95	94	1	1,06382979
			1,3125	1,3852868

- ***Saturación de oxígeno (SPO2) durante el reposo***

Teniendo en cuenta los datos de la Tabla 37, el sensor dedicado a medir la saturación de oxígeno (SpO2), presenta un error absoluto del 3,06 y un error relativo del 3.19 %. Este comportamiento puede deberse a factores como la intensidad de la luz ambiental, lo que puede interferir en la adquisición precisa de los datos. A pesar de estas limitaciones, el prototipo logra aproximarse al valor real, alcanzando un nivel de precisión del 96.81 %.

Tabla 37. Saturación de oxígeno durante reposo jugador 1.

N°	Oxímetro (%)	Prototipo (%)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	92	96	4	4,167
2	92	95	3	3,157
3	93	96	3	3,125
4	93	96	3	3,125
5	93	96	3	3,125
6	93	96	3	3,125
7	93	96	3	3,125
8	92	96	4	4,167
9	92	96	4	4,167
10	92	96	4	4,167
11	92	96	4	4,167
12	93	96	3	3,125
13	93	96	3	3,125
14	93	96	3	3,125
15	93	94	1	1,063
16	93	94	1	1,063
			3,0625	**3,19493048**

Teniendo en cuenta los datos del jugador 2 evidenciados en la Tabla 38,se presenta un error absoluto del 1,75% y un error relativo del 1,85 %. El prototipo logra aproximarse al valor real, alcanzando un nivel de precisión del 98,15%.

Tabla 38. Saturación de oxígeno durante reposo jugador 2.

N°	Oxímetro (%)	Prototipo (%)	Error Absoluto (e)	Error Relativo (E)
1	95	96	1	1,04166667
2	93	95	2	2,10526316
3	96	96	0	0
4	97	94	3	3,19148936
5	98	94	4	4,25531915
6	95	94	1	1,06382979
7	95	95	0	0
8	93	96	3	3,125
9	94	95	1	1,05263158
10	90	94	4	4,25531915
11	93	93	0	0
12	96	92	4	4,34782609
13	94	96	2	2,08333333
14	94	95	1	1,05263158
15	95	95	0	0
16	96	94	2	2,12765957
			1,75	**1,85637309**

d. Señales electromiográficas

- ***Señales electromiográficas durante el reposo***

Para determinar una miopatía es muy importante medir los potenciales musculares del jugador en reposo, para esto se tomó la muestra de 2 jugadores del equipo, para validar los datos tomados se requirió ayuda de profesionales médicos, en este caso fue el Dr. Robinson Carrasco, quien nos ayudó a interpretar los datos que nos presentan las gráficas.



Figura 49. Señales EMG durante reposo pierna izquierda jugador 1.

El Dr. Robinson Carrasco nos indica que en la Figura 49 y Figura 50 se observan picos significativos, esto se debe a los movimientos involuntarios del músculo, como temblores o pequeños ajustes de postura, incluso por la activación muscular leve cuando el músculo realiza contracciones momentáneas involuntarias, después de esos picos se puede observar que las señales vuelven rápidamente a un estado basal, lo que significa que el reposo muscular es predominante.



Figura 50. Señales EMG durante el reposo pierna derecha jugador 1.

Estas señales pueden incluir un ruido de baja amplitud, que puede ser producido por limitaciones en la calidad del sensor, o la interferencia en la adquisición de la señal.

- ***Señales electromiográficas durante el entrenamiento***

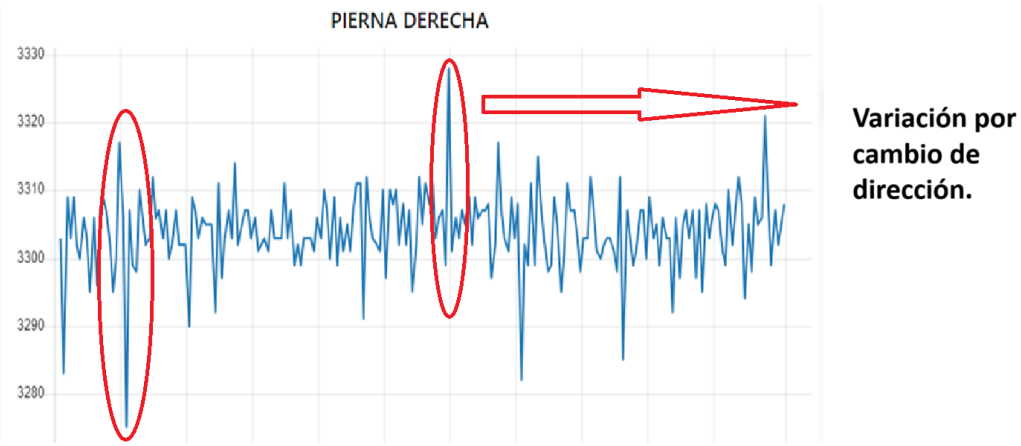


Figura 51. Señales EMG durante el entrenamiento pierna derecha jugador 1.

En la Figura 51 y Figura 52 se puede observar picos significativos en momentos específicos, con amplitudes cercanas al límite superior, estos picos pueden estar

asociados con movimientos de alta intensidad o contracciones musculares más fuertes. La señal muestra un patrón oscilatorio con variaciones frecuentes, lo que indica actividad muscular constante durante el período de monitoreo.



Figura 52. Señales EMG durante el entrenamiento pierna izquierda jugador 1.

En comparación con una señal EMG en reposo

La señal durante el entrenamiento tiene un rango de amplitud mayor debido a las contracciones musculares activas, los picos ocurren con mayor frecuencia, lo que es típico durante movimientos dinámicos, a diferencia de un estado de reposo, donde el músculo tiene un nivel basal constante, aquí la señal varía significativamente.

Las oscilaciones constantes indican que el músculo está siendo activado repetidamente, posiblemente debido a movimientos rítmicos, como en este caso en que el jugador se encuentra corriendo, los picos más altos pueden corresponder a momentos de mayor esfuerzo muscular, como un cambio de dirección, además existen períodos de amplitud ligeramente menor, que podrían representar momentos de relajación parcial o menor esfuerzo.

- ***Señales electromiográficas durante el reposo***

Según el Dr. Carrasco la Figura 53 y Figura 54 nos muestra las señales EMG de ambas piernas presentan valores constantes y estables en un rango cercano, este comportamiento es esperado, ya que los músculos no están siendo activados voluntariamente. Las pequeñas variaciones observadas en el rango basal, presentando

al final una variación del potencial debido a que el jugador realizó movimientos para comprar el funcionamiento del prototipo.

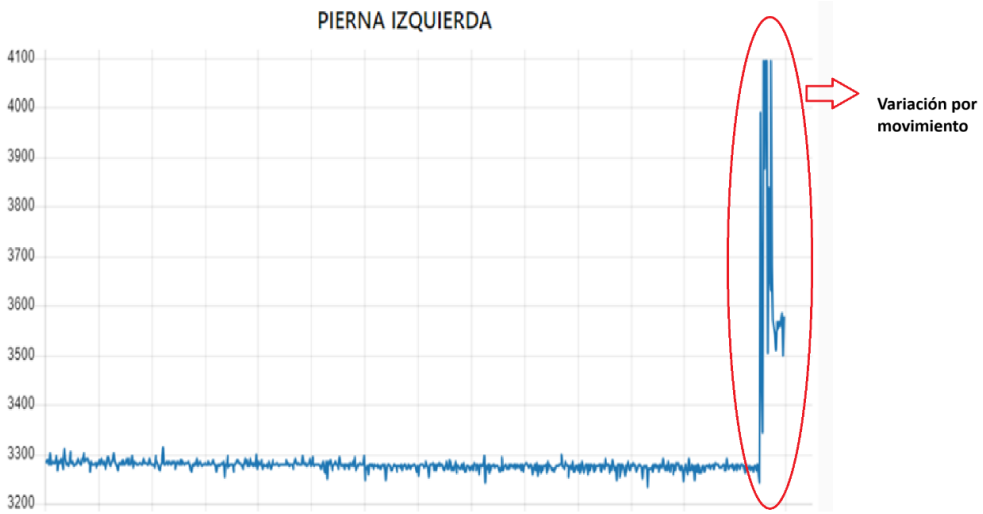


Figura 53. Señales EMG durante el reposo pierna izquierda jugador 2.

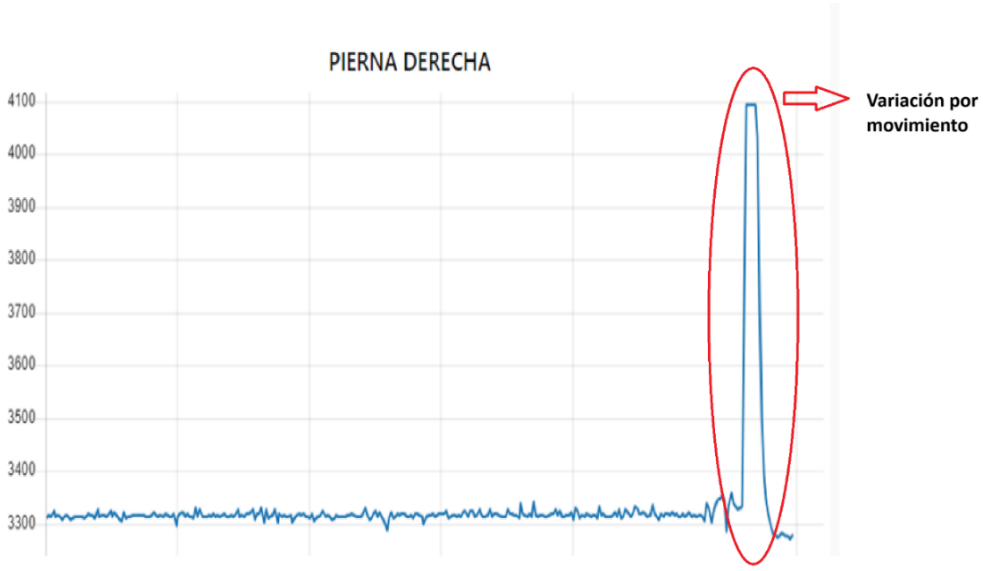


Figura 54. Señales EMG durante el reposo pierna derecha jugador2.

- ***Señales electromiográficas durante el entrenamiento***

Durante la actividad deportiva, las señales EMG muestran patrones dinámicos con variaciones significativas en comparación con el estado de reposo, las fluctuaciones corresponden a contracciones musculares asociadas con la ejecución de movimientos, cambios de dirección, y ajustes posturales típicos del ejercicio.

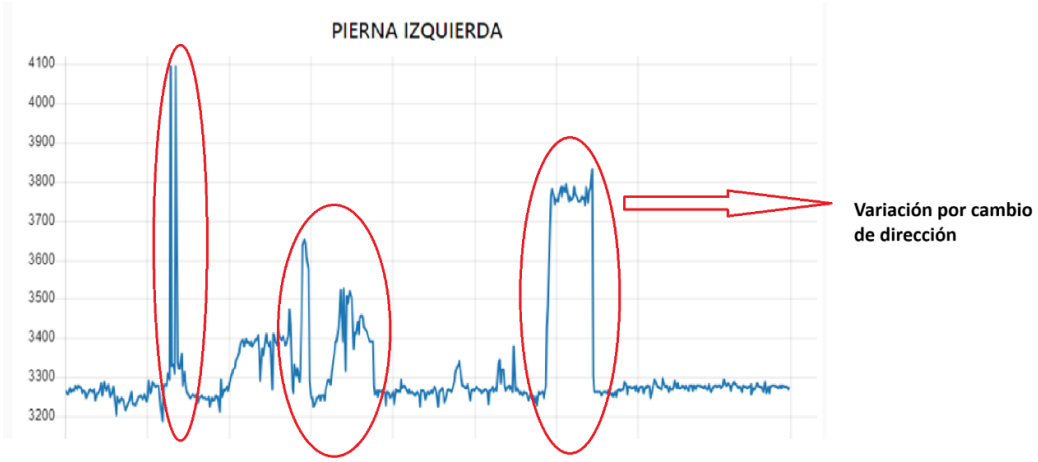


Figura 55. Señales EMG durante el entrenamiento pierna izquierda jugador 2.

Se destacan picos específicos marcados por el cambio de dirección en la actividad, entre los picos más destacados, en la Figura 55 correspondiente a la pierna izquierda se observan oscilaciones menores, lo que sugiere contracciones continuas, pero con menor intensidad en comparación con la pierna derecha como se muestran en la Figura 56.

Estos reflejan un aumento en la activación muscular para estabilizar la pierna y realizar el cambio de trayectoria, además al final del gráfico, la señal retorna a un nivel más bajo, lo que puede reflejar un momento de menor actividad muscular o transición a un estado de reposo cuando el jugador 2 se detuvo a descansar.



Figura 56. Señales EMG durante el entrenamiento pierna derecha jugador 2.

Comparación entre Pierna Derecha e Izquierda

La pierna derecha presenta picos más pronunciados y cortos, lo que puede sugerir que soporta mayor carga o esfuerzo durante momentos clave de la actividad, podría indicar que esta pierna tiene mayor participación en movimientos intensos o explosivos. Mientras que en la pierna izquierda los picos son más sostenidos y menos pronunciados, indicando una participación más equilibrada o de soporte, esto podría reflejar un rol estabilizador durante los cambios de dirección.

Además, ambos gráficos muestran cuando se realizó el cambio de dirección, ya que los dos gráficos muestran picos altos y sostenidos asociados con la activación muscular necesaria para realizar cambios de dirección en la actividad.

Como se mencionó antes la pierna derecha podría estar realizando movimientos más explosivos, mientras que la izquierda actúa principalmente como estabilizadora, las oscilaciones pequeñas entre los picos mayores reflejan el esfuerzo constante de los músculos para mantener el equilibrio y la estabilidad durante la actividad.

3.13 Análisis de resultados

3.13.1 Temperatura corporal

Como nos indica la Tabla 17, la temperatura corporal del cuerpo humano se mantiene dentro de los rangos de 36 °C y 37,5 °C, tomando en cuenta esto podemos decir que:

a. Temperatura corporal del Jugador 1:

- ***Temperatura durante el entrenamiento:***

Los datos muestran valores promedio cercanos a 36.57 °C, con un error absoluto de 0.19 °C y una precisión del 99.47%. La variación entre las mediciones puede atribuirse al movimiento del sensor o a la ubicación durante el entrenamiento, ya que estas condiciones dificultan mediciones completamente estables.

Las mediciones permanecen dentro del rango considerado normal para la actividad física, que es de 36.5 °C a 37.5 °C. Tomando en cuenta estas mediciones, deducimos

que están dentro del rango adecuado y el jugador 1 no presenta signos de hipertermia ni sobrecalentamiento.

- ***Temperatura durante el reposo:***

La temperatura promedio es de 36.89 °C, con un error absoluto de 0.51 °C y una precisión del 98.61%. Estos valores también se encuentran en el rango normal para el reposo. El rango de temperatura medido está dentro de lo esperado para el reposo, entre 36.3 °C y 37.0 °C, lo que indica un estado basal normal para el jugador 1. La variabilidad en las mediciones en reposo podría deberse a pequeñas diferencias en la ubicación del sensor, ya que la medición de temperatura requiere un contacto estable para obtener datos más precisos.

b. Temperatura corporal del Jugador 2:

- ***Temperatura durante el entrenamiento:***

El error absoluto promedio de 0.42 °C muestra que el prototipo es ligeramente menos preciso en este caso, aunque los resultados siguen siendo altamente confiables con una precisión cercana al 98.85%. Las temperaturas medidas se encuentran dentro del rango adecuado para la actividad física, sin indicios de sobrecalentamiento.

El error relativo podría estar relacionado con un ajuste insuficiente del sensor durante el entrenamiento, lo cual podría ser mejorado en futuras implementaciones.

- ***Temperatura durante el reposo:***

Los valores obtenidos muestran una desviación promedio de 0.51 °C, similar a la registrada en reposo para el jugador 1. Esto refleja una consistencia en la precisión del prototipo en condiciones de reposo. El rango de temperaturas es normal y adecuado para el estado basal del jugador, indicando que no hay signos de fiebre o hipotermia.

Todos estos datos están reflejados en la Tabla 39 en la cual se realiza una comparación de la saturación de oxígeno que tiene cada jugador.

Tabla 39. Comparación de la temperatura corporal por jugador.

Condición	Jugador 1 (Termómetro)	Jugador 1 (Prototipo)	Error Absoluto (°C)	Jugador 2 (Oxímetro)	Jugador 2 (Prototipo)	Error Absoluto (%)
Entrenamiento	36,38 °C	36,57 °C	0,19	36,66 °C	36,80 °C	0,42
Reposo	36,48 °C	36,89 °C	0,51	36,70 °C	36,94 °C	0,51

3.13.2 Frecuencia cardiaca

Para determinar las zonas de frecuencia cardíaca es esencial para evaluar el nivel de esfuerzo físico y monitorear el rendimiento de los jugadores. Estas zonas se calculan como un porcentaje, de la frecuencia cardíaca máxima (FCM), que se estima mediante la fórmula:

$$\boldsymbol{FCM = 220 - Edad_{jugador}} \quad (5)$$

Jugador 1 (22 años):

$$FCM = 220 - Edad_{jugador} = 220 - 22 = 198\, BPM$$

Jugador 2 (19 años):

$$FCM = 220 - Edad_{jugador} = 220 - 19 = 201\, BPM$$

Rangos de zonas cardiacas:

Se realizó el cálculo de los rangos de las zonas cardiacas, mismos datos que se presentan en la Tabla 40 y Tabla 41:

Tabla 40. Rangos de zonas cardiacas jugador 1.

Zonas	**Rango (BPM)**
Muy Suave	50%−60%: 99 - 119
Suave	60%−70%: 119 - 139
Moderada	70%−80%: 139 - 158
Intensa	80%−90%: 158 - 178
Muy Intensa	90%−100%: 178 - 198

Tabla 41. Rangos de zonas cardiacas jugador 2.

Zonas	Rango (BPM)
Muy Suave	50%−60%: 101-120
Suave	60%−70%: 120-141
Moderada	70%−80%: 141- 161
Intensa	80%−90%: 161- 181
Muy Intensa	90%−100%: 181 - 201

a. Jugador 1: frecuencia cardiaca

- ***Frecuencia cardiaca durante el entrenamiento***

El promedio de la frecuencia cardiaca durante el entrenamiento es de 127,68 BPM que nos indica que el jugador se encuentra en la zona moderada que varía entre el 60% - 70% de la FCM, esta zona es la encargada de quemar grasa, además es la ideal para mejorar la capacidad aeróbica y metabólica, promoviendo el consumo energético y el desarrollo de resistencia.

Este nivel de intensidad es adecuado para un entrenamiento moderado, donde el sistema cardiovascular trabaja de manera sostenida sin alcanzar límites de alta intensidad.

- ***Frecuencia cardiaca durante el reposo***

El promedio de la frecuencia cardiaca cuando el jugador se encontraba en reposo es de 94,39 BPM, que nos confirma que el jugador se encuentra en la zona suave o zona de reposo que varía del 50% - 60% de la FCM, esto refleja un estado basal y una adecuada recuperación tras la actividad física.

Este rango de frecuencia cardíaca es característico de un sistema cardiovascular saludable, sin indicios de estrés o sobrecarga durante los períodos de descanso.

b. Jugador 2: frecuencia cardiaca

- ***Frecuencia cardiaca durante el entrenamiento***

Para el jugador 2 el promedio de la frecuencia cardiaca durante el entrenamiento es de 131,36 BPM, dando como resultado que el jugador se encuentra en la zona moderada que varía entre el 60% - 70% de la FCM, para el jugador esto presenta un beneficio

durante el entrenamiento de intensidad moderada, permitiendo al cuerpo quemar grasas como fuente de energía y mejorar la eficiencia cardiovascular.

Esto refleja un balance apropiado entre carga de entrenamiento y esfuerzo físico, especialmente útil para sesiones prolongadas o estrategias de desarrollo aeróbico.

- ***Frecuencia cardiaca durante el reposo***

Para el jugador 2 el promedio de la frecuencia cardiaca cuando el jugador se encontraba en reposo es de 91,52 BPM, con esto se confirma que el jugador se encuentra en la zona suave o zona de reposo que varía del 50% - 60% de la FCM, lo que indica un estado basal normal tras la actividad física.

Este nivel de frecuencia cardíaca es esperable en deportistas jóvenes con un sistema cardiovascular adaptado al esfuerzo, lo que asegura una recuperación eficiente entre sesiones de entrenamiento.

3.13.3 Saturación de oxígeno (SPO2)

a. Jugador 1: saturación de oxígeno

- ***Saturación de oxígeno durante el entrenamiento***

La alta precisión del 98.94% asegura que el prototipo puede ser utilizado para monitorear el nivel de oxígeno durante el entrenamiento sin riesgo de interpretar datos incorrectos. Este mostró un error absoluto muy bajo, con desviaciones mínimas respecto al oxímetro. Esto indica que el sensor es confiable durante el entrenamiento.

Los valores obtenidos por el prototipo indican una saturación de oxígeno adecuada para la actividad física. Aunque el promedio del oxímetro está ligeramente por debajo del 95%, sigue siendo clínicamente aceptable en el contexto de esfuerzo físico, donde puede observarse una leve reducción de la oxigenación debido al aumento del consumo metabólico.

La desviación mínima del prototipo respecto al oxímetro (1%) indica que el dispositivo es suficientemente preciso para identificar posibles signos de hipoxemia en condiciones deportivas. Durante el entrenamiento, el jugador 1 mantiene una

oxigenación eficaz, sin evidencia de hipoxia que pueda comprometer su rendimiento o salud.

- ***Saturación de oxígeno durante el reposo***

Los valores del oxímetro indican una SpO2 levemente baja en reposo (92.94%), lo que podría reflejar factores externos como la posición del sensor o interferencias ambientales. Sin embargo, no se considera clínicamente significativo.

El prototipo sobreestima los valores, con un promedio de 96%, pero sigue proporcionando datos dentro del rango fisiológico esperado. En reposo, el jugador 1 mantiene una saturación de oxígeno adecuada para un estado basal. La discrepancia entre el prototipo y el oxímetro no afecta la capacidad del dispositivo para detectar desaturaciones graves.

b. Jugador 2: Saturación de oxígeno

- ***Saturación de oxígeno durante el entrenamiento***

La SpO2 del jugador 2 durante el entrenamiento permanece en un rango óptimo (94-96%), lo que indica que el sistema cardiovascular y respiratorio están respondiendo adecuadamente a la demanda de oxígeno durante la actividad física. El error del prototipo es clínicamente insignificante y no afecta su capacidad para detectar caídas significativas en la saturación de oxígeno.

El jugador 2 muestra una oxigenación efectiva durante el ejercicio, sin signos de hipoxia o desaturación. El prototipo es fiable para monitorear SpO2 en condiciones de entrenamiento.

- ***Saturación de oxígeno durante el reposo***

El promedio del oxímetro (94.06%) indica un nivel de oxigenación adecuado en reposo, ligeramente por debajo del valor ideal (95%), pero clínicamente normal.

El prototipo presenta un error absoluto bajo (1.75%) y registra valores dentro del rango esperado, lo que lo hace útil para detectar anomalías más graves.

En reposo, el jugador 2 mantiene una saturación de oxígeno normal. El prototipo es adecuado para monitorear el estado basal y puede detectar rápidamente cualquier desaturación significativa.

Todos estos datos están reflejados en la Tabla 42 en la cual se realiza una comparación de la saturación de oxígeno que tiene cada jugador.

Tabla 42. Comparación de la saturación de oxígeno por jugador.

Condición	Jugador 1 (Oxímetro)	Jugador 1 (Prototipo)	Error Absoluto (%)	Jugador 2 (Oxímetro)	Jugador 2 (Prototipo)	Error Absoluto (%)
Entrenamiento	93,94%	94,94%	1	94,25%	95,56%	1,31
Reposo	92,94%	96%	3.06	94,06%	95,81%	1,75

3.14 Presupuesto

El sistema de monitoreo de signos vitales y señales electromiográficas tiene un presupuesto que se calcula tomando en cuenta los costos de diseño y la fabricación del prototipo. Para la parte del diseño, se tomó en cuenta el salario de un ingeniero de Telecomunicaciones, de acuerdo con el Ministerio de Trabajo de Ecuador, este va desde los 858$, también se tomó en cuenta las horas de construcción dedicadas al prototipo, para este caso son 25 días laborables, con estos datos se calculó el salario diario.

$$\boldsymbol{Sala._{día}} = \frac{\boldsymbol{Sala._{mes}}}{\boldsymbol{Días_{Laborales}}} \qquad (6)$$

$$Sala._{día} = \frac{858}{25} = 34{,}32\$$$

Además del salió diario, se toma en cuenta las horas que tiene un día laborable (8 horas).

$$\boldsymbol{Salario_{hora}} = \frac{\boldsymbol{Salario_{día}}}{\boldsymbol{Horas_{Laborales}}} \qquad (7)$$

$$Salario_{hora} = \frac{34{,}32\ \$}{8\ horas}$$

$$Salario_{hora} = 4{,}29\ \$$$

Para el presupuesto del diseño, se calcula un total de 120 horas, que restan repartidas entre el estudio, diseño, implementación, verificación del funcionamiento y análisis de datos.

$$\boldsymbol{Presu._{diseño} = Horas_{Laborales} * salario._{hora}} \qquad (8)$$

$$Presu._{diseño} = 120 * 4{,}29$$

$$Presu._{diseño} = 514{,}9\$$$

La Tabla 43 nos detalla de forma clara los costos de los materiales utilizados para la implementación del prototipo.

Tabla 43. Presupuesto del sistema.

Ítem	Material	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
1	Raspberry Pi 4 Modelo B	1	$ 200	$ 200
2	Tarjeta microSD de 120 GB	1	$ 10	$ 10
3	Sensor MAX30100	1	$ 5	$ 5
4	Sensor MLX90614	1	$ 16	$ 16
5	Sensor AD8832	2	$ 45	$ 90
6	ESP32 NodeMCU	1	$ 12,5	$ 12,5
7	Buso de Compresión	1	$ 15	$ 15
8	Pantaloneta de Compresión	1	$ 15	$ 15
9	Cinta de tela	1	$ 5	$ 5
10	Cable de audio	1	$ 0,50	$ 1,50
11	Módulo de carga TP4056	1	$ 1,50	$ 1,50
12	Batería de Litio	1	$ 15	$ 15
			Total	$ 445

Para el presupuesto total correspondiente a la implementación del sistema de monitoreo se realiza mediante la suma del presupuesto total del diseño y el presupuesto de la implementación.

$$\boldsymbol{Presu._{total}} = \boldsymbol{Presu._{diseño}} + \boldsymbol{Presu._{Imple.}} \quad (9)$$

$$Presu._{total} = 514{,}8\ \$ + 445\ \$$$

$$Presu._{total} = 959{,}8\ \$$$

CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

Una vez concluido el presente trabajo de investigación se planteo las siguientes conclusiones:

- El presente estudio ha permitido evaluar de manera integral el estado físico y nivel de aptitud de los jugadores del equipo de fútbol amateur "Schalke 04", proporcionando información clave sobre su desempeño actual. A través de un proceso de clasificación basado en distintos niveles de aptitud, se logró identificar las capacidades individuales de cada jugador durante los entrenamientos, permitiendo un análisis detallado de su resistencia, velocidad, capacidad de reacción y desempeño técnico. Los resultados obtenidos reflejan que el equipo, conformado por 24 jugadores activos, ha experimentado un crecimiento significativo desde su fundación en 2013, fortaleciendo su nivel competitivo y logrando el ascenso a la Categoría "Primera B" en 2023. Con miras a alcanzar la "Primera A", el equipo mantiene un régimen de entrenamiento constante, respaldado por profesionales en medicina deportiva y preparación física.

- El sistema de monitoreo desarrollado cumplió con los parámetros técnicos y funcionales establecidos, logrando una implementación eficaz para la medición y análisis de signos vitales y señales electromiográficas en tiempo real. Este sistema combina sensores biomédicos de alta precisión con un diseño optimizado para garantizar la comodidad del usuario. Además, se logró capturar y procesar datos clave que permiten determinar el estado físico de los jugadores, evaluar su rendimiento durante actividades de alta intensidad y establecer medidas preventivas frente a posibles riesgos de lesiones o enfermedades. El sistema se posiciona como una herramienta innovadora que contribuye al monitoreo deportivo en entornos con recursos limitados.

- A través de una evaluación inicial, se obtuvo un diagnóstico detallado del estado físico de los jugadores. Se analizaron factores como su nivel de aptitud

física, la presencia de posibles lesiones previas y su capacidad para responder a las demandas físicas del deporte. Estos datos fueron utilizados como línea base para establecer indicadores de rendimiento y definir los parámetros de monitoreo. Además, esta evaluación permitió identificar áreas críticas que requerían mayor atención, como el control de la fatiga y la prevención de sobrecargas musculares, lo cual resultó fundamental para personalizar el enfoque del sistema.

- Se identificaron parámetros fisiológicos esenciales como la frecuencia cardíaca, la temperatura corporal y las señales EMG provenientes de grupos musculares específicos. Estos parámetros demostraron ser indicadores clave del estado físico de los jugadores, permitiendo detectar con precisión estados de fatiga, sobrecarga muscular y desequilibrios fisiológicos asociados con la actividad física intensa. Asimismo, se definieron rangos de valores críticos que alertan sobre riesgos potenciales, proporcionando una herramienta predictiva que permite mitigar lesiones a través de ajustes oportunos en las cargas de entrenamiento.

- Se realizó un análisis técnico exhaustivo para la selección de los componentes más adecuados, considerando factores como precisión, autonomía, compatibilidad y costo. Se optó por sensores biomédicos de última generación, como el MAX30100 para la medición de frecuencia cardiaca y SPO2, el sensor MLX90614 para la temperatura corporal y el sensor AD8832 para señales EMG. En cuanto al procesamiento, se emplearon componentes como la ESP32 y la Raspberry Pi 4 B, que ofrecieron el balance óptimo entre rendimiento y portabilidad.

- El diseño del sistema priorizó la comodidad del usuario mediante la incorporación de sensores portátiles integrados en indumentaria deportiva, minimizando cualquier interferencia durante el desempeño físico. El prototipo demostró ser robusto en condiciones dinámicas, como los entrenamientos, garantizando mediciones continuas y confiables. Además, el sistema fue validado frente a dispositivos de referencia, mostrando un alto grado de correlación y precisión en sus mediciones.

- Se desarrolló un sistema de gestión de información capaz de almacenar, procesar y visualizar los datos obtenidos durante las sesiones de monitoreo. La interfaz de usuario fue diseñada para facilitar la interpretación de los datos por parte de entrenadores y personal médico, asegurando una toma de decisiones informada y basada en evidencia. Este sistema no solo es útil para la gestión del rendimiento, sino que también ofrece un valor preventivo al identificar patrones que puedan derivar en lesiones.

4.2 Recomendaciones

Con base en el desarrollo y la implementación del sistema, se identificaron diversas áreas de mejora y optimización que podrían potenciar el rendimiento y la funcionalidad del prototipo.

- Se sugiere evaluar el uso de módulos de alimentación más robustos o baterías con mayor capacidad y eficiencia energética para evitar caídas de voltaje en situaciones de alta demanda. Además, es recomendable implementar un sistema de gestión de energía para priorizar componentes críticos y extender la autonomía del prototipo.

- Incorporar sensores que midan parámetros complementarios como el nivel de actividad física (acelerómetros y giroscopios) o la conductancia de la piel (GSR) permitiría obtener datos más completos del rendimiento físico y la fatiga muscular de los jugadores.

- Incluir técnicas de inteligencia artificial y aprendizaje automático para analizar patrones en los datos recopilados podría permitir predicciones más precisas sobre el rendimiento físico y la probabilidad de lesiones.

- Explorar cómo este sistema podría adaptarse a otras disciplinas deportivas o incluso al monitoreo de pacientes en contextos médicos, lo que podría incrementar significativamente su impacto y utilidad.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Fifpro, "SATURACIÓN DEL CALENDARIO: EFECTOS ADVERSOS PARA LA SALUD Y EL BIENESTAR DEL JUGADOR", 2023. [En línea]. Disponible en: https://fifpro.org/en/player-iq

[2] C. Tsao *et al.*, "Heart Disease and Stroke Statistics-2022 Update: A Report from the American Heart Association", el 22 de febrero de 2022, *Lippincott Williams and Wilkins*. doi: 10.1161/CIR.0000000000001052.

[3] J. Izurieta, "SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG (ELECTROMIOGRÁFICAS) PARA DETECTAR MIOPATÍAS EN DEPORTISTAS DE ALTO RENDIMIENTO", Ambato-Ecuador, oct. 2018.

[4] L. Chunga y L. Roa, "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO PARA UN SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES CON APLICACIÓN PARA DISPOSITIVOS MÓVILES", Lambayeque, 2019.

[5] M. Johnson, "Diseño de un sistema de monitoreo de signos vitales para personas adultas con afecciones cardíacas", 2019.

[6] N. Alcorta y F. Pinedo, "DESARROLLO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO BIOMÉDICO PORTATIL PARA EL MONITOREO Y REGISTRO DE SIGNOS VITALES DE LAS PERSONAS EN LA CIUDAD DE TRUJILLO – PERÚ", Trujillo, ene. 2020.

[7] E. Manzano y M. Bejarano, "Implementación de un Sistema de Monitoreo a nivel de prototipo de signos vitales: pulso, temperatura y saturación de oxígeno para pacientes", *Interfases*, núm. 014, 2021, doi: 10.26439/interfases2021.n014.5168.

[8] Equipo Significados, "Fútbol". Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.significados.com/futbol/

[9] J. R. Jimenez, "Fútbol". Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.misentrenamientosdefutbol.com/diccionario/futbol

[10] LA RAZÓN, "El gol de Iniesta en la final del Mundial recitado como si fuera un relato erótico: ¡espectacular!" Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.larazon.es/deportes/20200710/tgs65jyazvfuroamy6rbleqnsi.html

[11] FURT, "¿Qué es 'Fútbol Amateur'?" Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://futr.es/glossario/que-es-futbol-amateur/

[12] L. Núñez, "Así se reenganchó Isco al fútbol profesional: 'La parte más importante fue la motivación que tuvo por volver'".

[13] HMN Wiki, "Semiprofessional". Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://hmn.wiki/es/Semiprofessional

[14] A. Lefort y M. Garcia, "Fútbol amateur". Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://variacionxxi.com/2022/12/21/futbol-amateur-aficionados-deporte-mas-seguido-capaz-unir-gente/#:~:text=El%20deporte%20amateur%20es%20aquel,lo%20practican%20porque%20les%20gusta.

[15] Futbol-Pro, “Categoría Amateur en el Fútbol: Un Camino Apasionante Hacia la Pasión por el Juego”. Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://futbol-pro.com/diccionario-futbol/amateur/

[16] CENTROS DE ESTUDIOS DE PSICOLOGÍA, “Claves para mejorar tu rendimiento deportivo”. Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://cepsicologia.com/claves-mejorar-rendimiento-deportivo/

[17] Anonimo, “Desarrollar resistencia cardiovascular, fuerza muscular, flexibilidad y velocidad”, 2020. Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.liceo-franciscotello.cl/A-36/images/CORMUN_ESTUDIA/CURSOS/2_CICLO/EDUCACION_FISICA/SEM02/EDFIS-G-2C.pdf

[18] F. Servián, “¿Qué factores psicológicos en el deporte sirven para mejorar el rendimiento?” Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://lamenteesmaravillosa.com/factores-psicologicos-deporte-sirven-mejorar-rendimiento/

[19] P. Sánchez, “Aspectos ambientales en el fútbol”. Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://mundoentrenamiento.com/aspectos-ambientas-en-el-futbol/#google_vignette

[20] Subdirección de Educación Contínua del Área Salud, “Telemedicina: ¿qué es y cómo se aplica en salud? (Primera Parte)”. Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://polaridad.es/partes-de-un-sistema-de-monitoreo/

[21] Carlos Rodríguez, “Telemedicina: ¿qué es y de qué manera nos beneficia?” Consultado: el 21 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://rpp.pe/vital/salud/telemedicina-que-es-y-de-que-manera-nos-beneficia-noticia-1560819?ref=rpp

[22] Dr. Eduardo Mauri Montero, “De futbolista a doctor: el fútbol y la medicina deportiva”. Consultado: el 21 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.quironsalud.com/blogs/es/medicina-deporte/futbolista-doctor-futbol-medicina-deportiva

[23] Anonimo, “Principales componentes de un sistema de monitoreo: todo lo que necesitas saber”. Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://polaridad.es/partes-de-un-sistema-de-monitoreo/

[24] SDI, “Sensores”. Consultado: el 30 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://sdindustrial.com.mx/blog/sensores/

[25] Anand Sharma, “COMUNICACIÓN INALÁMBRICA”. Consultado: el 30 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://innovamas.nakasawaresources.com/comunicacion-inalambrica/

[26] Quonty, “Tecnología inalámbrica, ¿cuáles son las redes y los dispositivos que más la utilizan?” Consultado: el 30 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.quonty.com/blog/tecnologia-inalambrica/

[27] MINTIC, “Medios Inalámbricos”, 2024.

[28] Quiroz R., Mendoza M., Juárez M., y Ochoa M., “Signos vitales: conocimiento y cumplimiento de técnicas de medición”, 2006.

[29] Personal de Healthwise, “Temperatura corporal”. Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://espanol.kaiserpermanente.org/es/health-wellness/health-encyclopedia/he.temperatura-corporal.hw198785

[30] s. a. Sincatel, “SOLUCIONES DE MEDICIÓN DE TEMPERATURA CORPORAL”. Consultado: el 25 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.sincatel.com/medicion-temperatura-corporal/

[31] R. Deborah Leader, “Understanding Dangerously Low Oxygen Levels”. Consultado: el 26 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.verywellhealth.com/oxygen-saturation-914796

[32] FUNDACIÓN ESPAÑOLA DEL CORAZÓN, “¿Qué es la frecuencia cardiaca?”

[33] K. Valeria y H. Silva, “Monitorización de Signos Vitales Mediante una Red de Dispositivos Móviles”, Sangolquí, sep. 2013.

[34] POLAR, “Zonas de frecuencia cardíaca | Los aspectos básicos”. Consultado: el 21 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.polar.com/blog/es/zonas-de-frecuencia-cardiaca-los-aspectos-basicos/

[35] Dr. Roberto Arregui Costales, “¿Cómo se mide la frecuencia cardíaca?” Consultado: el 22 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.cardiologia.com.ec/blog/cmo-se-mide-la-frecuencia-cardiaca

[36] MedlinePlus, “Electromiografía y estudios de conducción nerviosa”.

[37] K. Briceño, “ELECTROMIOGRAFÍA Realizado por”, 2024.

[38] L. D. Soto, C. C. Santos, y C. E. Medina, “Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico”. Consultado: el 17 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0138-65572006000400008

[39] C. M. Duran, “Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones”, may 2014. [En línea]. Disponible en: http://www.pucpr.edu/marc/facultad/asantia-

[40] Infermera Virtual, “SISTEMA NERVIOSO: ANATOMÍA”.

[41] KHANACADEMY, “El potencial de membrana”. Consultado: el 2 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/the-membrane-potential

[42] SparkFun Electronics, “ESP32-S3 Tiny Board - SparkFun”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.sparkfun.com/products/esp32_tiny_s3

[43] STMicroelectronics, “STM32F103C8T6 - Arm Cortex-M3 Microcontrolle”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103.html

[44] Espressif Systems, “ESP32 Technical Reference Manual”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32

[45] ProtoCentral, “ProtoCentral MAX86150 PPG and ECG breakout with QWIIC – v2”. Consultado: el 22 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://protocentral.com/product/protocentral-max86150-ppg-and-ecg-breakout-with-qwiic-v2/

[46] Maxim Integrated, “MAX30100: Integrated Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor”. Consultado: el 22 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/MAX30100.html

[47] PulseSensor, “Pulse Sensor: Heart Rate Monitor for Arduino”. Consultado: el 22 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://pulsesensor.com/

[48] Analog Devices, “ADT7410 Digital Temperature Sensor Datasheet”. Consultado: el 17 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADT7410.pdf

[49] Silicon Lab, “Si7051 Digital Temperature Sensor Datasheet”, ago. 2023, Consultado: el 17 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.silabs.com/documents/public/data-sheets/Si7050-1-3-4-5-A20-1.pdf

[50] Electronic Clinic, “MLX90614 Infrared Temperature Sensor with Arduino”. Consultado: el 17 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.electroniclinic.com/mlx90614-infrared-temperature-sensor-with-arduino/

[51] SparkFun Electronics, “MyoWare 2.0 Muscle Sensor”. Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.sparkfun.com/products/21265

[52] SparkFun Electronics, “Muscle Sensor v3”, vol. 1, 2020, Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.sparkfun.com/products/retired/13027

[53] Olimex Ltd., “EMG/EKG Shield for Arduino”, may 2021, Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/

[54] Battery University, “BU-206: Lithium-polymer: Substance or Hype?” Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://batteryuniversity.com/article/bu-206-lithium-polymer-substance-or-hype

[55] Battery University, “BU-204: How do Lithium Batteries Work?” Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://batteryuniversity.com/article/bu-204-how-do-lithium-batteries-work

[56] S. Hall, “Best Power Bank 2023: Top Portable Charger Reviews”. Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.techadvisor.com/article/724400/best-power-bank.html

[57] Raspberry Pi Foundation, “Raspberry Pi 4”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/

[58] L. Hardkernel Co., “ODROID-M2 with 16GByte RAM”. Consultado: el 17 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.hardkernel.com/shop/odroid-m2-with-16gbyte-ram/

[59] I. MongoDB, “MongoDB Manual”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.mongodb.com/docs/manual/

[60] InfluxData, “InfluxDB Documentation”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://docs.influxdata.com/influxdb/v2.0/

[61] Google Cloud, “Cloud SQL Documentation”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://cloud.google.com/sql/docs

[62] Node-RED, “Node-RED: A flow-based development tool for visual programming”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://nodered.org/

[63] Grafana Labs, “Grafana Documentation”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://grafana.com/docs/

[64] Elastic, “Kibana User Guide”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.elastic.co/guide/en/kibana/current/index.html

[65] Christopher Gallegos, “Entrevista sobre la Historia del ‘Schalke 04’”, el 26 de septiembre de 2024, *Pelileo*.

[66] Rincón del Músculo, “Componentes de la aptitud física”. Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://rincondelmusculo.com/componentes-aptitud-fisica

[67] G-SE, “Entrenamiento de la Resistencia y la Fuerza para Jugadores de Fútbol. Consideraciones Fisiológicas”. Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://g-se.com/entrenamiento-de-resistencia-y-fuerza-en-futbol

[68] Fisiología del Ejercicio, ““Actividad física, aptitud cardiorrespiratoria y salud cardiovascular”. Consultado: el 27 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.fisiologiadelejercicio.com/actividad-fisica-aptitud-cardiorrespiratoria-y-salud-cardiovascular/

[69] S. P. Penagos y E. De Urgencias, “Control de signos vitales”. Consultado: el 22 de septiembre de 2024. [En línea]. Disponible en: http://hectorfutbool.mex.tl/images/32235/Control_de_signos_vitales.pdf

[70] Young-Tae Kwak, Yeonghyeon Lee, y Yongduck You, *Statistical Estimation of Body Temperature from Skin Temperature for Smart Band*. IEEE, 2019.

[71] S. Jefferson, “SISTEMA ELECTRÓNICO DE NOTIFICACIÓN DE EMERGENCIAS BASADO EN IoT PARA LA ASISTENCIA MÉDICA A PERSONAS DE LA TERCERA EDAD.”, mar. 2023.

[72] GitHub, “Telegraf”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://github.com/influxdata/telegraf

[73] InfluxData, “Telegraf Overview”. Consultado: el 4 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.influxdata.com/time-series-platform/telegraf/

[74] C. Gutierrez Aranzeta, *Introducción a la metodología experimental*. Mexico, 2005.

ANEXOS

Anexo A. Tabla de abreviaturas.

El Anexo A presenta las abreviaturas y los significados que se tiene en todo el documento.

Abreviaturas	Definición
SpO2	Saturación de oxígeno en sangre
EMG	Electromiografía
°C	Grados centígrados
PPG	Fotopletismografía (método utilizado para medir la variación del volumen sanguíneo)
ECG	Electrocardiografía (prueba para medir la actividad eléctrica del corazón)
GSR	Respuesta Galvánica de la Piel
Wi-Fi	Wireless Fidelity

Anexo B. Código de programación del módulo de comunicación.

El Anexo B nos indica el código de programación de Arduino que nos permite controlar la comunicación WI-FI y los tiempos de monitoreo del prototipo.

```
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_MLX90614.h>
#include <MAX30100_PulseOximeter.h>
#include <WiFi.h>
#include <PubSubClient.h> // Biblioteca MQTT

// Definición de pines
#define SDA_PIN 21
#define SCL_PIN 22
#define AD8232_PIN1 35 // Pin analógico para el primer AD8232
#define AD8232_PIN2 32 // Pin analógico para el segundo AD8232
#define BATTERY_PIN 34 // Pin analógico para medir la batería

// Objetos de sensores
Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();
PulseOximeter pox;

// Variables de temporización
unsigned long lastTempTime = 0;
unsigned long lastHeartUpdateTime = 0;
unsigned long lastHeartReportTime = 0;
unsigned long lastECGReportTime1 = 0;
unsigned long lastECGReportTime2 = 0;
```

```
unsigned long lastBatteryReportTime = 0;

// Intervalos
const unsigned long TEMP_INTERVAL = 5000;  // MLX90614 cada 5
segundos
const unsigned long HEART_UPDATE_INTERVAL = 10; // Actualización
continua del MAX30100
const unsigned long HEART_REPORT_INTERVAL = 5000; // Reporte del
MAX30100 cada 5 segundos
const unsigned long ECG_REPORT_INTERVAL = 5000; // Reporte de los
AD8232 cada 5 segundos
const unsigned long BATTERY_REPORT_INTERVAL = 5000; // Reporte de
batería cada 5 segundos

// Parámetros de la batería
const float BATTERY_MAX_VOLTAGE = 4.2;   // Voltaje máximo de batería
llena
const float BATTERY_MIN_VOLTAGE = 3.0;   // Voltaje mínimo de batería
vacía

// WiFi y MQTT
const char* ssid = "CHRIS_GALL";       // Cambia por tu red WiFi
const char* password = "Gallegos1802483915"; // Cambia por la
contraseña de tu WiFi
const char* mqtt_server = "192.168.186.199"; // Dirección IP de tu
Raspberry Pi

WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);

// Callback para latidos detectados
void onBeatDetected() {
    Serial.println("¡Latido detectado!");
}

// Conexión WiFi
void setupWiFi() {
    delay(10);
    Serial.println();
    Serial.print("Conectando a ");
    Serial.println(ssid);

    WiFi.begin(ssid, password);

    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        delay(500);
        Serial.print(".");
    }
```

```
    Serial.println("");
    Serial.println("WiFi conectado.");
    Serial.print("IP: ");
    Serial.println(WiFi.localIP());
}

// Conexión al servidor MQTT
void reconnect() {
    while (!client.connected()) {
        Serial.print("Conectando al servidor MQTT...");
        if (client.connect("ESP32_Sensor")) {
            Serial.println("Conectado.");
        } else {
            Serial.print("Error (rc=");
            Serial.print(client.state());
            Serial.println("), intentando nuevamente en 5
segundos...");
            delay(5000);
        }
    }
}

void setup() {
    Serial.begin(115200);

    // Configurar WiFi y MQTT
    setupWiFi();
    client.setServer(mqtt_server, 1883);

    // Inicializar el bus I2C
    Wire.begin(SDA_PIN, SCL_PIN);
    Wire.setClock(100000); // Velocidad inicial I2C

    // Inicializar el MLX90614
    Serial.println("Inicializando MLX90614...");
    if (!mlx.begin()) {
        Serial.println("Error inicializando MLX90614.");
        while (1);
    }
    Serial.println("MLX90614 inicializado correctamente.");

    // Inicializar el MAX30100
    Serial.println("Inicializando MAX30100...");
    if (!pox.begin()) {
        Serial.println("Error inicializando MAX30100.");
        while (1);
    }
```

```
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
    Serial.println("MAX30100 inicializado correctamente.");

    // Configurar los pines de entrada
    pinMode(AD8232_PIN1, INPUT);
    pinMode(AD8232_PIN2, INPUT);
    pinMode(BATTERY_PIN, INPUT);
}

void loop() {
    unsigned long currentTime = millis();

    if (!client.connected()) {
        reconnect();
    }
    client.loop();

    // Leer datos del MLX90614 cada TEMP_INTERVAL
    if (currentTime - lastTempTime >= TEMP_INTERVAL) {
        Wire.setClock(50000); // Reducir velocidad para el MLX90614

        float skinTemp = mlx.readObjectTempC();     // Temperatura de
la piel
        float bodyTemp = (0.109 * skinTemp) + 33.07; // Fórmula
ajustada

        Wire.setClock(100000); // Restaurar velocidad

        // Publicar datos de temperatura corporal en MQTT
        String payload = "{\"temperatura_corporal\": " +
String(bodyTemp) + "}";
        client.publish("signos/vitales/temperatura_corporal",
payload.c_str());

        Serial.print("Temperatura Corporal: ");
        Serial.println(bodyTemp);

        lastTempTime = currentTime;
    }

    // Actualizar continuamente el MAX30100
    if (currentTime - lastHeartUpdateTime >= HEART_UPDATE_INTERVAL) {
        pox.update();
        lastHeartUpdateTime = currentTime;
    }

    // Reportar datos del MAX30100 cada HEART_REPORT_INTERVAL
    if (currentTime - lastHeartReportTime >= HEART_REPORT_INTERVAL) {
```

```
        float heartRate = pox.getHeartRate();
        float spO2 = pox.getSpO2();

        // Publicar datos de frecuencia cardíaca y SpO2 en MQTT
        String payload = "{\"frecuencia_cardiaca\": " +
String(heartRate) +
                         ", \"spo2\": " + String(spO2) + "}";
        client.publish("signos/vitales/cardiaco", payload.c_str());

        Serial.print("Frecuencia Cardiaca: ");
        Serial.print(heartRate);
        Serial.print(" BPM, SpO2: ");
        Serial.println(spO2);

        lastHeartReportTime = currentTime;
    }

    // Leer y reportar datos del primer AD8232 cada
ECG_REPORT_INTERVAL
    if (currentTime - lastECGReportTime1 >= ECG_REPORT_INTERVAL) {
        int ecgValue1 = analogRead(AD8232_PIN1);

        // Publicar datos del primer AD8232 en MQTT
        String payload = "{\"ecg_pin1\": " + String(ecgValue1) + "}";
        client.publish("signos/vitales/ecg_pin1", payload.c_str());

        Serial.print("ECG (Pin 35): ");
        Serial.println(ecgValue1);

        lastECGReportTime1 = currentTime;
    }

    // Leer y reportar datos del segundo AD8232 cada
ECG_REPORT_INTERVAL
    if (currentTime - lastECGReportTime2 >= ECG_REPORT_INTERVAL) {
        int ecgValue2 = analogRead(AD8232_PIN2);

        // Publicar datos del segundo AD8232 en MQTT
        String payload = "{\"ecg_pin2\": " + String(ecgValue2) + "}";
        client.publish("signos/vitales/ecg_pin2", payload.c_str());

        Serial.print("ECG (Pin 32): ");
        Serial.println(ecgValue2);

        lastECGReportTime2 = currentTime;
    }

    // Leer y reportar nivel de batería cada BATTERY_REPORT_INTERVAL
```

```
    if (currentTime - lastBatteryReportTime >=
BATTERY_REPORT_INTERVAL) {
        int batteryRaw = analogRead(BATTERY_PIN);
        float batteryVoltage = (batteryRaw / 4095.0) * 3.3 * 2; //
Divisor de voltaje 2:1
        float batteryPercentage = ((batteryVoltage -
BATTERY_MIN_VOLTAGE) /
                                   (BATTERY_MAX_VOLTAGE -
BATTERY_MIN_VOLTAGE)) * 100;

        if (batteryPercentage > 100) batteryPercentage = 100;
        if (batteryPercentage < 0) batteryPercentage = 0;

        String payload = "{\"bateria\": " + String(batteryPercentage)
+ "}";
        client.publish("signos/vitales/bateria", payload.c_str());

        Serial.print("Batería: ");
        Serial.print(batteryPercentage);
        Serial.println("%");

        lastBatteryReportTime = currentTime;
    }
}
```

Anexo C. Datasheet Sensor AD8832.

El Anexo C, presenta el Datasheet que se usó para realizar las conexiones del sensor AD8832.

Muscle Sensor v3

Advancer Technologies
Advancing the Future





Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications

FEATURES

- Small Form Factor (1inch X 1inch)
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain – Improved Ruggedness
- New On-board 3.5mm Cable Port
- Pins Fit Easily on Standard Breadboards

APPLICATIONS

- Video games
- Robots
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Powered Exoskeleton suits

What is electromyography?

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

PIN LAYOUT



© 4 February 2013 www.AdvancerTechnologies.com AdvancerTechnologies@gmail.com

Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Power Supply Voltage (Vs)	±3V	±5V	±30V
Gain Setting, Gain = 207*(X /1 kΩ)	0.01 Ω (0.002x)	50 kΩ (10,350x)	100 kΩ (20,700x)
Output Signal Voltage (Rectified & Smoothed)	0V	--	+Vs
Differential Input Voltage	0 mV	2-5mV	+Vs/Gain

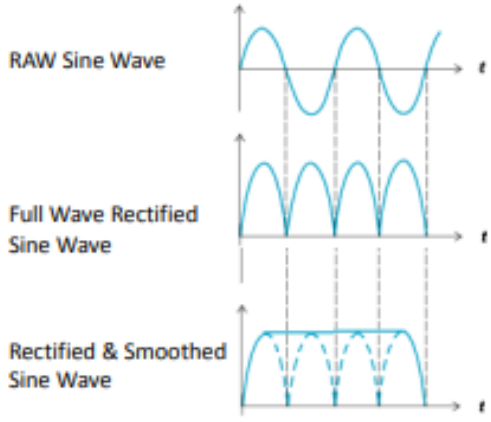
ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This sensor can be damaged by ESD. Advancer Technologies recommends that all sensors be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure.

RAW EMG vs Rectified & Smoothed EMG

Our Muscle Sensors are designed to be used directly with a microcontroller. Therefore, our sensors do not output a RAW EMG signal but rather an amplified, rectified, and smoothed signal that will work well with a microcontroller's analog-to-digital converter (ADC). This difference can be illustrated by using a simple sine wave as an example.

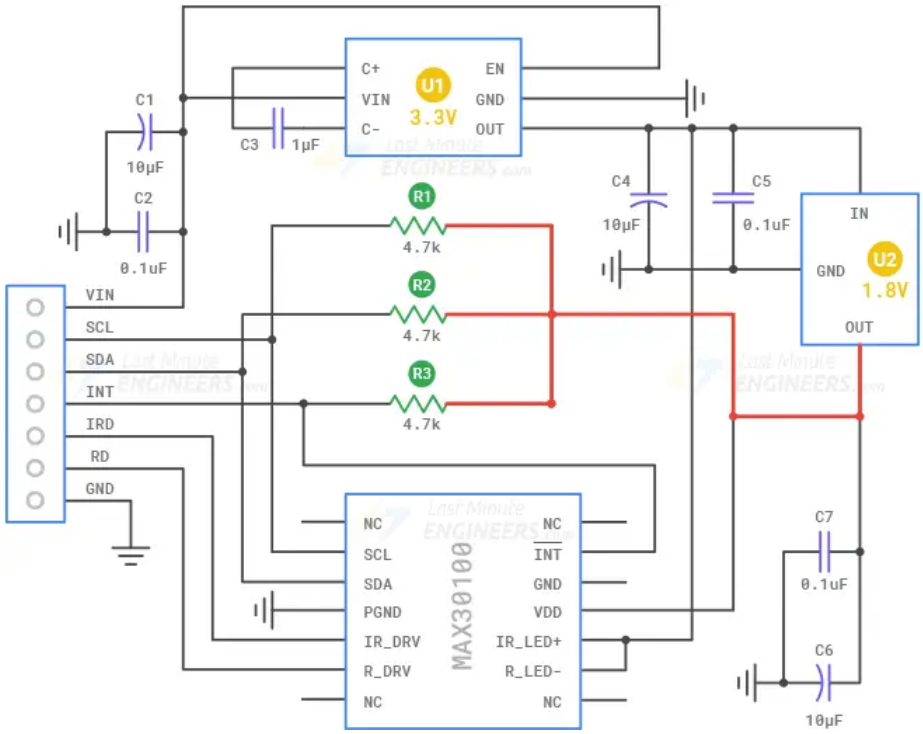


Anexo D. Datasheet del sensor MAX30100.

El Anexo D presenta el Datasheet del sensor MAX30100, con los pines de conexión que tiene el mismo.

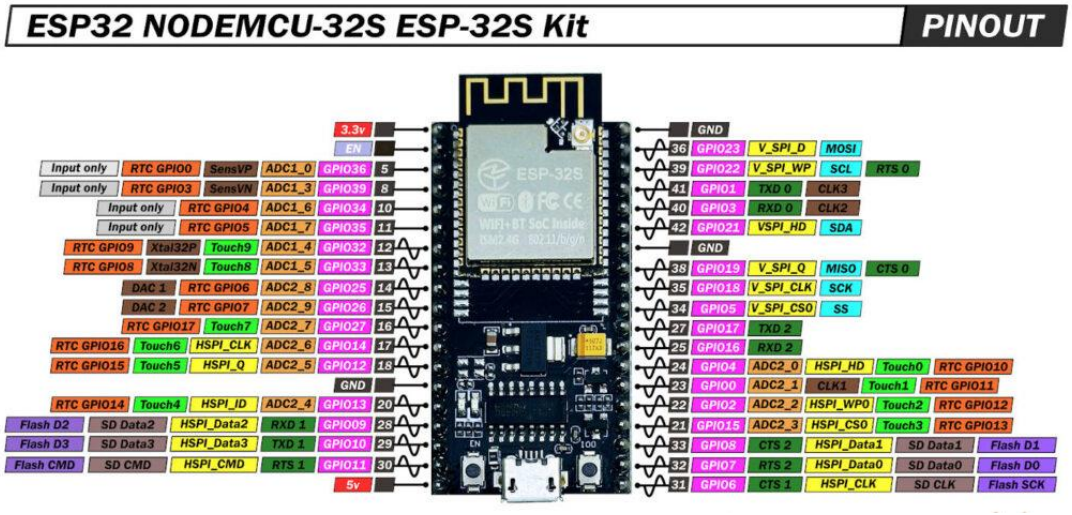


Number	Pins	Definition of Pins
1	VIN	Power Input 1.8V - 5.5V
2	SCL	IIC-SCL
3	SDA	IIC-SDA
4	INT	MAX30100 INT
5	IRD	MAX30100 IR_DRV
6	RD	MAX30100 R_DRV
7	GND	Ground

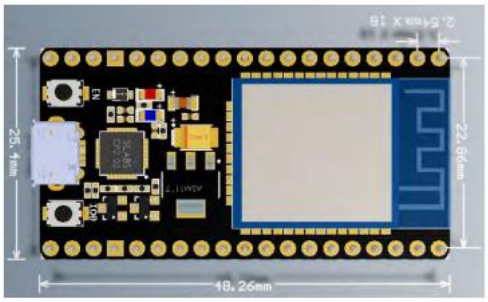


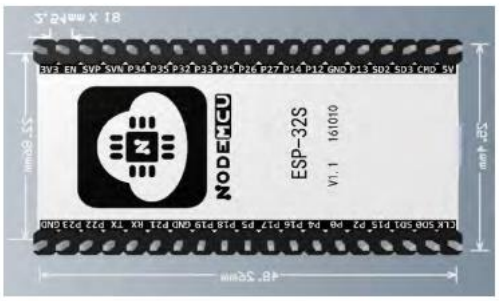
Anexo E. Datasheet modulo ESPE32

El Anexo E indica el Datasheet del módulo de comunicación WIFI ESP32 nodemcu, con todos los pines de conexión que tiene el módulo.



Appearance size





Features

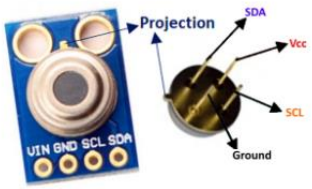
- 802.11b/g/n (802.11n, speed up to 150Mbps)
- WIFI Frequency Range 2.4GHz ~ 2.5GHz

Anexo F. Datasheet sensor MLX90614.

El Anexo F presenta el Datasheet del sensor MLX90614, para con los pines que tiene y además de los rangos que mide el sensor.



MLX90615 Temperature Sensor

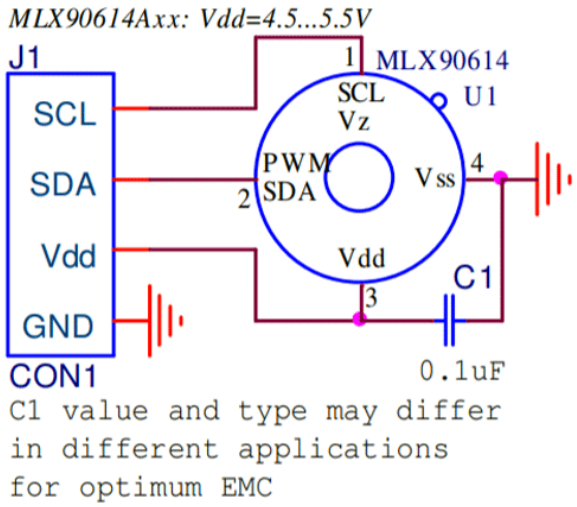


MLX90614 Pinout

The MLX90614 is a **Contactless Infrared (IR) Digital Temperature Sensor** that can be used to measure the temperature of a particular object ranging from -70° C to 382.2°C. The sensor uses IR rays to measure the temperature of the object without any physical contact and communicates to the microcontroller using the I2C protocol.

MLX90614 Pinout Configuration

Pin No.	Pin Name	Description
1	Vdd (Power supply)	Vdd can be used to power the sensor, typically using 5V
2	Ground	The metal can also act as ground



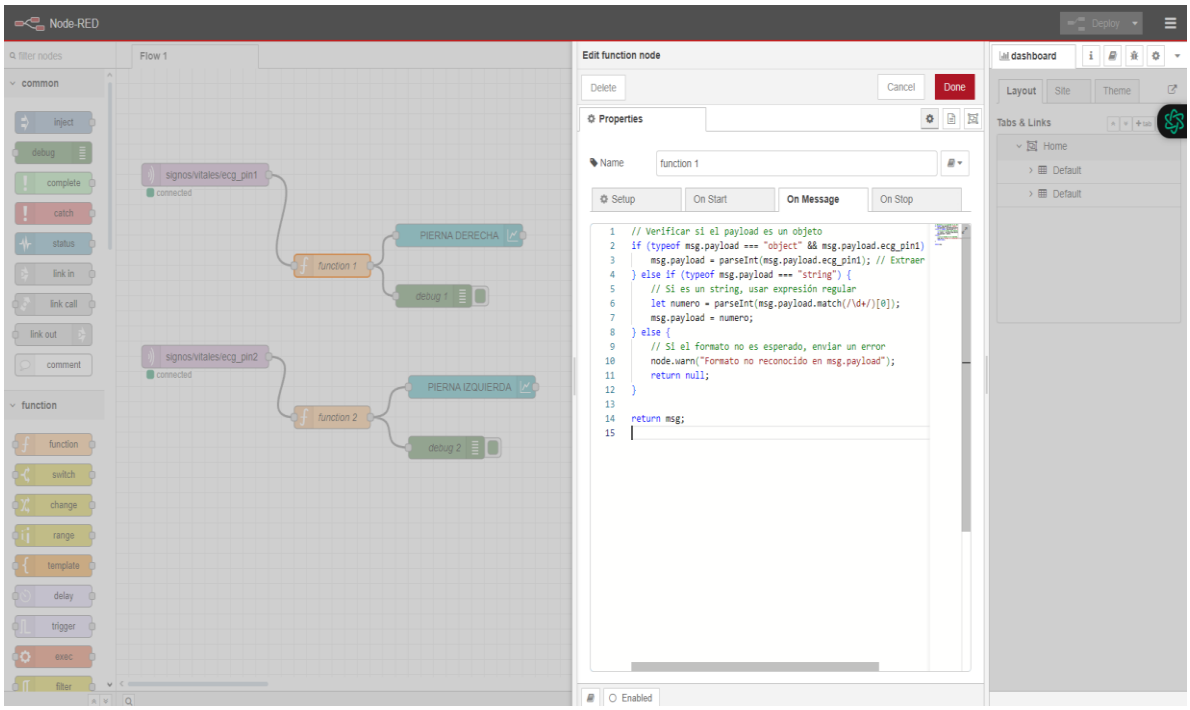
The sensor requires no external components and can be directly interfaced with a microcontroller like Arduino. As you can see above the power pins (Vdd and Gnd) can be directly used to power the sensor, typically 5V can be used, but there are other versions of this sensor which can operate on 3.3V and 7V as well. The capacitor C1 is optional and is used to filter noise and provide optimum EMC. The signal pins (SCL and SDA) for used for I2C communication and can be connected directly to microcontroller operating on 5V logic.

Anexo G. Código de la función de node-red.

El Anexo G presenta el código de configuración del bloque de funtion dentro de node-red.

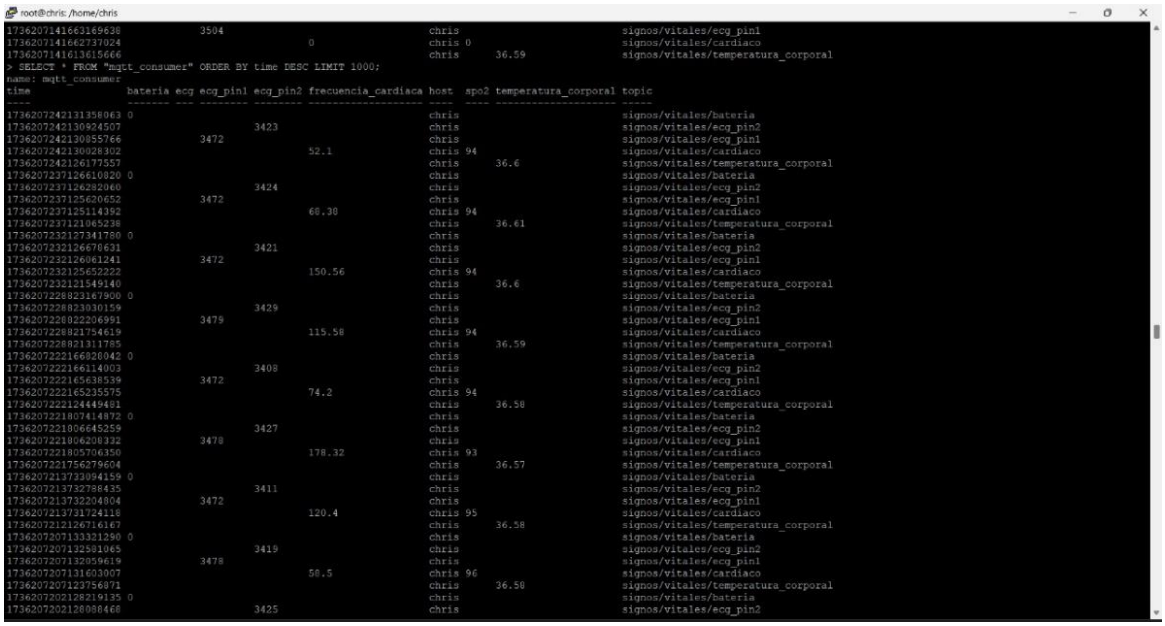
```
// Verificar si el payload es un objeto
if (typeof msg.payload === "object" && msg.payload.ecg_pin1) {
    msg.payload = parseInt(msg.payload.ecg_pin1); // Extraer el
número
} else if (typeof msg.payload === "string") {
    // Si es un string, usar expresión regular
    let numero = parseInt(msg.payload.match(/\d+/)[0]);
    msg.payload = numero;
} else {
    // Si el formato no es esperado, enviar un error
    node.warn("Formato no reconocido en msg.payload");
    return null;
}

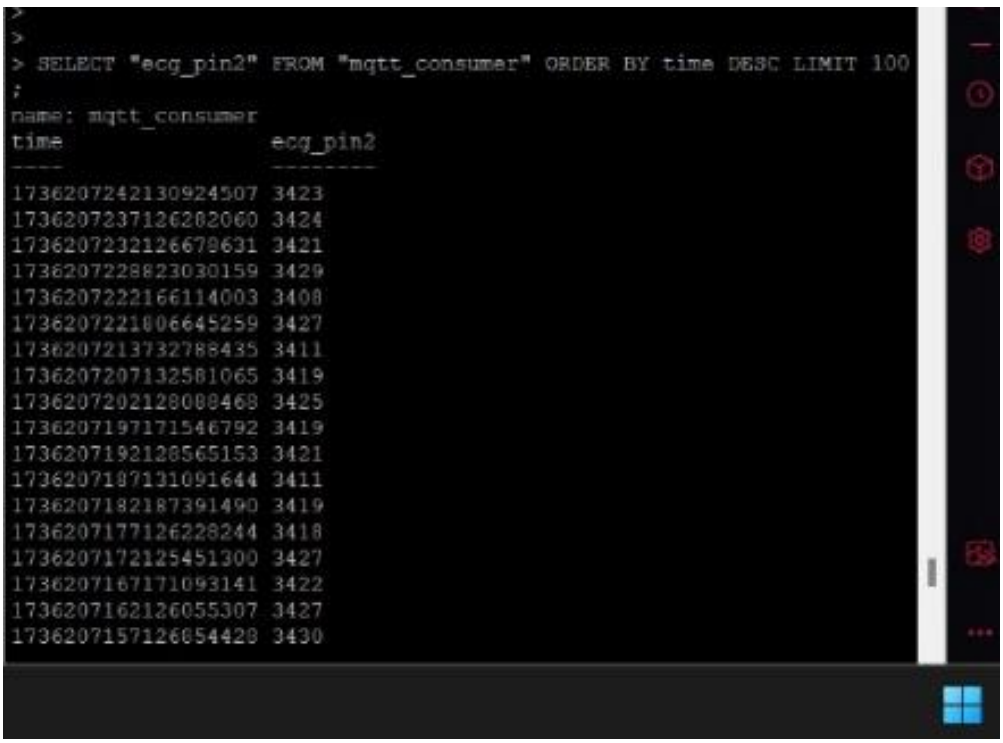
return msg;
```

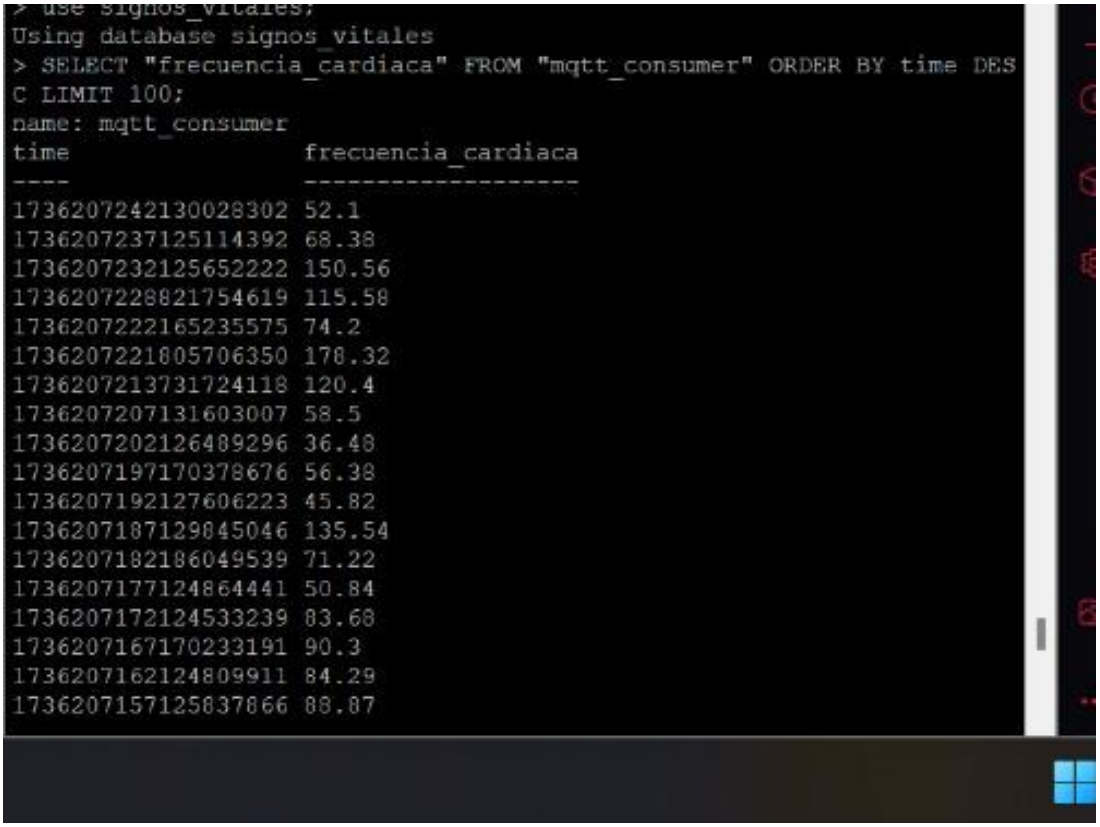


Anexo H. Datos recolectados por el prototipo.

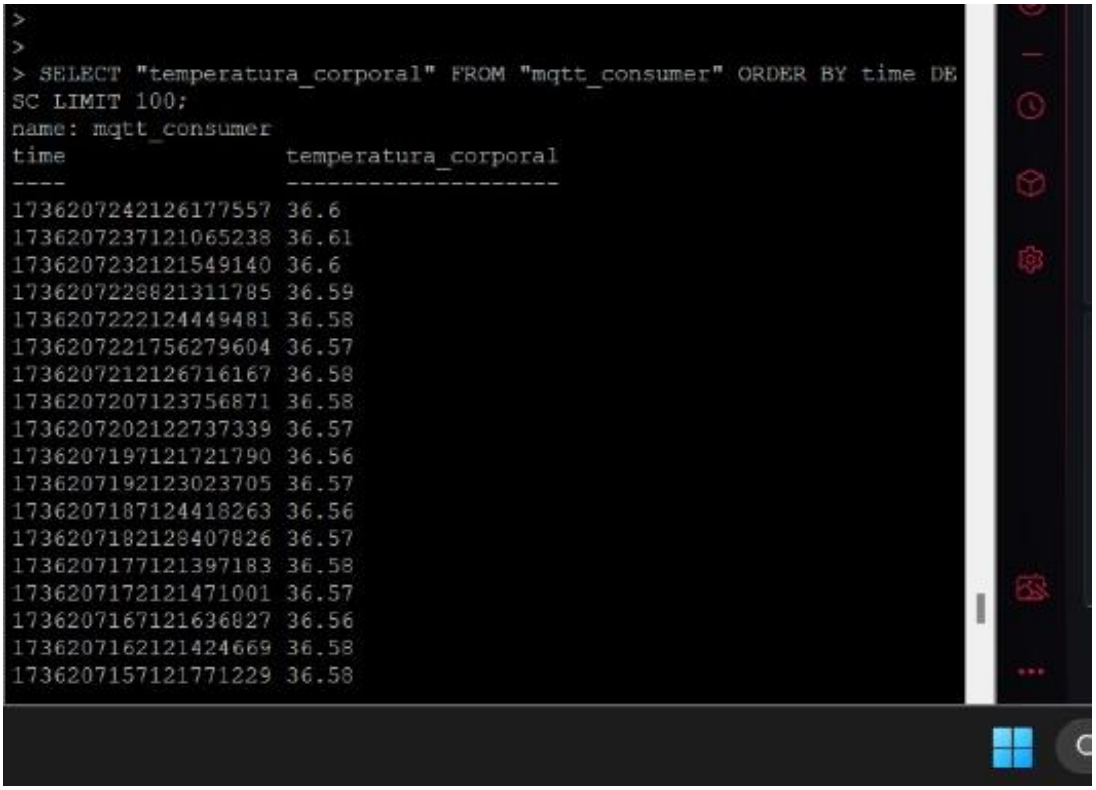
El Anexo H presenta las evidencias de los datos registrados por el prototipo durante las diversas actividades en las que se realizaron la toma de datos, para la comprobación del funcionamiento del mismo.







```
> use signos_vitales;
Using database signos_vitales
> SELECT "frecuencia_cardiaca" FROM "mqtt_consumer" ORDER BY time DES
C LIMIT 100;
name: mqtt_consumer
time                frecuencia_cardiaca
----                -------------------
1736207242130028302 52.1
1736207237125114392 68.38
1736207232125652222 150.56
1736207228821754619 115.58
1736207222165235575 74.2
1736207221805706350 178.32
1736207213731724118 120.4
1736207207131603007 58.5
1736207202126489296 36.48
1736207197170378676 56.38
1736207192127606223 45.82
1736207187129845046 135.54
1736207182186049539 71.22
1736207177124864441 50.84
1736207172124533239 83.68
1736207167170233191 90.3
1736207162124809911 84.29
1736207157125837866 88.87
```



```
>
>
> SELECT "temperatura_corporal" FROM "mqtt_consumer" ORDER BY time DE
SC LIMIT 100;
name: mqtt_consumer
time                temperatura_corporal
----                --------------------
1736207242126177557 36.6
1736207237121065238 36.61
1736207232121549140 36.6
1736207228821311785 36.59
1736207222124449481 36.58
1736207221756279604 36.57
1736207212126716167 36.58
1736207207123756871 36.58
1736207202122737339 36.57
1736207197121721790 36.56
1736207192123023705 36.57
1736207187124418263 36.56
1736207182128407826 36.57
1736207177121397183 36.58
1736207172121471001 36.57
1736207167121636827 36.56
1736207162121424669 36.58
1736207157121771229 36.58
```

Anexo I. Manual de uso de lol dispositivo.

El Anexo I presenta un manual de cómo se debe usar el prototipo, del sistema para el uso correcto del mismo, y no tener inconvenientes.

Manual de Manejo del Dispositivo de Monitoreo de Signos Vitales

1. Introducción

El presente manual describe el uso, configuración y mantenimiento del dispositivo de monitoreo de signos vitales. Este equipo permite la medición en tiempo real de frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno (SpO2), temperatura corporal y señales electromiográficas (EMG), facilitando su análisis y almacenamiento para su posterior evaluación.

2. El dispositivo consta de:

- Sensor de frecuencia cardiaca y SpO2 (MAX86150).
- Sensor de temperatura corporal (MLX90614 o similar).
- Sensor AD8832 con electrodos para captación de señales EMG.
- Microcontrolador de procesamiento.
- Módulo de transmisión inalámbrica.
- Batería recargable de larga duración.
- Interfaz de conexión con dispositivos móviles o computadoras.

3. Puesta en marcha

- Asegurarse que la batería se encuentre cargada.
- El jugador deberá colocarse el prototipó, en este caso se primero se colocará el buzo de compresión donde se encuentran los sensores y el módulo de comunicación, después la licra de compresión en las piernas que contiene los electrodos.

- Se debe conectar los electrodos de la pierna izquierda y derecha a los sensores, que se encuentran en la espalda baja del buzo de compresión.

- Una vez conectados los electrodos, se debe conectar la batería para que todo el prototipo se encienda.

- Se debe tener encendido el Access Point (AP) en este caso se usa la red del celular, la ESP32 se conecta al AP.

- Se debe encender la RASPBERRY PI, y este se conectará de manera automática al AP, se usará una laptop que este conectada al AP para visualizar los datos.

- Para la visualización de los datos es necesario ingresar en un navegador y colocar en la dirección: **192.168.250.199:3000** para los datos de los sensores y http://192.168.250.199:1880/ui/#!/0?socketid=iDj55IRUxnOqyLmtAAAB para visualizar las señales electromiográficas.

- Los datos se empezarán a enviar de manera automática al servidor en la RASPBERRY PI.

- En caso de desconexión, verificar la carga de la batería y la conexión inalámbrica.

4. Mantenimiento y Cuidado

Para la limpieza del prototipo se debe desconectar la batería, y despegar los velcros de las prendas, y se podrá lavar de manera normal, para el mantenimiento de los sensores se debe tomar en cuenta las siguientes instrucciones:

- Limpiar los sensores con un paño seco o ligeramente húmedo.

- Evitar el contacto con líquidos y temperaturas extremas.

- Almacenar en un lugar seco y seguro cuando no esté en uso.

- Revisar periódicamente el estado de la batería y recargar según sea necesario.

5. Recomendaciones de sseguridad y precauciones

- No utilizar en presencia de dispositivos electrónicos que puedan generar interferencias.
- No compartir los electrodos sin previa limpieza para evitar contaminaciones.
- Consultar con un especialista en caso de valores anormales.

Anexo J. Pruebas de funcionamiento del prototipo.

El Anexo J muestra las pruebas que se realizaron con el prototipo con diversos miembros de equipo, estos fueron escogidos al azar.



















Anexo K. Certificado de validación médica.

El Anexo K presenta la evidencia de validación de un médico, que ayudo para validar e interpretar los datos o resultados obtenidos.

CERTIFICADO DE VALIDACIÓN MÉDICA

Dr. Robinson Carrasco
Médico General
1804931010
Huasimpamba, Pelileo
0983888498
robinsoncarrasco.15@gmail.com

CERTIFICA QUE:

Después de haber realizado una evaluación técnica y clínica del **SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y SEÑALES ELECTROMIOGRAFÍAS PARA DETERMINAR EL RENDIMIENTO DE FUTBOLISTAS AMATEUR**, utilizado para la monitorización de signos vitales, se ha determinado que cumple con los parámetros de precisión requeridos para su aplicación en el monitoreo de **frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno (SpO2), temperatura corporal y señales electromiográficas (EMG)**.

PRUEBAS REALIZADAS:

1. **Comparación de mediciones** con equipos de referencia médicos, como oxímetros digitales, termómetros clínicos y monitores de frecuencia cardiaca.
2. **Pruebas de estabilidad** en condiciones de reposo y actividad física para evaluar la variabilidad de las mediciones.
3. **Verificación de transmisión y almacenamiento** de datos en tiempo real, garantizando la integridad de la información registrada.
4. **Análisis de error absoluto y relativo**, demostrando un margen de error dentro de los límites aceptables según normativas médicas.

CONCLUSIÓN:

El dispositivo **SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y SEÑALES ELECTROMIOGRAFÍAS PARA DETERMINAR EL RENDIMIENTO DE FUTBOLISTAS AMATEUR** ha demostrado ser **apto para su uso en el monitoreo de signos vitales** dentro de los parámetros establecidos para la medición no invasiva en poblaciones adultas y juveniles. Se recomienda su uso bajo supervisión médica para garantizar una adecuada interpretación de los datos obtenidos.

Firma:



Dr. Robinson Carrasco
1804931010