

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

TEMA:

"DISEÑO DE UN PROTOTIPO DEPORTIVO PARA MONITOREAR EL MÚSCULO RECTO FEMORAL DURANTE LA EJECUCIÓN DE PATADA (CHAGI) EN TAEKWONDO"

Trabajo de grado previo a la obtención del título de Ingeniero en Telecomunicaciones

Línea de Investigación: Innovación Tecnológica y de productos

AUTOR:

KIMBERLEE ELIZABETH IPIALES ANGAMARCA

DIRECTOR:

MSC. CARLOS ALBERTO VÁSQUEZ AYALA

Ibarra, Ecuador, 2026

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

DIRECCIÓN DE BIBLIOTECA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO	
APELLIDOS Y NOMBRES:	IPIALES ANGAMARCA KIMBERLEE ELIZABETH

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	"DISEÑO DE UN PROTOTIPO DEPORTIVO PARA MONITOREAR EL MÚSCULO RECTO FEMORAL DURANTE LA EJECUCIÓN DE PATADA (CHAGI) EN TAEKWONDO"
AUTOR (ES):	IPIALES ANGAMARCA KIMBERLEE ELIZABETH
FECHA: DD/MM/AAAA	31/08/2026
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	■ **PREGRADO** ☐ **POSGRADO**
TITULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES
DIRECTOR / ASESOR:	MSC. CARLOS ALBERTO VÁSQUEZ AYALA MSC. JAIME ROBERTO MICHILENA CALDERÓN

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de esta y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 31 días del mes de agosto de 2026.

EL AUTOR:

Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
KIMBERLEE ELIZABETH
IPIALES ANGAMARCA

f).....
Kimberlee Elizabeth Ipiales Angamarca

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

Ibarra, 31 de agosto de 2026

MSC. CARLOS ALBERTO VÁSQUEZ AYALA

DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final del trabajo de Integración Curricular, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.

Validar únicamente en FirmaEC.
Firmado electrónicamente por:
CARLOS ALBERTO VASQUEZ AYALA

f) .....

MSc. Carlos Alberto Vásquez Ayala

DIRECTOR

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

Con mucho cariño y gratitud dedico este trabajo:

En primer lugar, a mis padres, quienes gracias a su esfuerzo y sacrificio diario me permitieron llegar a cumplir este objetivo que es solo mio, sino también de suyo. A mi madre, Myrian, por sus largas jornadas de trabajo, por su apoyo incondicional y sus palabras de aliento cuando más las necesité, por darme la mano y acompañarme en cada paso que di. A mi padre, Pablo, quien por darme todo lo que necesitaba y sobre todo la oportunidad de estudiar, tuvo que recorrer el país entero por su trabajo; tras largas jornadas de siempre estuvo pendiente de lo que me hacía falta para seguir adelante en este camino, y ahora, más que nunca ha tenido que viajar fuera del país por continuar apoyándome hasta llegar a ser una gran profesional. A ambos les dedico este trabajo, porque gracias a ellos esto es posible, porque todo el trabajo y sacrificio están dando frutos, y sobre todo porque me enseñaron a que rendirse no es una opción y que, por más duro que sea el camino, ellos estarán siempre para mí.

A mis hermanos, Jean y Samantha, testigos de este largo camino que he recorrido para cumplir esta meta, quienes con sus risas y sus palabras de apoyo incondicional han estado junto a mí en cada momento. Y, en especial, a mi pequeño tesoro, mi sobrina Ashley, quien llegó hace a poco a mi vida para darme la lección más grande; que la vida está llena de sorpresas inesperadas, que hay disfrutar cada momento junto a quien nos han apoyado, y que no hay desistir pese a lo dura que sea la circunstancia.

A mis abuelito, José, Delia y Laura, quienes también han sido parte de este largo trayecto, siempre pendientes y mí, dándome la mano cuando más lo he necesitado, con palabras de aliento y su compañía en cada momento de mi vida.

A David, mi compañero de vida quien ha estado conmigo en los momentos más difíciles de la carrera, acompañándome en las noches de desvelo mientras realizaba mis trabajos universitarios; por estar junto a mi cuando ya todo lo veía perdido, recordándome que para todo hay una solución y sobre todo que no decayera, dándome la mano en los momentos más difíciles, brindándome tranquilidad junto sus palabras de que soy una mujer muy fuerte y capaz de cumplir todo lo que me proponga.

A mis dos Zeus, uno desde el cielo recordándome que siempre habrá una luz al final del camino oscuro; y otro acompañándome en cada noche de desvelo junto a Bruno y Genrao, dándome paz y tranquilidad cuando me sentía agobiada, quienes hasta con su ladrido me recordaban que nunca estuve sola, que ellos también están ahí, viéndome luchar por cumplir esta meta.

Ipiales Angamarca Kimberlee Elizabeth



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

Agradezco en primer lugar a Dios, y a la Virgencita Virgencita del Quinche por haberme permitido cumplir esta meta, dándome vida y fuerzas cada día.

Y me agradezco también a mí misma, a mi yo del pasado, por no decaer, por aguantar y ser resiliente; porque por más difíciles que hayan sido las circunstancias que viví, sigo aquí, junto a todos los que han estado conmigo, cumpliendo uno de mis principales objetivos.

A mis docentes, por los conocimientos impartidos en las aulas, que gracias a sus enseñanzas he logrado alcanzar este objetivo.

A mi familia, mis tíos y mis primos, que también han estado conmigo cuando más lo he necesitado, cuyas bromas y risas me han ayudado a no darme por vencida, recordándome que no importa cuán difícil sea el camino: debo seguir adelante y no rendirme.

A mis amigos, quienes han sido como mi segunda familia y uno de mis pilares fundamentales en este largo trayecto universitario: Zoe, Kimis, Cristian, Ronaldo, Alfon, Wilmer, Lenin, Bryan y Josué. Gracias por sus palabras de calidez y su apoyo incondicional dentro y fuera de las aulas, por cada abrazo, por recorrer este arduo camino junto a mí sin dejarme rendir, y por recordarme que, aunque la vida es difícil, siempre hay que salir adelante sin dejarse caer. Gracias también por estar ahí a pesar de la distancia, cada vez que más los he necesitado.

Finalmente, gracias a todas las personas que, de una u otra manera, formaron parte de este camino: con un consejo, un gesto o un momento compartido, dejaron también su huella en este logro.

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

RESUMEN

El presente trabajo de titulación aborda el diseño de un prototipo deportivo portátil para el monitoreo en tiempo real de la activación del músculo recto femoral durante la ejecución de técnicas de patada (chagui) en taekwondo, con el propósito de superar las limitaciones de los sistemas electromiográficos de superficie convencionales, cuyo costo, tamaño y dependencia de personal especializado restringen su uso a centros de alto rendimiento. El desarrollo se sustentó en una metodología de Action Research, estructurada en cuatro fases: el análisis de los fundamentos teóricos del taekwondo y la biomecánica muscular; la definición de los requerimientos funcionales y técnicos del sistema; el diseño e integración del hardware y software, compuesto por sensores de electromiografía, microcontroladores ESP32-C3, comunicación inalámbrica mediante el protocolo MQTT, procesamiento en Node-RED y almacenamiento en InfluxDB; y la validación del prototipo mediante pruebas de campo con deportistas de la selección juvenil de la Federación Deportiva de Imbabura. Los resultados obtenidos evidenciaron el correcto funcionamiento del sistema en sus componentes eléctricos, de hardware, de software y de aplicación, así como un nivel de aceptación alto por parte del entrenador y de los deportistas participantes, respaldado mediante encuestas de satisfacción. La validación de los sesenta requerimientos definidos confirmó el cumplimiento del prototipo frente a las necesidades identificadas, constituyendo una herramienta accesible y funcional para el monitoreo muscular objetivo en el entrenamiento del taekwondo.

Palabras clave: electromiografía de superficie, taekwondo, monitoreo muscular, ESP32-C3, Internet de las Cosas, prototipo vestible.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

ABSTRACT

This degree work addresses the design of a portable sports prototype for real-time monitoring of rectus femoris muscle activation during the execution of kicking techniques (chagi) in taekwondo, aiming to overcome the limitations of conventional surface electromyography systems, whose cost, size, and dependence on specialized personnel restrict their use to high-performance centers. The development was based on an Action Research methodology, structured in four phases: the analysis of the theoretical foundations of taekwondo and muscle biomechanics; the definition of the system's functional and technical requirements; the design and integration of the hardware and software, comprising electromyography sensors, ESP32-C3 microcontrollers, wireless communication via the MQTT protocol, Node-RED processing, and InfluxDB storage; and the validation of the prototype through field tests with athletes from the junior selection of the Imbabura Sports Federation. The results obtained demonstrated the correct functioning of the system across its electrical, hardware, software, and application components, as well as a high level of acceptance from both the coach and the participating athletes, supported by satisfaction surveys. The validation of the sixty defined requirements confirmed the prototype's compliance with the identified needs, establishing it as an accessible and functional tool for objective muscle monitoring in taekwondo training.

Keywords: surface electromyography, taekwondo, muscle monitoring, ESP32-C3, Internet of Things, wearable prototype.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA 4

AGRADECIMIENTO 6

RESUMEN 7

ABSTRACT 8

ÍNDICE DE CONTENIDOS 9

ÍNDICE DE FIGURAS 18

ÍNDICE DE TABLAS 24

CAPÍTULO I: ANTECEDENTES 26

1.1 Tema 26

1.2 Problema 26

1.3 Objetivos 30

1.3.1 Objetivo General 30

1.3.2 Objetivos Específicos 30

1.4 Alcance 31

1.5 Justificación 34

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO 39

2.1. Fundamentos del Taekwondo 39

2.1.1. Historia y evolución del taekwondo 39

2.1.2. Principales técnicas de pateo 41

2.1.2.1. La patada (chagi) como técnica base. 41

2.1.2.2. Clasificación de patadas (Ap chagi, Dollyo chagi, Yop chagi, etc.). .42

2.1.3. Exigencias físicas y biomecánicas del taekwondo 45

2.2. Biomecánica del Músculo Recto Femoral 48

2.2.1. Anatomía y función del recto femoral 49

2.2.2. Participación del recto femoral en la extensión de rodilla y flexión de cadera 52

2.2.3. Rol del recto femoral en la ejecución de patadas (dollyo chagi, yop chagi) 55

2.2.4. Relevancia del recto femoral en la generación de potencia y velocidad ... 57

2.2.5. Lesiones frecuentes asociadas al recto femoral en taekwondo 60

2.3. Electromiografía de Superficie (EMG) 62

2.3.1. Definición y principios de la EMG 62

2.3.2. Componentes básicos de un sistema EMG 63

2.3.2.1. Electrodos de superficie. 63

2.3.2.2. Acondicionamiento analógico. 64

2.3.2.3. Conversión Analógico – Digital. 64

2.3.2.4. Procesamiento digital. 64

2.3.2.5. Gestión de energía y comunicación. 65

2.3.3. Parámetros de análisis de la señal EMG 65

2.3.3.1. Amplitud y frecuencia. 65

2.3.3.2. Root Mean Square (RMS) y filtrado. 67

2.3.3.3. Identificación de fatiga muscular. 70

2.3.4. Aplicaciones de la EMG en el deporte 71

2.3.5. Limitaciones y ventajas de la EMG de superficie frente a otros métodos . 73

2.4. Ergonomía y Tecnología Aplicada al Deporte 77

2.4.1. Concepto de ergonomía deportiva 77

2.4.2. Principios de diseño ergonómico en dispositivos portátiles 78

2.4.2.1. Ergonomía física y ajuste estructural del dispositivo 78

2.4.2.2. Ergonomía cognitiva y gestión de datos 80

2.4.2.3. Consideraciones biomecánicas específicas del combate 80

2.4.3. Impacto de la ergonomía en la prevención de lesiones..... 81

2.4.4. Tecnologías portátiles para el monitoreo muscular 82

2.4.4.1. Sensores biomédicos portátiles. 83

2.4.4.2. Sistemas embebidos en aplicaciones deportivas. 85

2.4.4.3. Plataformas de visualización de datos. 87

2.5. Casos de Estudio 89

2.5.1. Prototipos desarrollados en investigaciones previas 89

2.5.2. Avances recientes en monitoreo muscular en deportes de contacto 91

2.5.3. Tendencias tecnológicas en la aplicación de EMG al entrenamiento deportivo 92

CAPÍTULO III: DISEÑO E INTEGRACIÓN DE SOFTWARE Y HARDWARE ... 95

3.1 Metodología de Diseño 95

3.1.1 Enfoque metodológico adoptado 96

3.1.2 Etapas del proceso de diseño 97

3.1.2.1 Planificación 97

3.1.2.2 Acción 97

3.1.2.3 Observación 97

3.1.2.4 Reflexión 97

3.1.3 Directrices para la integración hardware – software....98

3.2 Requerimientos del Sistema....98

3.2.1 Consideraciones Fundamentales....99

3.2.1.1 Contexto Operativo Actual....99

3.2.2 Finalidad del Sistema....101

3.2.3 Actores Involucrados – Stakeholders....101

3.2.4 Construcción de Atributos de los Requerimientos....102

3.2.4.1 Sistema de Nomenclatura para los Requerimientos....103

3.2.5 Requerimientos Derivados de los Stakeholders....103

3.2.5.1 Instrumento de Levantamiento de Requerimientos....104

3.2.5.2 Determinación del Grupo Muestral....104

3.2.5.3 Establecimiento de Parámetros Operativos....105

3.2.6 Requerimientos del Sistema....108

3.2.7 Requerimientos de Arquitectura....113

3.2.8 Análisis Comparativo de Tecnologías (Benchmarking)....117

3.2.8.1 Selección de Hardware....118

3.2.9 Herramientas de Desarrollo de Software....133

3.2.9.1 Entorno de Programación....133

3.2.9.2 Lenguaje de Programación....134

3.2.9.3 Plataforma del Nodo Central....136

3.2.9.4 Plataforma de Almacenamiento y Visualización....139

3.3 Diseño del Sistema....142

3.3.1 Estructura Funcional del Prototipo 142

3.3.1.1 Validación de Plataforma 145

3.3.1.2 Adquisición de datos 152

3.3.1.3 Tratamiento de la Información 161

3.3.1.4 Comunicación 172

3.3.1.5 Almacenamiento de la Información 181

3.3.1.6 Presentación 198

3.3.2 Consolidación de la arquitectura hardware-software 204

CAPÍTULO IV: RESULTADOS 209

4.1 Casos de prueba 209

4.1.1 Test eléctrico 209

4.1.2 Test de hardware 212

4.1.3 Test de software 215

4.1.3.1 Pruebas de validación de plataforma 216

4.1.3.2 Pruebas de normalización en ESP32–C3 221

4.1.3.3 Pruebas de comunicación MQTT 223

4.1.3.4 Pruebas de clasificación por umbrales en Node-RED 227

4.1.3.5 Pruebas de almacenamiento en InfluxDB 231

4.1.3.6 Pruebas de interfaces de presentación 232

4.1.4 Test de aplicación 239

4.1.4.1 Periodo de captación experimental 241

4.1.4.2 Técnica evaluadas durante el entrenamiento 244

4.1.4.3 Resultados de captación por sesión 245

4.1.5 Test Funcional....247

4.2 Evaluación de aceptación del sistema....251

4.2.1 Evaluación por parte del entrenador....252

4.2.2 Evaluación por parte de los deportistas....259

4.3 Validación de requerimientos del sistema....272

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES....280

Conclusiones....280

Recomendaciones....282

BIBLIOGRAFÍA....284

ANEXOS....297

Anexo A....297

Anexo B....299

Anexo C....305

Anexo D....307

Anexo E....313

Anexo F....319

Bloque A....319

Bloque B....347

Bloque C....377

Bloque D....377

Bloque E....378

Bloque F....379

Bloque G....379

Bloque H....380

Bloque I.....381
Bloque J 381
Bloque K.....382
Bloque L.....383
Bloque M 383
Bloque N.....384
Bloque O.....385
Bloque P.....386
Bloque Q.....387
Bloque R 387
Bloque S.....388
Bloque T.....390
Anexo G.....394
Bloque A.....394
Bloque B 394
Bloque C 395
Bloque D.....397
Anexo H.....399
Anexo I.....402
Anexo J 403
Anexo K.....404
1. Introducción y alcance del sistema 404
2. Objetivo del prototipo.....404
3. Contenido del sistema.....404

4. Precauciones de seguridad y contraindicaciones 406

5. Requisitos de conectividad 406

6. Anatomía de la interfaz principal.....407

Estado de Registro 407

Estado de Acceso 408

7. Primer uso: registro de entrenador y deportista 409

7.1 Registro del entrenador.....409

7.2 Registro del deportista 410

8. Encendido del sistema (rutina diaria) 411

9. Normas de aseo e higiene antes del uso.....411

10. Colocación correcta de la prenda vestible 412

11. Roles de usuario.....412

12. Guía para el entrenador.....413

12.1 Anatomía de la interfaz del entrenador.....413

12.2 Inicio de sesión (uso rutinario) 414

12.3 Inicio de una sesión de entrenamiento 414

12.4 Consulta del historial (día / semana, por técnica).....414

12.5 Exportación de reportes (PDF / Excel) 415

13. Guía para el deportista 415

13.1 Anatomía de la interfaz del deportista 415

13.2 Colocación de electrodos y buenas prácticas.....416

13.3 Calibración (Basal / Máximo, ambas piernas).....416

13.4 Selección de técnica y monitoreo en tiempo real.....417

13.5 Finalización de la sesión 417

13.6 Interpretación de los niveles funcionales 417

14. Solución de problemas comunes 418

15. Recomendaciones de uso y mantenimiento 419

Anexo L 420

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Árbol de Problemas referente al trabajo de grado. 30

Figura 2 Arquitectura Prototipo 33

Figura 3 Secuencia Técnica de Ap Chagui 44

Figura 4 Complejo mioconectivo del músculo recto femoral desde el origen hasta la porción distal (A-E) 49

Figura 5 Resonancia Magnética (MRI) ponderados a densidad de protones (PD) 50

Figura 6 Fases de Action Research 96

Figura 7 Estructura funcional del prototipo 143

Figura 8 Arquitectura general del sistema 144

Figura 9 Diagrama de bloques del proceso de validación de plataforma 146

Figura 10 Diagrama de flujo del bloque de validación de plataforma 149

Figura 11 Interfaz de registro de entrenador y deportista. 150

Figura 12 Interfaz de acceso de entrenador y deportista 151

Figura 13 Adquisición de datos del sistema de monitoreo electromiográfico 152

Figura 14 Diagrama de flujo de adquisición de datos 154

Figura 15 Comparación de señal EMG cruda, rectificada e integrada 155

Figura 16 Diagrama de pines de la interfaz de señal EMG 156

Figura 17 Circuitería de conexión entre electrodos, sensor y microcontrolador 156

Figura 18 Zonas de colocación de electrodos sobre el vientre muscular 158

Figura 19 Módulo de adquisición montado sobre la prenda vestible 159

Figura 20 Colocación de electrodos sobre el deportista 159

Figura 21 Configuración de adquisición electromiográfica del músculo recto femoral 160

Figura 22 Tratamiento de la Información del sistema de monitoreo electromiográfico 162

Figura 23 Diagrama de flujo del bloque de tratamiento de la información 165

Figura 24 Diagrama de pines del microcontrolador ESP32-C3 Super Mini 166

Figura 25 Cadena de procesamiento digital de la señal EMG.....167

Figura 26 Fragmento de código – Identificación de extremidad.....170

Figura 27 Circuitería de alimentación del microcontrolador.....171

Figura 28 Circuito de alimentación empotrado sobre el módulo físico.....172

Figura 29 Diagrama de bloques del proceso de comunicación 173

Figura 30 Flujo de comunicación de datos en el sistema EMG 176

Figura 31 Topología de red del sistema.....178

Figura 32 Fragmento de código – Conexión WiFi 179

Figura 33 Fragmento de código – Conexión MQTT y suscripción a comandos.....180

Figura 34 Fragmento de código – Retransmisión de comando de calibración (Node-RED)180

Figura 35 Diagrama de bloques de almacenamiento de la información.....182

Figura 36 Diagrama de flujo del subproceso de persistencia de datos del deportista 188

Figura 37 Fragmento de código – Estructuración del registro de telemetría (Node-RED) ..189

Figura 38 Fragmento de código – Clasificación funcional por niveles (Node-RED) 191

Figura 39 Diagrama de flujo del subproceso de consulta histórica del entrenador. 194

Figura 40 Fragmento de código – Construcción de consulta histórica (Node-RED) 196

Figura 41 Esquema de campos por measurement (consulta CLI) 197

Figura 42 Diagrama de bloques del proceso de presentación.....198

Figura 43 Diagrama de flujo del bloque de presentación 201

Figura 44 Fragmento de código – Procesamiento de mensajes de calibración (Node-RED) 203

Figura 45 Arquitectura consolidada hardware-software del sistema de monitoreo electromiográfico 206

Figura 46 Circuitería consolidada de un módulo de adquisición completo.....207

Figura 47 Prototipo consolidado en funcionamiento 208

Figura 48 Voltaje de salida del módulo TP4056 en reposo 211

Figura 49 Voltaje de salida del módulo TP4056 en transmisión activa 212

Figura 50 Disposición bilateral de los sensores electromiográficos 214

Figura 51 Estabilidad del sensor durante la ejecución de la técnica 215

Figura 52 Interfaz inicial del sistema de monitoreo electromiográfico 217

Figura 53 Registro de un nuevo entrenador en la plataforma 218

Figura 54 Registro de un nuevo deportista vinculado a su entrenador 219

Figura 55 Selección de deportista y entrenador registrados 220

Figura 56 Autenticación del entrenador en la plataforma 221

Figura 57 Normalización de la señal electromiográfica en %MVC durante sesión activa - Deportista 1 222

Figura 58 Normalización de la señal electromiográfica en %MVC durante sesión activa - Deportista 2 223

Figura 59 Flujo de Node-RED con nodo MQTT Receiver activo y panel de depuración ... 225

Figura 60 Detalle ampliado del panel de depuración durante la técnica Dollyo Chagui 226

Figura 61 Clasificación N3_Sobrecarga ante valor máximo de %MVC (pierna izquierda) 228

Figura 62 Clasificación N1_Reposo ante valor mínimo de %MVC (pierna izquierda) 229

Figura 63 Clasificación N3_Sobrecarga en la pierna derecha durante la técnica Dollyo Chagui 230

Figura 65 Consulta Flux mostrando registros almacenados en InfluxDB para el deportista Stiven Chalacama 232

Figura 66 Consulta de progreso semanal en vista de barras apiladas por nivel funcional ... 233

Figura 67 Consulta de progreso semanal en vista de tendencia por curva 234

Figura 68 Selector desplegable de técnica en la interfaz del entrenador 235

Figura 69 Consulta de serie temporal para un día específico de entrenamiento.....236

Figura 70 Reporte PDF exportado desde la consulta de Progreso Semanal.....237

Figura 70 Archivo de datos exportados en formato CSV desde la consulta de Progreso Semanal.....238

Figura 71 Reporte de progreso semanal, Semana 28, deportista Keneth Viveros.....242

Figura 72 Reporte de progreso semanal, Semana 29, deportista Keneth Viveros.....243

Figura 73 Reporte de progreso semanal, Semana 30, deportista Keneth Viveros.....244

Figura 74 Conteo de muestras registradas por deportista durante la fase de captación experimental.....246

Figura 75 Ciclo de funcionamiento del sistema de monitoreo electromiográfico.....247

Figura 76 Entrenador accediendo a la interfaz principal del sistema durante una sesión de entrenamiento.....249

Figura 77 Colocación de los electrodos de superficie sobre el músculo recto femoral.....250

Figura 78 Deportista interactuando con la interfaz de monitoreo en tiempo real durante el entrenamiento.....251

Figura 79 Nombre del instructor para inicio de encuesta.....252

Figura 80 Tabulación de la pregunta 1 dirigida al entrenador.....253

Figura 81 Tabulación de la pregunta 2 dirigida al entrenador.....253

Figura 82 Tabulación de la pregunta 3 dirigida al entrenador.....254

Figura 83 Tabulación de la pregunta 4 dirigida al entrenador.....254

Figura 84 Tabulación de la pregunta 5 dirigida al entrenador.....255

Figura 85 Tabulación de la pregunta 6 dirigida al entrenador.....256

Figura 86 Tabulación de la pregunta 7 dirigida al entrenador.....256

Figura 87 Tabulación de la pregunta 8 dirigida al entrenador.....257

Figura 88 Tabulación de la pregunta 9 dirigida al entrenador.....257

Figura 89 Tabulación de la pregunta 10 dirigida al entrenador 258

Figura 90 Respuestas abiertas proporcionadas por el entrenador 259

Figura 91 Nombres de los deportistas participantes en la encuesta.....260

Figura 92 Distribución por género de los deportistas participantes.....260

Figura 93 Distribución por edad de los deportistas participantes 261

Figura 94 Distribución por categoría de competencia de los deportistas participantes.....262

Figura 95 Tabulación de la pregunta 1 dirigida a los deportistas 262

Figura 96 Tabulación de la pregunta 2 dirigida a los deportistas 263

Figura 97 Tabulación de la pregunta 3 dirigida a los deportistas 264

Figura 98 Tabulación de la pregunta 4 dirigida a los deportistas 265

Figura 99 Tabulación de la pregunta 5 dirigida a los deportistas 265

Figura 100 Tabulación de la pregunta 6 dirigida a los deportistas 266

Figura 101 Tabulación de la pregunta 7 dirigida a los deportistas 267

Figura 102 Tabulación de la pregunta 8 dirigida a los deportistas 267

Figura 103 Tabulación de la pregunta 9 dirigida a los deportistas 268

Figura 104 Tabulación de la pregunta 10 dirigida a los deportistas 269

Figura 105 Respuestas de los deportistas respecto a las molestias generadas por el prototipo 270

Figura 106 Respuestas de los deportistas respecto a las mejoras recomendadas para el sistema.....271

Figura 107 Número estimado de deportistas en la selección. 299

Figura 108 Método de evaluación del nivel de exigencia física.....300

Figura 109 Precisión percibida del método actual de evaluación.....300

Figura 110 Frecuencia de fatiga o lesiones por sobre exigencia. 301

Figura 111 Importancia de la información objetiva sobre la activación muscular. 302

Figura 112 Relevancia del monitoreo del músculo recto femoral 302

Figura 113 Uso de sistema portátil para monitoreo en tiempo real. 303

Figura 114 Características prioritarias en sistema de monitoreo muscular. 304

Figura 115 Distribución de edades de los deportistas encuestados 307

Figura 116 Distribución de género de los deportistas encuestados 308

Figura 117 Frecuencia de fatiga muscular durante la ejecución de técnicas chagui. 308

Figura 118 Nivel de esfuerzo Físico 309

Figura 119 Utilidad de información objetiva del esfuerzo muscular.....310

Figura 120 Uso de dispositivo portátil para monitoreo de actividad muscular. 311

Figura 121 Importancia de la no interferencia del dispositivo en la ejecución técnica. 312

Figura 122 Percepción sobre la prevención de lesiones mediante monitoreo muscular. 312

Figura 123 Configuración del servidor DHCP del router.....395

Figura 124 Reserva de dirección IP fija para el nodo central 396

Figura 125 Lista de clientes conectados a la red 396

Figura 126 Modo de operación del router 397

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Parámetros fisiológicos y biomecánicos del taekwondo competitivo. 46

Tabla 2 Puntos clave del musculo recto femoral 51

Tabla 3 Parámetros biomecánicos del recto femoral en la extensión de rodilla y flexión de cadera 54

Tabla 4 Parámetros estructurales y electromiográficos del recto femoral vinculados a la potencia y velocidad. 58

Tabla 5 Comparación entre sEMG frente a otros métodos, ...75

Tabla 6 tipos de sensores biomédicos portátiles aplicados al monitoreo muscular. 84

Tabla 7 Sistemas embebidos 86

Tabla 8 Parámetros representativos en plataformas de visualización. 88

Tabla 9 Lista de Stakeholders 102

Tabla 10 Acrónimos de requerimientos 103

Tabla 11 Requerimiento de los Stakeholders 107

Tabla 12 Requerimiento del Sistema 109

Tabla 13 Requerimientos de la Arquitectura 113

Tabla 14 Comparación para la selección del sistema electromiográfico. 119

Tabla 15 Datasheet Myoware Muscle Sensor (AT-04-001) 121

Tabla 16 Comparación para la selección del microcontrolador. 122

Tabla 17 Datasheet del microcontrolador ESP32-C3 123

Tabla 18 Comparación para la selección del nodo central 124

Tabla 19 Datasheet Raspberry Pi 4 Modelo B 125

Tabla 20 Comparación para la selección del sistema de alimentación. 126

Tabla 21 Datasheet de batería Li-ion 18650 UR18650F de 3.7V y 2300 mAh 128

Tabla 22 Comparación para la selección del soporte vestible 132

Tabla 23 Comparación para la selección del entorno de programación del microcontrolador. 133

Tabla 24 Comparación para la selección del lenguaje en el módulo de adquisición. 134

Tabla 25 Comparación para la selección del sistema operativo del nodo central. 136

Tabla 26 Comparación para la selección del protocolo de comunicación en el nodo central. 137

Tabla 27 Comparación para la selección de la herramienta de integración en el nodo central 138

Tabla 28 Comparación de la selección de la plataforma de almacenamiento del sistema. 139

Tabla 29 Comparación para la selección de la plataforma de visualización del sistema. 141

Tabla 30 Fragmento de código – Cálculo y publicación del dato procesado 169

Tabla 31 Clasificación de niveles de activación muscular mediante %MVC 184

Tabla 32 Caso de prueba - Test eléctrico 210

Tabla 33 Caso de prueba – Test de Hardware 213

Tabla 34 Caso de prueba – Test de Software 215

Tabla 35 Caso de prueba – Test de aplicación 239

Tabla 36 Caso prueba - Test funcional 248

Tabla 37 Trazabilidad de requerimientos de stakeholders (STKR) 272

Tabla 38 Trazabilidad de requerimientos del sistema (SYSR) 273

Tabla 39 Trazabilidad de requerimientos de arquitectura (ARCR) 276

Tabla 40 Hoja de ruta para pruebas con deportistas durante la captación EMG. 399

CAPÍTULO I: ANTECEDENTES

1.1 Tema

Diseño de un prototipo deportivo para monitorear el músculo recto femoral durante la ejecución de patada (chagi) en taekwondo.

1.2 Problema

La evaluación objetiva de la activación del músculo recto femoral en deportistas juveniles es un desafío técnico debido a las limitaciones de los sistemas actuales de electromiografía de superficie. Tradicionalmente, la electromiografía requiere equipos especializados, como los sistemas Noraxon o Delsys, que son voluminosos, costosos y solo operan en entornos controlados (Felici & Del Vecchio, 2020). Esto implica infraestructura dedicada y personal capacitado para colocar electrodos y procesar señales eléctricas complejas. En consecuencia, su uso queda restringido a centros de alto rendimiento, excluyendo a muchos deportistas juveniles de provincias como Imbabura.

En Ecuador, la evaluación muscular en centros de alto rendimiento se basa en electromiografía de superficie mediante equipos clínicos especializados, como los de Noraxon o Delsys, los cuales requieren infraestructura y personal capacitado, por lo que su uso en campo es limitado. En la selección juvenil de la Federación Deportiva de Imbabura, las evaluaciones se realizan de forma indirecta a través de pruebas funcionales o métodos observacionales, lo cual no permite un análisis detallado de la activación muscular durante el entrenamiento. Esta falta de herramientas portátiles y accesibles para monitorear la actividad muscular en tiempo real representa una limitación significativa en la prevención de lesiones y mejora del rendimiento.

El diseño del prototipo deportivo para el monitoreo del músculo recto femoral se plantea como una necesidad crítica para superar las limitaciones de los sistemas convencionales. La

exigencia física del taekwondo y la dinámica específica de las técnicas chagi requieren que el dispositivo sea ligero, flexible y que no interfiera con la ejecución técnica ni la movilidad del atleta (Ray et al., 2019). Prototipos poco ajustables o voluminosos comprometen el confort y la funcionalidad, lo que reduce su adopción y efectividad durante el entrenamiento. Por lo tanto, el desarrollo de una prenda deportiva inteligente que integre sensores electromiográficos y componentes electrónicos de forma inalámbrica es fundamental para obtener datos precisos y representativos en condiciones reales de uso.

Esta problemática se agrava al considerar que el músculo recto femoral es determinante en la extensión y control de la rodilla, pieza clave en la potencia y precisión de las patadas chagi (S. Lee et al., 2020). Sin una herramienta adecuada para monitorear esta musculatura de manera continua y precisa, los entrenadores carecen de información vital para ajustar las cargas y corregir posibles desequilibrios o fatigas musculares que podrían derivar en lesiones. Así, la ausencia de soluciones funcionales y adaptadas al usuario portátiles para el monitoreo del recto femoral limita el avance en la personalización del entrenamiento y la prevención de lesiones en deportistas juveniles.

El uso de sensores electromiográficos convencional únicamente en laboratorios dificulta el seguimiento continuo de los atletas en condiciones reales de entrenamiento. Además, los sistemas actuales tienden a ser sensibles al ruido de movimiento, perdiendo precisión cuando los deportistas se desplazan (Garouche & Thamsuwan, 2023). Otro factor crítico es la capacitación del personal. Felici & Del Vecchio (2020) destacan que una barrera importante para la adopción de la en el deporte es la escasa formación técnica del personal. Interpretar señales musculares en tiempo real requiere conocimientos avanzados, algo poco común en federaciones provinciales. Por ello, muchas veces se recurre a observaciones subjetivas, limitando la objetividad en la evaluación muscular.

La falta de mediciones objetivas incrementa el riesgo de subestimar la fatiga o las asimetrías musculares. La electromiografía en tiempo real permite detectar desequilibrios entre el recto femoral e isquiotibiales, clave para prevenir lesiones comunes en deportes de contacto como el taekwondo (Tang et al., 2020). Sin estas herramientas, los entrenadores dependen del juicio visual, lo que puede llevar a cargas inadecuadas o movimientos mal ejecutados. En términos de planificación del entrenamiento, la ausencia de datos fisiológicos limita la personalización de las rutinas. La integración de dispositivos portátiles ha demostrado su utilidad en la individualización de cargas de trabajo y recuperación (De Fazio et al., 2023). Sin estos datos, los entrenamientos se estructuran de forma genérica, sin considerar las respuestas musculares específicas de cada deportista.

La retroalimentación en tiempo real también mejora la técnica de ejecución. Según Haab et al. (2024), los atletas que reciben datos inmediatos sobre su desempeño muscular tienden a corregir errores con mayor eficacia. Esto tiene un valor adicional en la etapa juvenil, donde aún se está desarrollando la memoria muscular y los patrones de movimiento. Teniendo en cuenta que el monitoreo muscular mediante sensores portátiles permite ajustar la intensidad del entrenamiento en función de la respuesta fisiológica del atleta. Esto puede prevenir sobre entrenamiento y optimizar el rendimiento (Adão Martins et al., 2021). La falta de estas herramientas deja a los entrenadores sin datos críticos para tomar decisiones informadas.

El contexto juvenil exige soluciones tecnológicas adaptadas. Park et al. (2024) señalan que los jóvenes atletas se benefician especialmente de tecnologías portátiles por su facilidad de uso, bajo costo y capacidad para integrarse en ambientes no clínicos. La propuesta de un sistema funcional incrustado en prendas deportivas responde a esta necesidad. Aunque, la falta de infraestructura de soporte también limita la adopción de estas tecnologías. No existen protocolos adaptados al contexto ecuatoriano que validen el uso de electromiografía portátil

en deportes como el taekwondo. Esta ausencia de estandarización impide la comparación de datos entre deportistas o entre sesiones (Claudino et al., 2019).

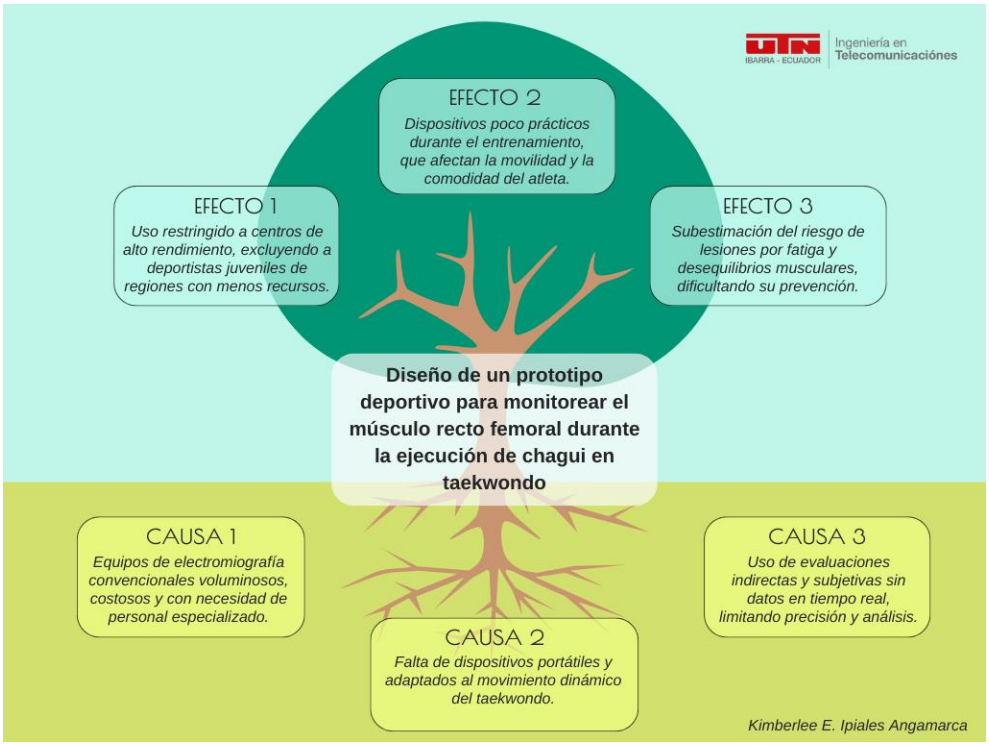
La desigualdad regional es otra dimensión crítica. Mientras algunos centros en Quito o Guayaquil acceden a tecnologías avanzadas, regiones como Imbabura carecen de recursos similares. La implementación de soluciones portátiles democratizaría el acceso a datos biomecánicos (Seçkin et al., 2023), contribuyendo a reducir la brecha entre deportistas de élite y en formación. El entrenamiento basado en datos promueve una cultura deportiva sustentada en evidencia. Hogan & Mishra (2024) sostienen que el uso de sensores mejora la toma de decisiones, el rendimiento y la seguridad del atleta. Este enfoque debería ser parte fundamental del desarrollo deportivo juvenil en Ecuador.

Además, la falta de tecnologías accesibles y adaptadas impide una evaluación precisa del rendimiento y el estado muscular en el entrenamiento real. Implementar un sistema funcional y portátil de electromiografía permitiría monitorear el músculo recto femoral en tiempo real, previniendo lesiones y optimizando el rendimiento de los atletas juveniles de taekwondo en la Federación Deportiva de Imbabura.

Por último, para comprender de manera integral las dificultades que enfrenta el desarrollo y aplicación de un prototipo deportivo funcional para monitorear el músculo recto femoral durante la ejecución de chagi en taekwondo, es fundamental identificar y analizar las causas raíces y los efectos que derivan de esta problemática; a continuación en la **Figura 1** que se presenta a continuación muestra cómo factores como el costo y complejidad de equipos electromiografía tradicionales, la ausencia de dispositivos adaptados al usuario y portátiles, y el uso de métodos indirectos de evaluación, limitan la precisión y el acceso a monitoreo efectivo, afectando la prevención de lesiones y la optimización del entrenamiento.

Figura 1

Árbol de Problemas referente al trabajo de grado.



Nota. En la a figura se puede observar un resumen claro sobre la problemática planteada junto con cada una de causas y efectos respecto al problema principal.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Diseñar un prototipo deportivo que permita monitorear en tiempo real la activación del músculo recto femoral durante la ejecución de técnicas chagi en taekwondo.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Analizar los fundamentos teóricos del taekwondo, la biomecánica del músculo recto femoral y las técnicas de monitoreo muscular mediante electromiografía de superficie, como base conceptual para el diseño del prototipo.

- Establecer los requerimientos funcionales y técnicos del sistema, con base en las necesidades de los stakeholders, incluyendo la arquitectura de hardware y software necesaria para el desarrollo del prototipo deportivo.
- Diseñar un prototipo que integre sensores de electromiografía y microcontroladores, para el monitoreo en tiempo real del músculo recto femoral durante la ejecución de técnicas de patada (chagi) en taekwondo.
- Validar el funcionamiento del prototipo mediante pruebas de campo que permitan verificar su precisión y utilidad en condiciones reales de entrenamiento.

1.4 Alcance

El alcance del trabajo de grado consiste en diseñar un prototipo deportivo para monitorear en tiempo real la activación del músculo recto femoral durante la ejecución de técnicas de patada (chagi) en taekwondo. Este proyecto abarca el desarrollo y validación de un sistema de monitoreo muscular orientado al análisis específico de estas técnicas. Se estructura en cuatro objetivos específicos que guían el proceso desde la fase conceptual hasta la implementación en campo. La metodología adoptada es Action Research, debido a que el desarrollo se realiza en un entorno real con participación de los stakeholders (deportistas y entrenadores), cuyas observaciones permitirán realizar ajustes técnicos de hardware y software en función de las limitaciones detectadas durante su uso. El estudio se limita a la evaluación del músculo recto femoral en deportistas juveniles de taekwondo de la provincia de Imbabura, Ecuador.

Fase 1 – Fundamentos Teóricos: En esta fase se analiza la relevancia biomecánica del músculo recto femoral en las técnicas de patada (chagi) de taekwondo. Este músculo es esencial en la extensión de rodilla y flexión de cadera, movimientos fundamentales en la ejecución de técnicas como el dollyo chagi y yop chagi. Estudios recientes destacan que los

extensores de rodilla son claves en la generación de potencia durante las patadas (Sun, Wang, Dong, et al., 2024). Asimismo, se exploran los principios de la electromiografía de superficie como método no invasivo para registrar la actividad muscular, útil para analizar patrones de contracción, fatiga y rendimiento neuromuscular (Campanini et al., 2020). Esta fase responde al cumplimiento del primer objetivo específico el cual se enfoca en analizar los fundamentos teóricos del taekwondo, la biomecánica del músculo recto femoral y las técnicas de monitoreo mediante electromiografía de superficie

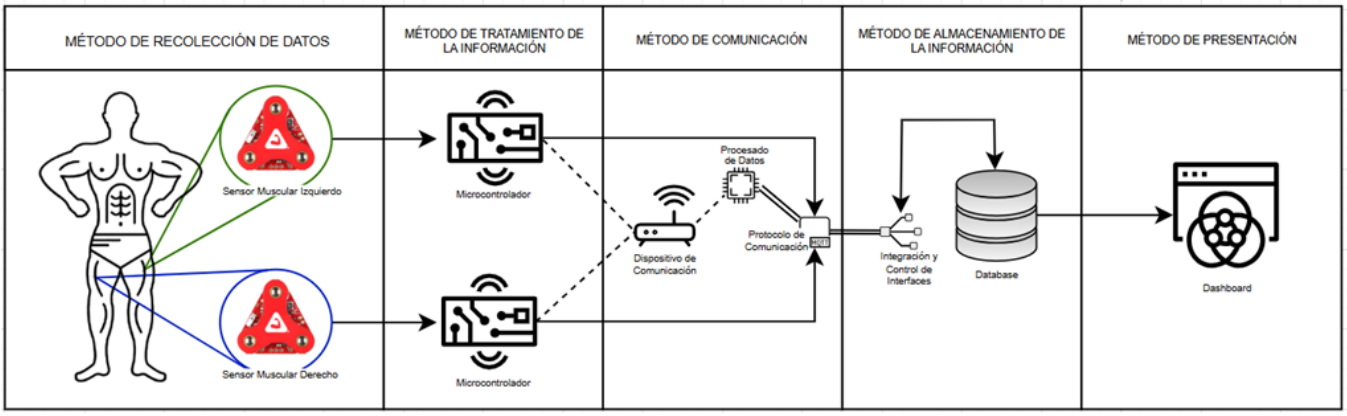
Fase 2 – Definición de Requerimientos: Una vez comprendido el contexto funcional, se procede a establecer los requerimientos técnicos y funcionales del sistema, en atención a las necesidades identificadas en los usuarios finales. Entre los aspectos considerados se incluyen la captura precisa de señales musculares, la portabilidad del sistema y su adecuación al entorno real de entrenamiento sin afectar la movilidad del deportista. Asimismo, se definen criterios clave que guiarán el diseño estructural del sistema, contemplando la integración de sensores musculares, microcontroladores y dispositivos de comunicación. Esta fase representa un componente esencial del proceso de planificación técnica, al sentar las bases para el desarrollo coherente del hardware y software requeridos.

Fase 3 – Diseño e Integración del Software y Hardware: En esta fase se diseña la integración del sistema, que incluye una base de datos para registrar series temporales y una plataforma para la visualización gráfica de los resultados. La arquitectura contempla la transmisión continua de señales musculares desde sensores conectados a microcontroladores, mediante comunicación inalámbrica hacia un servidor local, lo que permite su procesamiento y visualización en tiempo real. El software será desarrollado en el entorno de Arduino, adaptado a los microcontroladores seleccionados. Además, la plataforma permitirá realizar análisis funcionales del rendimiento muscular, y se contará con un sistema que conservará la

información recolectada para futuras consultas, favoreciendo una mejora continua en su interpretación. Todo el proceso se resume en la **Figura 2**.

Figura 2

Arquitectura Prototipo



Nota. Autoría Propia

Fase 4 – Validación y Verificación del Sistema: En esta última fase, se llevará a cabo pruebas unitarias sobre cada componente del sistema (sensores musculares, microcontroladores, conectividad inalámbrica, base de datos y plataforma de visualización), asegurando que cada módulo funcione de acuerdo con los requisitos previamente definidos. Posteriormente, se realizarán pruebas de campo en condiciones reales de entrenamiento con deportistas de la Selección Juvenil de Taekwondo De la Federación Deportiva de Imbabura. Se evaluarán aspectos como la precisión de la señal muscular mediante análisis comparativos, la usabilidad del prototipo a través de encuestas de percepción de los usuarios, y la utilidad práctica del sistema, evaluando cómo los entrenadores interpretan los datos y toman decisiones informadas.

El alcance del sistema se limita exclusivamente a la evaluación del músculo recto femoral, por lo que no se consideran otros grupos musculares ni técnicas distintas a las propias del taekwondo. Así, se determinó que no es necesario incorporar sensores cardíacos en el diseño, ya que, según Molina-Molina et al. (2020), la electromiografía de superficie es

suficiente para evaluar con precisión la activación muscular en sistemas portátiles, siendo adecuada para el monitoreo funcional durante el ejercicio. De manera complementaria, Martin & Martin-Hadmaș (2021) evidencian que no existe una relación directa entre la frecuencia cardíaca y la activación muscular específica medida por electromiografía de superficie, puesto que ambas variables responden a mecanismos fisiológicos distintos. La población objetivo está conformada por deportistas juveniles, entre 15 y 17 años, pertenecientes a la Federación Deportiva de Imbabura. Las pruebas se realizarán únicamente en sesiones de entrenamiento, excluyendo competiciones oficiales debido a las normativas específicas de la disciplina.

Adicionalmente, el sistema está diseñado para evaluar distintas fases de activación del músculo recto femoral como es el reposo, contracción activa, fatiga y sobrecarga. Estas fases se identificarán mediante el análisis de patrones característicos de la señal muscular, capturada por el sensor de electromiografía de superficie, procesada por el microcontrolador. Estudios recientes han demostrado que es posible distinguir estas fases utilizando métricas como el valor cuadrático medio, la frecuencia media y los picos de amplitud de la señal. Garouche & Thamsuwan (2023) validaron un sistema portátil basado en electromiografía de superficie para detectar la fatiga muscular a través del análisis de la señal de valor cuadrático medio, mostrando resultados comparables con equipos clínicos. De igual forma, Gehlot et al. (2022) desarrollaron un sistema IoT con visualización en tiempo real que clasifica los estados musculares en función de rangos de voltaje, permitiendo distinguir entre reposo, activación y fatiga. Estos datos serán procesados y visualizados para permitir la validación experimental del comportamiento muscular durante el entrenamiento.

1.5 Justificación

El desarrollo de un sistema portátil de monitoreo muscular especializado para deportes como el taekwondo tiene un impacto significativo en los ámbitos deportivo, social,

académico y científico. Este proyecto tiene como objetivo responder a necesidades concretas de evaluación biomecánica en tiempo real, aplicando tecnología accesible e innovadora para mejorar el entrenamiento deportivo y la prevención de lesiones. A través de la creación de un prototipo portátil, este sistema permitirá obtener datos cuantificables sobre la activación muscular y fatiga, elementos esenciales para el rendimiento deportivo y la prevención de lesiones, aspectos que anteriormente solo podían ser evaluados en entornos controlados, como los laboratorios.

Desde el punto de vista técnico y científico, los avances en los sensores portátiles han permitido cuantificar objetivamente parámetros de rendimiento deportivo que antes solo eran accesibles mediante dispositivos de alto costo y en entornos controlados. El uso de la electromiografía de superficie (técnica no invasiva) permite monitorear en tiempo real la activación muscular, el cual es un factor clave en disciplinas como el taekwondo, donde la fuerza y coordinación muscular son esenciales. Este sistema, diseñado para ser utilizado directamente en el campo de entrenamiento, proporciona una retroalimentación inmediata a entrenadores y atletas, lo que les permite corregir la técnica en el momento y mejorar la ejecución de las patadas. Además, el prototipo permitirá analizar la fatiga muscular, un factor crucial en la prevención de lesiones. La acumulación de fatiga muscular puede alterar el patrón de activación, aumentando la probabilidad de sufrir lesiones musculares, sobre todo en deportes de alta exigencia como el taekwondo, que involucra movimientos explosivos y rápidos.

Uno de los beneficios más importantes de este sistema es que proporciona información objetiva sobre el estado muscular del atleta. En la actualidad, muchos entrenadores basan sus decisiones en percepciones subjetivas o en métodos indirectos de monitoreo. Este sistema mejora esta situación al ofrecer datos precisos que permiten tomar decisiones informadas y fundamentadas, no solo durante el entrenamiento, sino también en la rehabilitación y

recuperación de lesiones. Además, esta herramienta contribuye significativamente a la prevención de lesiones al identificar signos tempranos de fatiga o desequilibrios en los patrones musculares, lo cual podría pasar desapercibido sin una tecnología de monitoreo adecuada. Así, el prototipo propuesto facilita tanto la prevención de lesiones como la optimización del rendimiento físico, factores cruciales en disciplinas de alta exigencia como el taekwondo.

Desde el punto de vista social, este tipo de tecnologías fomenta una práctica deportiva más segura, inclusiva y accesible para una mayor cantidad de personas. La promoción de la actividad física, especialmente entre los jóvenes, es fundamental para el desarrollo integral y para reducir riesgos de enfermedades crónicas. Según el Pacto Mundial de las Naciones Unidas (2023), el Objetivo de Desarrollo Sostenible 3 (ODS 3) tiene como meta “garantizar una vida sana y promover el bienestar para todos en todas las edades”. Este proyecto contribuye a dicha meta al facilitar la detección temprana de sobrecargas musculares o anomalías durante el entrenamiento, lo cual puede reducir el riesgo de lesiones y los costos médicos asociados. El acceso a tecnología portátil de bajo costo democratiza su uso, permitiendo que academias, federaciones locales e incluso centros educativos puedan adoptar prácticas de entrenamiento con mayor respaldo científico.

Desde el punto de vista académico, este prototipo impulsa la investigación multidisciplinaria entre la ingeniería, la biomecánica y las ciencias del deporte. La generación de datos objetivos abre nuevas oportunidades para estudios en rehabilitación, fisiología del ejercicio y desarrollo de nuevas estrategias pedagógicas para entrenadores. Además, la capacidad de monitorear la activación muscular en tiempo real permite que se realicen estudios longitudinales que analicen el comportamiento muscular de los deportistas a lo largo del tiempo, lo cual aporta al desarrollo de mejores técnicas de entrenamiento y prevención de lesiones.

En términos deportivos, la necesidad de un monitoreo preciso en taekwondo es evidente. Esta disciplina exige técnicas explosivas y rápidas, como la patada circular, en las cuales el músculo recto femoral juega un papel clave. Las extremidades inferiores, especialmente el cuádriceps y los isquiotibiales, son los grupos musculares más propensos a lesiones en atletas de taekwondo. Las lesiones en el cuádriceps femoral, que representan una de las lesiones más comunes en los deportistas de taekwondo, pueden limitar significativamente el progreso deportivo. Este sistema de monitoreo permitirá evaluar la activación del músculo recto femoral durante la ejecución de la patada, lo cual permitirá prevenir sobrecargas y corregir desequilibrios en el patrón de activación muscular, aumentando la seguridad y eficiencia del entrenamiento.

Desde la perspectiva educativa, la herramienta también sirve como apoyo didáctico. Permite a entrenadores y estudiantes observar directamente la activación muscular en tiempo real, lo que facilita la enseñanza y corrección de la técnica. Además, la portabilidad de los dispositivos modernos permite su uso fuera del laboratorio, directamente en el entorno de práctica, mejorando la factibilidad, eficiencia y representatividad de las evaluaciones. Esto se alinea con la tendencia internacional de llevar la ciencia de datos al entorno deportivo real, haciendo que la tecnología sea más accesible para entrenadores y atletas de diferentes niveles.

En cuanto a la sostenibilidad, el proyecto se alinea directamente con el ODS 3: Salud y Bienestar. La actividad física regular es clave para el bienestar físico y mental, y este tipo de tecnologías permite sostenerla de forma más segura, reduciendo el riesgo de abandono deportivo por lesiones. Promover el bienestar implica desarrollar herramientas que faciliten estilos de vida saludables y la prevención de enfermedades. Al reducir el riesgo de lesiones, el prototipo contribuye a prolongar la actividad física en la niñez y adolescencia, y también a educar sobre el cuidado del cuerpo durante el ejercicio.

En términos de factibilidad técnica y económica, el sistema propuesto es altamente viable debido a su diseño modular y bajo costo. Esta solución tecnológica permite el monitoreo muscular de manera accesible para academias y centros educativos con recursos limitados, sin comprometer la calidad del monitoreo. Este prototipo es una opción viable que proporciona beneficios tanto para la práctica deportiva profesional como para la educativa, impulsando la inclusión de la tecnología en el entrenamiento deportivo a nivel local y regional.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

El presente capítulo expone los fundamentos teóricos que sustentan el diseño del prototipo deportivo orientado al monitoreo del músculo recto femoral durante la ejecución de la patada chagi en taekwondo. En este contexto, se examinan los principios esenciales de esta disciplina marcial y la importancia de las técnicas de pateo en el rendimiento competitivo. Asimismo, se analiza la función biomecánica del recto femoral en los movimientos de extensión de rodilla y flexión de cadera, su incidencia en la generación de potencia y en la prevención de lesiones. Finalmente, se abordan los fundamentos de la electromiografía de superficie, la ergonomía aplicada al deporte y casos de estudio relacionados.

2.1. Fundamentos del Taekwondo

A continuación, se presentan los fundamentos generales del taekwondo, abarcando su evolución histórica y las demandas físicas propias de esta disciplina. Se describen las técnicas de patada (chagi) más representativas y su importancia en el entrenamiento competitivo. De esta manera, se establece el marco necesario para comprender el papel de la biomecánica en el rendimiento y la prevención de lesiones en los deportistas de la selección juvenil de la Federación Deportiva de Imbabura.

2.1.1. Historia y evolución del taekwondo

El taekwondo es un arte marcial coreano consolido su identidad en el año 1955, cuando diversas escuelas unificaron su práctica bajo la denominación oficial propuesta por el general Choi Hong Hi. El término proviene de los vocablos: *tae* (pie), *kwon* (mano) y *do* (camino), por tanto, Taekwondo tiene como significado *"El camino del pie y la mano"*, reflejando la filosofía de disciplina y armonía entre cuerpo y mente. Sus raíces se remontan al *Taekkyo*[1] y

[1] Arte tradicional orientado al desarrollado físico y mental con el fin de usar tanto pies como manos con libertad en situaciones de defensa.

al *Subak*[2], artes de combate tradicionales cultivadas por los guerreros *Hwarang*, quienes además promovían valores éticos y marciales (Morocho Guapi, 2021).

Durante el siglo XX, tras la liberación de Corea, el taekwondo se consolidó como le arte marcial nacional y se inició su difusión internacional. Para el año 1972 se inaugura Kukkiwon[3] en Seúl, considerado la sede mundial de esta disciplina, y para el año 1973 se fundó la Federación Mundial de Taekwondo (WTF), encarda de establecer reglamentos y organizar competencias internaciones (Morocho Guapi, 2021).

En el Ecuador, el taekwondo se introdujo en el año 1969 gracias a la llegada de los maestros coreanos Bum Jae Lee que difundió el estilo *Jidokwan* en Guayaquil y Chul Woong Jang por otro lado, introdujo el estilo *Chung Do Kwan* en Quito y posteriormente en Cuenca. Ambos fueron pioneros en la formación de los primeros practicantes ecuatorianos, quienes más tarde fundaron clubes y asociaciones que permitieron la expiación del deporte tanto en la región Costa como la región Sierra (García Zambrano & Valverde Briones, 2024).

Durante la década de 1970 se organizaron torneos provinciales en Guayaquil, Portoviejo y Pichincha, y posteriormente el primero campeonato nacional en Guayaquil. A novel internacional, ecuador debutó en el Campeonato Mundial de Chicago en 1977, con representantes como Javier Romero y Jorge Ramírez. En 1979, la selección nacional obtuvo títulos sudamericanos, y en el Mundial de Guayaquil en 1982, el ecuatoriano Jose Cedeño Barre logró la primera medalla de oro mundial para el país, acompañado de la medalla de plata por parte de Duván Cangá, lo que marcó un hito histórico para el taekwondo ecuatoriano (García Zambrano & Valverde Briones, 2024).

Por último, en el año 1985 el taekwondo fue incluido en los Juegos Deportivos Nacionales del Ecuador, consolidando su institucionalización y reconocimiento oficial dentro

[2] Arte que se enfocó en el fortalecimiento de piernas y brazos, obteniendo un estilo de lucha con fuertes patadas, bloqueos y derribos.

[3] Sede Mundial del Taekwondo y Organización Oficial que regula el arte marcial (Taekwondo).

de la estructura deportiva nacional. De esta forma, el taekwondo paso de ser un arte marcial tradicional coreano para convertirse en una disciplina federada y competitiva en el país, con proyección internacional y logros significativos desde sus primeras décadas de práctica (Morocho Guapi, 2021) .

2.1.2. Principales técnicas de pateo

Dentro del taekwondo, la patada chagi se considera la base técnica sobre la cual se construye el repertorio de movimientos de la disciplina. Su dominio permite desarrollar potencia, equilibrio, precisión y control corporal, cualidades indispensables en la práctica y la competencia. A partir de esta técnica fundamental se organizan y clasifican las demás patadas, que amplían las posibilidades tácticas y estratégicas del taekwondista en combate.

2.1.2.1. La patada (chagi) como técnica base.

En Taekwondo, las patadas (chagi) constituye la esencia técnica de este arte marcial, caracterizado por movimientos de alta velocidad y gran potencia. Durante los combates deportivos, la mayoría de las acciones ofensivas se realizan con los miembros inferiores, convirtiendo a las patadas en el recurso predominante frente al oponente (Pedro & Gómez Castañeda, 2004).

Desde los niveles iniciales se enseñan como habilidades primarias sobre las que se construyen técnicas avanzadas. Las patadas frontales, laterales y hacia atrás son consideradas técnicas clásicas ampliamente difundidas, con múltiples variaciones sobre la misma mecánica básica (Benito Díaz & Barrientos Varela, 2020).

En el entrenamiento, la práctica sistemática de patadas (*chagui*) mejora cualidades físicas esenciales como la fuerza explosiva de las piernas, la flexibilidad y el equilibrio. Asimismo, perfecciona la coordinación y la precisión, al requerir un control neuromuscular fino para garantizar una correcta ejecución. Los manuales técnicos recientes subrayan que una patada

bien realizada no solo optimiza el rendimiento, sino que también cumple con un rol preventivo frente a lesiones. En esta línea, Kim (2024) destaca el desarrollo del poder, la velocidad y la precisión en las patadas es fundamental para alcanzar la esencia del Taekwondo en su dimensión técnicos – deportivos.

En el ámbito competitivo, las patadas son el principal recurso ofensivo y de puntuación. Con la incorporación de petos electrónicos y la evolución de la reglamentación, la efectividad del Taekwondo moderno se centra en los ataques de piernas. No es casualidad que la patada circular (*dollyo chagui*) sea una de las técnicas más utilizadas para puntuar en torneos, debido a su versatilidad y velocidad de ejecución (Moreira & Paula, 2017). Junto a ella, la patada frontal (*Ap chagui*) y la patada lateral (*yop chagui*) se emplean con frecuencia estratégica, ya sea para mantener la distancia, sorprender al oponente con cambios de nivel o como contraataques rápidos.

Por lo cual, el dominio técnico de la patada (*chagui*) resulta crítico tanto para preparación del atleta en el entrenamiento diario como para la definición de resultados en la competencia, constituyéndose en la base sobre la cual se edifica el repertorio ofensivo del Taekwondo.

2.1.2.2. Clasificación de patadas (Ap chagi, Dollyo chagi, Yop chagi, etc.).

Las técnicas de piernas constituyen el núcleo del Taekwondo, llegando a representar entre aproximadamente el 80 % a incluso el 85 % de las acciones ofensivas dentro del cobate oficial (Guerra Barahona & Tipán Niacato, 2023). Su clasificación responde a criterios de dirección, trayectoria y complejidad de ejecución, la que permite organizar un repertorio técnico que va desde las habilidades básicas hasta las variantes más avanzadas. Dentro de las patadas fundamentales se destacan *Ap chagui* (frontal), *Dollyo chagi* (circular) y *Yop chagi* (lateral), reconocidas por su aplicabilidad en situaciones de ataque, contraataque y control de distancia.

Estas técnicas, además de ser esenciales en el proceso formativo, han evolucionado en su mecánica y propósito con la inclusión de la competición de contacto pleno desde la década de 1960, lo cual favoreció el predominio de las piernas sobre los puños en la dinámica del combate (Moenig, 2011).

Ap chagui. Patada frontal (앞 차기), que se ejecuta desde una posición de combate con las piernas separadas a la anchura de los hombros y las manos en guardia; posteriormente, la rodilla de la pierna ejecutora se eleva hacia el pecho formando un ángulo de aproximadamente 90° y se extiende con rapidez hacia el frente proyectando el impacto con el empeine a la bola del pie, manteniendo una ligera flexión en la articulación al momento del contacto para reducir riesgos de lesiones; una vez alcanzado el objetivo, la pierna se retrae siguiendo el mismo recorrido de extensión, regresando a la posición inicial con la rodilla doblada mientras las manos permanecen en guardia, lo que asegura protección en todo momento y una estabilidad durante toda la técnica (Benito & Varela, 2020). Tal como se muestra en la **Figura 3** a continuación.

Figura 3

Secuencia Técnica de Ap Chagui



Nota. Ap Chagui es una patada frontal versátil, rápida y de gran alcance, útil para atacar, empujar e interrumpir las ofensivas *(Del Soto, 2023)*.

Dollyo Chagui. Patada Circular (돌려 차기), conocida también como patada redonda, se ejecuta iniciando en posición de combate con las piernas separadas al ancho de los hombros y las manos en guardia, posteriormente el pie de apoyo rota sobre la bola del pie permitiendo girar la cadera en dirección al objetivo, mientras la pierna ejecutora eleva la rodilla flexionada en un ángulo cercano a 90° y se extiende en un movimiento circular impactando con el empeine o la espinilla, asegurando una ligera flexión al momento del contacto para reducir riesgos de lesión, finalmente la pierna se retrae siguiendo el mismo recorrido y se retorna a la posición inicial, conservando en todo momento la guardia activa para garantizar estabilidad y protección durante la técnica (Benito & Varela, 2020).

2.1.3. Exigencias físicas y biomecánicas del taekwondo

El taekwondo es un deporte de combate de naturaleza intermitente, caracterizado por los movimientos explosivos, predominantemente de las extremidades inferiores, donde la técnica, la potencia y la precisión depende de un equilibrio entre las capacidades física y la eficiencia biomecánica del movimiento (Monterrosa Quintero et al., 2025). Estas exigencias se intensifican en la categoría juvenil, donde los procesos de desarrollo fisiológico y muscular están en evolución y requieren una planificación adecuada del entrenamiento para optimizar el rendimiento y prevenir lesiones.

Exigencias Fisiológicas. Durante un combate de taekwondo, los atletas realizan acciones breves y repetidas de alta intensidad, intercaladas con cortos periodos de recuperación activa. Diversos estudios confirman que la frecuencia cardiaca durante la competición se mantiene en un porcentaje del 85 al 96% de la frecuencia cardiaca máxima, con picos que superan los $190\,\frac{lat}{min}$ categorías juveniles. Asimismo, la concentración de lactato en sangre posterior al combate oscila entre el 8 al 13 de mmol/L, lo que evidencia una marcada participación del metabolismo anaeróbico láctico durante los intercambios (Buendía Solano, 2024).

El consumo de oxígeno (VO_2máx) se sitúa en valores promedio de 52 al 58 $ml \cdot kg^{-1} - 1 \cdot min^{-1}$, lo que denota una alta capacidad aeróbica requerida para sostener la intensidad técnica a lo largo de tres asaltos (Moreira et al., 2016). Estas demandas fisiológicas se resumen en la **Tabla 1** a continuación.

Tabla 1

Parámetros fisiológicos y biomecánicos del taekwondo competitivo.

Parámetro	**Rango / Valor promedio**
Frecuencia cardíaca (FC máx)	$180 - 200 \frac{lat}{min}$ [a]
Lactato en sangre	$8 - 13 \frac{mmol}{L}$ [b]
Consumo de oxígeno (VO_2máx)	$52 - 58\, ml \cdot kg^{-1} \min^{-1}$ [1 c]
Tiempo medio de acción	$0.25 - 0.35\, seg$ [d]
Velocidad angular de rodilla (Dollyo Chagui)	$720 - 900 \, ° \frac{}{s}$ [d]
Torque articular de rodilla	$170 - 210\, N \cdot m$ [d]
Fuerza de impacto (Yop Chagui)	$7500 - 9000\, N$ [a]
Frecuencia relativa promedio	$7.2 - 9.5 \frac{W}{kg}$ [a]

Nota. [a] Lagla Melendres (2019) [b] Buendía Solano (2024) [c] Moreira et al. (2016) [d] Yao (2023)

Estos valores demuestran que el taekwondo combina esfuerzos anaeróbicos intermitentes con una importante resistencia aeróbica de soporte, siendo necesarios que los atletas juveniles posean una base cardiorrespiratoria sólida para mantener la calidad técnica durante el combate.

Exigencias Biomecánicas. Desde el punto de vista biomecánico, el taekwondo exige movimientos de cadena cinética abierta, donde la pierna ejecutoria se desplaza libremente para generar velocidad angular y fuerza de impacto. La técnica de patada involucra una secuencia coordinada entre la pierna de apoyo, la rotación de cadera y la extensión rápida de la rodilla, lo que requiere control postural y sincronización intermuscular.

Durante la ejecución del dollyo chagui, se ha registrado una velocidad angular promedio de la rodilla de $850 \pm 80\ °/s$ y torques de aproximadamente $200\ N \cdot m$, alcanzando un tiempo total de ejecución de $0.28\ s\ \pm 0.04$ (Yao, 2023).

Estas cifras reflejan la elevada demanda neuromuscular y de potencia que caracteriza a las técnicas de pateo, especialmente en atletas juveniles, donde la eficiencia técnica depende de la maduración del sistema musculoesquelético.

El principal grupo muscular implicado es el cuádriceps femoral, destacando el recto femoral por su doble funcion de flexión de cadera y extensión de rodilla, acciones determinantes en la fase de impacto (Monterrosa Quintero et al., 2025). Este musculo actúa como generador primario de potencia en la patada, y simultáneamente, estabilizador del movimiento al frenar la pierna tras el contacto.

La activación electromiografía del recto femoral durante el dollyo chagui alcanza picos cercarnos un porcentaje de $80\ \pm 5\%$ de su capacidad máxima de concentración, evidenciando su rol protagónico en la generación de fuerza (Yao, 2023). Por su naturaleza biarticular, este músculo esta particularmente expuesto a sobrecargas si existe deficiente flexibilidad o un desequilibrio entre la fuerza de extensores y flexores. En jóvenes takwondoínes, esta situación puede derivar en microrroturas o tendinopatía si no se respetan los principios de progresión del entrenamiento.

A nivel globa, la biomecánica del taekwondo se caracteriza por lo movimientos de corta duración y alta aceleración, predominando asi las acciones de extensión y rotación de cadera además de las elevadas demandas de equilibrio dinámico sobre una sola pierna.

Implicaciones en el rendimiento juvenil y prevención de lesiones. En la categoría juvenil, las exigencias físicas y biomecánicas del taekwondo tienen un impacto directo en el rendimiento técnico y en la prevención de lesiones.

La potencia generada por el tren inferior depende del equilibrio entre fuerza explosiva, flexibilidad y coordinación neuromuscular. Los atletas con mejores niveles de fuerza relativa y amplitud de movimientos ejecutan patadas más rápidas y precisas, con una mayor eficiencia energética (Paucay Tamay, 2024)

De manera contraria, deficiencias en flexibilidad del recto femoral y de los isquiotibiales pueden reducir la amplitud del movimiento aumentando el riesgo de distensión durante la ejecución de patadas altas (González Hernández, 2024).

2.2. Biomecánica del Músculo Recto Femoral

El musculo recto femoral juega un papel fundamental en el rendimiento de las patadas (chagui), ya que tiene características biomecánicas complejas las cuales varían según la experiencia del atleta además de la efectividad de la patada.

Además, durante las patadas, el recto femoral muestra patrones de activación distintivos, siendo una de ella el “golpe”, mismo que se activa antes y de manera estratégica a comparación de la acción “fallo” (Sun, Wang, & Dong, 2024).

Por otro lado, la fatiga afecta significativamente el rendimiento muscular; estudios demuestran un mayor tiempo de reacción y una menor fuerza de patada a medida que se va presentando la fatiga muscular; por lo cual, los atletas de élite demuestran una activación más eficiente del recto femoral, con menor índice de contracción y un reclutamiento muscular más preciso (Moreira et al., 2018).

2.2.1. Anatomía y función del recto femoral

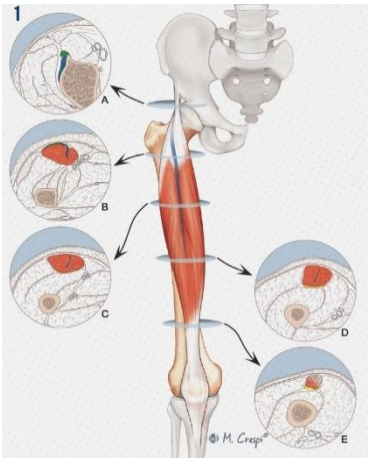
El recto femoral es uno de los cuatro musculo que componen el cuádriceps femoral, junto con el vasto lateral, vasto medial y vasto intermedio. Se distingue por ser el único biarticular, al cruzar las articulaciones de la cadera y rodilla, lo que permite participar de manera simultánea en la flexión de la cadera y la extensión de la rodilla (Murdock et al., 2025).

En la **Figura 4** se ilustra la estructura general del musculo recto femoral desde su origen hasta su porción distal. De manera anatómica, presenta dos cabezas proximales: una directa que se inserta en la espina iliaca anterior (EIAI), y una indirecta o reflejada, la cual se origina en el reborde supra acetabular del ilion (Ahmad et al., 2023).

Ambas porciones convergen en un vientre muscular fusiforme que se extiende a lo largo de la región anterior del muslo y se continúa con un tendón común, el cual se une a los demás componentes del cuádriceps para formar el tendón cuadricipital. Dicho tendón se inserta en la base de la rótula y se prolonga hacia la tuberosidad tibial mediante el ligamento patelar (Guzmán, 2023).

Figura 4

Complejo mioconectivo del músculo recto femoral desde el origen hasta la porción distal (A-E).



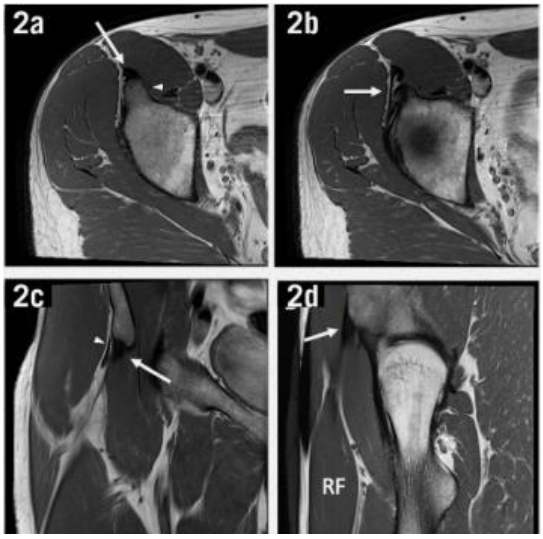
Nota. Ilustración de Massimiliano Crespi en (Ahmad et al., 2023).

Además, en la **Figura 4**, se encuentran cinco subfiguras, siendo (A) el origen dual del músculo, teniendo asi a la cabeza directa (verde) que emerge de la EIAI y la cabeza indirecta (azul) desde el reborde supra acetabular; por otro lado, (B y C), muestran la convergencia de ambas cabezas junto con la formación del tendón central intramuscular; y por último, (D y E), representan la transición hacia el extremo distal, donde se observa la aponeurosis posterior (amarillo) en continuidad con el tendón terminal (Ahmad et al., 2023).

Mediante estudios de resonancia magnética (MRI), es posible analizar con precisión esta arquitectura interna, misma que se observa en la **Figura 5**; en la cual (2ª) representa la cabeza directa (flecha) originándose en la espina iliaca anterior (EIAI) junto a la cabeza indirecta (punta de la flecha) emergiendo del reborde supra acetabular; por otro lado, (2b), muestra como ambas cabezas convergen formando el tendón conjunto; adicional a esto, (2c), el plano coronal revela la continuidad de los tendones desde la EIAI hasta la unión miotendinosa; por último, en (2d), el corte sagital permite observar el trayecto longitudinal del tendón directo hacia el vientre muscular del recto femoral (Ahmad et al., 2023).

Figura 5

Resonancia Magnética (MRI) ponderados a densidad de protones (PD)



Nota. Ilustración de (Ahmad et al., 2023).

A continuación, en la **Tabla 2** se resumen los principales aspectos anatómicos y fisiológicos del músculo recto femoral, que sintetizan los puntos descritos previamente.

Tabla 2

Puntos clave del musculo recto femoral

Músculo Recto Femoral	
Origen	Espina ilíaca anterior inferior, surco supracetabular.
Inserción	Tuberosidad tibial (a través del ligamento patelar), patela.
Acción	Articulación de la cadera (coxofemoral): flexión del muslo. Articulación de rodilla: extensión de la pierna.
Inervación	Nervio femoral (L2 – L4)
Irrigación	Arterias femorales, circunfleja femoral lateral, circunfleja ilíaca superficial.

Nota. Adaptado de Guzmán (2023).

Funcionalmente, el recto femoral actúa como un musculo sinérgico en la dinámica en la dinámica del tren inferior. Durante la flexión de la cadera, eleva el muslo sobre la pelvis gracias a la acción de su cabeza directa; mientras que, durante la extensión de rodilla, coopera con los vastos de cuádriceps en la generación de fuerza. Su comportamiento biarticular provoca una interdependencia funcional entre ambas articulaciones: cuando la cadera se encuentra flexionada, su capacidad para extender la rodilla disminuye provocando una insuficiencia activa, que, por lo contrario, cuando la rodilla está completamente extendida, su acción flexora sobre la cadera se reduce (Murdock et al., 2025).

Por su orientación y posición, el recto femoral representa un componente esencial en la transmisión de potencia y control de postura en cuanto a los movimientos del tren inferior. Su accesibilidad superficial lo convierte además en un punto anatómico ideal para estudios de monitoreo electrográfico, especialmente en disciplinas deportivas como el taekwondo, donde la fuerza y coordinación interarticular son determinantes en la ejecución de la patada (chagui).

2.2.2. Participación del recto femoral en la extensión de rodilla y flexión de cadera

El recto femoral desempeña un papel crucial en la dinámica del miembro inferior al ser un musculo biarticular capaz de generar simultáneamente extensión de rodilla y flexión de la cadera. Estas características lo convierten en un enlace mecánico entre ambos segmentos, que transfieren energía y controla el movimiento coordinado de la extremidad (Frigo et al., 2020).

Desde una perspectiva cinética, la capacidad de producción de fuerza del recto femoral varía según la posición articular. Estudios isocinéticos demostraron que el torque máximo de extensión de rodilla aumenta significativamente cuando la cadera se encuentra en flexión de aproximadamente 80 grados, debido a que una relación fuerza-longitud más favorable del músculo (Ema et al., 2018). En contraste, cuando la cadera está extendida, el músculo se encuentra elongando, lo que limita la fuerza extensora efectiva. Este comportamiento confirma la dependencia funcional del recto femoral respecto al ángulo de cadera y la velocidad angular de movimiento, influenciado por su estructura biarticular.

En términos neuro mecánicos, la actividad electromiográfica del recto femoral se mantiene relativamente constante en diferentes posiciones de cadera, lo que indica que las variaciones de torque responden a factores mecánicos, como la longitud muscular o el brazo del momento, más que a cambios en la activación neuronal (Ema et al., 2018). No obstante, la modulación de tensión durante la ejecución del movimiento permite un ajuste fino de la

coordinación entre la flexión de cadera y la extensión de rodilla, aspectos esenciales para mantener la continuidad de la cinemática del gesto deportivo.

Los modelos musculoesqueléticos desarrollados por Frigo et al. (2020), evidencian que el recto femoral general una potencia positiva de hasta $300N$, equivalente al 40% del momento extensor total de la rodilla durante la fase final del ciclo de movimiento. Este aporte energético coincide con el periodo en que el recto femoral actúa como flexor activo de cadera y extensor de rodilla, contribuyendo a la aceleración de la pierna y a la preparación para el impacto. Cuando su capacidad contráctil disminuye por el debajo del 75%, se incrementa la flexión de rodilla; mientras que una activación excesiva superior al 120% genera hiperextensión y altera el control del movimiento. Dichos hallazgos confirman la importancia del recto femoral en el equilibrio funcional interarticular, especialmente en gestos de alta velocidad como las patadas en taekwondo.

Por otra parte, la investigación de Ema et al. (2018), demostraron que el entrenamiento selectivo tanto de la flexión de cadera como la extensión de rodilla induce adaptaciones neuromusculares específicamente en el recto femoral. Tras ocho semanas de ejercicios isométricos controlados, se observaron aumentos del 20.8% en el torque extensor y del 22.4% en toque flexor, acompañados de un incremento del grosor muscular y la activación voluntaria máxima. Estos resultados confirman la plasticidad funcional del recto femoral, capaz de desarrollar fuerza en ambas articulaciones según el estímulo mecánico predominante.

A continuación, en la **Tabla 3** se resumen los principales parámetros biomecánicos del recto femoral.

Tabla 3

Parámetros biomecánicos del recto femoral en la extensión de rodilla y flexión de cadera

Parámetro	Condición / Valor promedio	Observación
Torque máximo de la extensión de rodilla. a	Incrementa con cadera flexionada a aproximadamente $80°$	Relación fuerza-longitud más favorable.
Activación EMG (variación por ángulo de cadera). a	Aproximadamente constante en un $\pm 5\%$	Cambios de torque debido a factores mecánicos.
Potencia generada por el recto femoral. b	Aproximadamente $300N$ lo cual equivale al 40% del momento extensor total.	Sincroniza flexiones de cadera y extensión de rodilla.
Incremento de torque tras entrenamiento isométrico. a	$+20.8\%$ extensión. $+22.4\%$ flexión.	Aumento del grosor muscular y activación voluntaria.
Rango de influencia mecánica. b	Del 75 al 120% de activación.	Déficit: flexión excesiva Exceso: hiperextensión.

Nota. Autoría propia a partir de [a] Ema et al. (2018) y [b] Frigo et al. (2020).

2.2.3. Rol del recto femoral en la ejecución de patadas (dollyo chagi, yop chagi)

El recto femoral desempeña un papel central en la generación de potencia, control angular y sincronización interarticular durante la ejecución de las patadas dollyo chagi y yop chagi en taekwondo. Su función biarticular le permite coordinar la flexión de la cadera y la extensión de rodilla, actuando como un transmisor de energía entre el tronco y el miembro inferior. Esta doble funcion convierte al recto femoral en un determinado biomecánico clave tanto para la velocidad del golpe como para la precisión del impacto.

Estudios electromiográficos recientes demuestran que el recto femoral alcanza su mayor nivel de activación durante la fase de extensión de rodilla en el momento previo al impacto de la patada circular o dollyo chagui. Sun, Wang, & Dong (2024) observaron que, en atletas de élite, la actividad integrada del recto femoral supera los $40\mu Vs$ en acciones exitosas de contacto “hit”, mostrando un patrón de activación coordinada con los flexores de cadera y el glúteo mayor. En contraste, en acciones sin impacto “miss”, la activación del recto femoral se prolonga hasta $0.88\ s$, pero con menor eficiencia neuromuscular, lo que evidencia su revelación en la fase final del gesto y en la estabilidad postural. La secuencia electromiográfica, descrita posiciona al recto femoral como musculo agonista principal de la extensión terminal, responsable de transferir energía cinética al pie del ejecutor.

Por su parte, Aandahl et al. (2018), demostraron que la potenciación post – activación (PAP)mediante ejercicios con resistencia elástica incrementa significativamente la activación electromiográfica del recto femoral en un 43.9%, aumentando la velocidad del pide en un 3.3% durante la ejecución del dollyo chagui. Este hallazgo confirma la alta sensibilidad del recto femoral a la potencia neutral, y su papel en la sincronización entre la rotación de cadera y la extensión de rodilla, componentes determinantes para optimizar la potencia de la patada.

En el caso de la yop chagui, el recto femoral presenta un comportamiento funcional ligeramente distinto. Mejía et al. (2024) encontró una correlación positiva ($r = 0.78$) entre la

potencia del salto vertical (*squat jump y countermovement jump*) y la fuerza aplicada en las patadas bandal chagui y yop chagui, indicando que el rendimiento en estas acciones depende de la capacidad explosiva de los extensores de rodilla y flexores de cadera, especialmente del recto femoral. Durante la yop chagui, el músculo contribuye al control del eje de la cadera y la estabilización del tronco en el plano frontal, siendo esencial para mantener la alineación del vector de fuerza hacia el blanco y evitar desviaciones angulares durante el impacto.

Desde una perspectiva clínica, el papel protagonista del recto femoral también se evidencia en su alta susceptibilidad por sobrecarga excéntrica. Geiss Santos et al. (2022) reportaron que el 54.3% de las lesiones de este músculo se producen durante acciones de pateo, principalmente en la fase de transición entre flexión de care y extensión de rodilla. Esta fase, que coincide con el pico de torque excéntrico, implica un elevado riesgo de micro desgarros o rupturas del tendón libre proximal. Tales hallazgos refuerzan que el recto femoral no solo es el principal generador de potencia en las patadas, sino también uno de los puntos críticos de riesgo mecánico por su rol en la tranferencia de energía a alta velocidad.

2.2.4. Relevancia del recto femoral en la generación de potencia y velocidad

El recto femoral tiene una funcion determinante en la producción de potencia mecánica y velocidad de ejecución en movimiento explosivo. Su arquitectura muscular, caracterizada por la longitud del fascículo y el ángulo de penneación, influye directamente en la capacidad de generar fuerza en la velocidad de contracción muscular, factores esenciales para la eficiencia técnica de los gestos deportivos (H.-J. Lee et al., 2021).

Los estudios de arquitectura muscular realizados mediante ecografías B-mode evidencian que la longitud de fascículo del recto femoral se correlaciona positivamente con el rendimiento en potencia anaeróbica. H.-J. Lee et al. (2021) determinaron que atletas con fascículos más largos y un mayor grosor distal del recto femoral mostraron un incremento del 24.7% en longitud fascicular y del 36% en espesor respecto a deportistas de resistencia, presentando una correlación significativa con la potencia media alcanzada en pruebas de 20 segundos ($r = 0.81;\ p < 0.01$). Una mayor longitud de fascículo permite un acortamiento más rápido de las fibras y una mayor velocidad de transmisión de energía, mientras que ángulos de penneación amplios favorecen la generación de fuerza, pero reduce la velocidad de contracción, lo que reflejan una especialización funcional del músculo según el tipo de demanda.

En investigaciones aplicadas al taekwondo, Sun, Wang, & Dong (2024) reportaron que el recto femoral presenta una de las actividades electromiográficos más elevadas durante el impacto de la patada dollyo chagui, con valores superior a $40\mu Vs$, lo que evidencia su protagonismo en la aceleración segmentaria del miembro inferior y en la tranferencia de energía a través de la cadena cinética. La magnitud de activación registrada confirma su importancia en la producción de potencia instantánea, necesaria para lograr altas velocidades angulares del muslo y el pie.

La capacidad del recto femoral para generar potencia depende tanto de su arquitectura como su eficiencia neuromuscular. Adaptaciones estructurales, como el aumento de la longitud fascicular mediante entrenamiento excéntrico o de velocidad, potencian la capacidad de acortamiento y mejoran el rendimiento en acciones de alta demanda. Esta relación entre parámetros estructurales y rendimiento funcional ha sido comprobada en disciplinas tanto cíclicas como acíclicas, consolidando al recto femoral como un elemento fundamental en la producción de velocidad y potencia en gestos de explosivos.

La **Tabla 4** resume los principales parámetros arquitectónicos y electromiográficos del recto femoral asociados con la generación de potencia y velocidad.

Tabla 4

Parámetros estructurales y electromiográficos del recto femoral vinculados a la potencia y velocidad.

Variable	Valor	Observación
Longitud Fascicular (30% del muslo) [a]	$153.1 \pm 32\ mm$	Predictor independiente de potencia anaeróbica ($R^2 = 0.66$)
Ángulo de Penneación (50% del muslo) [a]	$13.2 \pm 3.9°$	Mayores ángulos favorecen la fuerza máxima sostenida.
Actividad electromiográfica durante el impacto. [b]	$> 40 \mu Vs$	Activación máxima en aceleración terminal del pie.
Duración de activación efectiva. [b]	$\approx 0.75\ s\ (en\ acción)$	Músculo principal en impulso y estabilización post impacto.

Nota. Elaboración propia con base en [a] H.-J. Lee et al. (2021) y [b] Sun, Wang, & Dong (2024).

2.2.5. Lesiones frecuentes asociadas al recto femoral en taekwondo

El recto femoral es uno de los músculos con mayor predisposición a lesiones en disciplinas de pateo, debido a su estructura biarticular y a las altas demandas de fuerza excéntrica que soporta durante las acciones de aceleración y frenado del movimiento. La combinación de contracciones concéntricas rápidas y fases excéntricas intensas genera una elevada tensión en sus unidades de mio-tendinosas, incrementando el riesgo de daño estructural.

En estudios realizados en deportes de combate, como el taekwondo, las lesiones musculares representan entre el 55% al 60% de todas las lesiones registradas, siendo el muslo y la pierna las regiones más afectadas (Minghelli et al., 2020). En una cohorte nacional de 341 atletas portugueses, se reportaron 2.15 lesiones por cada 1000 horas de práctica, predominando las lesiones por mecanismos ofensivos durante técnicas de ataque, especialmente en las patadas dollyo chagui y bandal chagui. En este mismo estudio, el 15.3% de las lesiones correspondieron al muslo, con una alta incidencia de distensiones del recto femoral atribuibles a sobrecargas excéntricas repetidas durante la ejecución de patadas altas.

En el ámbito de los deportes con acciones de pateo, los hallazgos de Geiss Santos et al. (2022) completamente estos datos, demostrando que al 54.3% de las lesiones agudas del recto femoral se relacionan con el gesto de kicking, mientras que un 30% corresponde a acciones de sprint. Mediante resonancia magnética se identificó que el 63.8% de las lesiones se localizan en la unión miotendinosa o intramuscular, un 19% en el tendón libre proximal, y el resto en la zona miofascial. Las rupturas completas del tendón libre proximal se asocian de forma exclusiva al mecanismo de pateo, con una proporción del 75% de roturas completas, lo que indica que las cargas tensiles generadas durante el impacto pueden exceder los limites elásticos del tejido conectivo.

De manera concordante, la revisión sistemática de Knapik et al. (2023) sobre lesiones del recto femoral en atletas de élite evidenció que las rupturas completas del tendón proximal son relativamente infrecuentes, pero clínicamente severas, implicando tiempos de recuperación prolongados. En su análisis de 290 casos, el kicking fue el mecanismo predominante con un resultado del 56%, y las lesiones del tendón libre proximal mostraron pérdida funcional de entre 8 y 12 semanas, con una tasa de recurrencia cercana al 17%. Estas lesiones suelen producirse en la fase de transición entre el estiramiento rápido y la contracción concéntrica del músculo, cuando la tensión intramuscular alcanza su pico máximo.

Desde un punto de vista estructural, la arquitectura muscular del recto femoral influye directamente en su susceptibilidad a la lesión. H.-J. Lee et al. (2021) demostraron que los deportistas con fascículos más cortos y ángulos de penación mayores presentan un incremento en la rigidez mecánica del tejido y, por tanto, una mayor probabilidad de microrroturas bajo condiciones de alta velocidad o impacto. En taekwondo, esta característica se traduce en un mayor riesgo durante patadas con extensión explosiva del muslo, en las cuales el recto femoral actúa como principal generados de impulso.

2.3. Electromiografía de Superficie (EMG)

La electromiografía de superficie constituye una herramienta fundamental para el análisis de la actividad neuromuscular, permitiendo registrar el potencial eléctrico generando por la contracción de las fibras musculares mediante electrodos conectados a la piel. Su aplicación en el ámbito deportivo ha posibilitado la evaluación objetiva de la activación muscular, la detección de la fatiga y la optimización de técnicas de movimiento a través del estudio de los patrones las señales eléctricas.

2.3.1. Definición y principios de la EMG

La electromiografía es una técnica neurofisiológica empleada para registrar la actividad eléctrica generada por los músculos esqueléticos durante la contracción. Su fundamento radica en la detección de los potenciales de acción de las unidades motoras, producidos cuando los impulsos nerviosos activan las fibras musculares mediante la placa motora. Este registro permite cuantificar la respuesta eléctrica del músculo y analizar la relación entre la excitación neural y la contracción mecánica (Savoji et al., 2024).

El registro electromiográfico puede realizarse mediante técnicas intramusculares o de superficie. La electromiografía de superficie (sEMG) emplea electrodos colocados sobre la la piel, ofreciendo un método no invasivo que mide la activación eléctrica global de los músculos superficiales. Por su parte, la electromiografía de superficie intramuscular utiliza microagujas insertadas directamente en el tejido, lo que permite obtener señales de alta resolución provenientes de unidades motoras individuales (Szyszka-Sommerfeld et al., 2020).

La señal electromiográfica presenta amplitudes entre 0.1 y 1.5 milivoltios y un rango de frecuencia de 10 a 500 Hz. Para garantizar su precisión, la señal requiere etapas de amplificación diferencial, filtrado y digitalización con el fin de eliminar interferencias eléctricas y artefactos de movimiento. La calidad del riesgo depende de la impedancia piel –

electrodo, el tipo de material conductor y la orientación de los electrodos respecto al eje de las fibras musculares (Zheng et al., 2022).

Desde el punto de vista fisiológico y tecnológico, la EMG permite identificar patrones de reclutamiento muscular, sincronización de unidades motoras y velocidad de conducción de las fibras. Los avances en sensores flexibles y sistemas portátiles han optimizado la captación de la señal, mejorando la estabilidad y la resolución durante el análisis dinámico del movimiento, lo que ha consolidado su aplicación en biomecánica, rehabilitación y control neuromuscular (Cheng et al., 2023).

2.3.2. Componentes básicos de un sistema EMG

El funcionamiento de un sistema electromiográfico de superficie depende de una estructura organizada en bloques que permite captar, amplificar filtrar, digitalizar y procesar la señal mio-eléctrica. Esta secuencia es esencial para garantizar que los bio-potenciales, cuya amplitud es extremadamente baja, puedan analizarse con estabilidad y fidelidad, tal como se plantea en los desarrollos recientes e instrumentación biomédica aplicados a electromiografía de superficie (Savoji et al., 2024).

2.3.2.1. Electrodos de superficie.

Según lo expuesto por Witkowski & Grobelny (2025), los electrodos son el primer elemento del sistema y permite transformar la actividad bioeléctrica muscular en una señal accesible para la electrónica. El autor señala que los electrodos secos utilizados en su diseño poseen dimensiones reducidas y se desponen en configuración bipolar, acompañados de un electrodo de referencia, lo que mejora el rechazo del modo común. Además, destaca que “la actividad de cada unidad motora se registra como un proceso estocástico con una distribución similar a la gaussiana” (p. 4), afirmando que explica la necesidad de captadores estables capaces de obtener señales representativas del músculo activo.

2.3.2.2. Acondicionamiento analógico.

De acuerdo con la descripción técnica realizada por Guggulothu & Sarje (2022), el bloque de acondicionamiento analógico se encarga de amplificar y depurar la señal captada. El autor indica que el primer elemento es un amplificador de instrumentación con alto CMRR[4], diseñado para evitar la pérdida de información en etapa inicial. Posteriormente, la señal atraviesa filtros pasabajos, pasaaltos, y de muesca, configurados para eliminar artefactos de baja frecuencia, ruido de alta frecuencia e interferencia industrial. Esta secuencia permite que el biopotencial conserve su forma característica dentro del rango fisiológico de la electromiografía.

2.3.2.3. Conversión Analógico – Digital.

Laganà et al. (2024) explica que un sistema EMG requiere un convertidor de A/D capaz muestrear la señal a frecuencias elevadas para cumplir con el criterio de Nysquist y evitar distorsiones. En su estudio se especifica que la conservación debe realizarse con resoluciones entre 12 y 16 bits y frecuencias de muestreo que superen el kilohertz por canal, lo cual posibilita el análisis temporal y espectral del riesgo. Este proceso garantiza que las variaciones rápidas y los componentes de alta frecuencia generados por el musculo sean correctamente digitalizados.

2.3.2.4. Procesamiento digital.

En el análisis presentado por Savoji et al. (2024), el procesamiento digital se encarga de aplicar filtrado adicional, rectificación y cálculo de características. El autor menciona que estas etapas permiten obtener parámetros como amplitud efectiva, frecuencia media o valores normalizados que faciliten el estudio de la función muscular y su aplicación en control

[4] **Common Mode Rejection Ratio.** Parámetro fundamental en amplificadores de instrumentación, especialmente en sistemas electromiográficos.

neuromuscular, rehabilitación o interfaces humano – máquina. También se incorpora el uso de algoritmos de clasificación cuando se requiere interpretar patrones de activación en tiempo real.

2.3.2.5. Gestión de energía y comunicación. En el caso de sistemas portables, Guggulothu & Sarje (2022) describe que el ultimo bloque funcional incluye la administración de energía mediante reguladores lineales de baja caída y módulos de comunicación cableados o inalámbricos. Esta sección asegura estabilidad eléctrica en todo el sistema y permite transmitir los datos adquiridos hacia software de análisis o control, manteniendo bajo consumo y evitando interferencias eléctricas que puedan alterar el registro electromiográfico.

2.3.3. Parámetros de análisis de la señal EMG

El análisis cuantitativo de la señal electromiográfica se fundamenta la extracción de parámetros que describen sus comportamientos temporales y espectrales, permitiendo interpretar la activación muscular, la eficiencia neuromuscular y la aparición de fatiga durante tareas dinámicas o isométricas. Estos parámetros derivan de propiedades fisiológicas como el reclutamiento de unidades motoras, la velocidad de conducción de las fibras y los mecanismos centrales de control motor, las cuales se manifiestan en variaciones de la amplitud y la distribución de frecuencias electromiográficas. Tal como lo señala Gawda et al. (2018), la combinación de ambas dimensiones constituye el enfoque más utilizado para estudiar la respuesta muscular en contextos deportivos, clínicos y biomecánicos.

2.3.3.1. Amplitud y frecuencia.

Amplitud. La amplitud de la señal electromiográfica constituye un indicador directo del novel de actividad mio-eléctrica y refleja el grado de reclutamiento de unidades motoras y la modulación de sus frecuencias de disparo. Según Gawda et al. (2018), en esfuerzos

sostenidos se observa que “la amplitud de la electromiografía de superficie aumenta durante contracciones isométricas fatigantes” (p. 297), fenómeno asociado al intento del sistema neuromuscular de mantener la fuerza mediante la activación progresiva de unidades motoras adicionales. Rodrigues et al. (2022) complementan esta perspectiva al señalar que la amplitud representa la energía de la señal en el dominio temporal y, en condiciones de fatiga, pueden disminuir cuando las fibras musculares pierden capacidad contráctil y sus potenciales reducen intensidad debido al agotamiento metabólico.

Desde una visión aplicada, Guggulothu & Sarje (2022) mostro que los valores iniciales de amplitud en sistema portátil se encuentran típicamente entre $1 - 10\ mV$, pero disminuye después de contracciones repetidas, reflejando la reducción en la velocidad de conducción y la menos sincronía entre unidades motoras. Este parámetro es especialmente útil en contextos deportivos y de rehabilitación, ya que permite identificar patrones de sobrecarga muscular, evaluar respuestas al entrenamiento y detectar perdidas de eficiencia neuromuscular en protocolos de rendimiento.

Frecuencia. La frecuencia de la electromiografía describe la distribución espectral de la señal y se encuentra estrechamente relacionada con la velocidad de conducción de las fibras musculares. Guggulothu & Sarje (2022), documentaron que durante la fatiga aparece un “desplazamiento del espectro hacia frecuencias más bajas” (p. 297), interpretado como una reducción en la velocidad de conducción y aumento en la duración del potencial de la acción debido a la alteración del equilibrio iónico y a la acumulación de metabolitos. Este descenso de la frecuencia mediana constituye uno de los marcadores más consistentes de fatiga periférica en contracciones sostenidas.

Rodrigues et al. (2022) confirman esta tendencia al observar que la frecuencia mediana disminuye de manera significativa en los momentos finales de esfuerzos musculares repetidos, demostrando que el espectro pierde componentes de alta frecuencia conforme

avanza la fatiga. Por su parte, Gawda et al. (2018) evidenció mediante análisis FFT que la señal adquiere un perfil frecuencial más estrecho y desplazo hacia bajas frecuencias tras esfuerzos prolongados, lo que permite caracterizar la degradación de la función neuromuscular en tareas deportivas, de control motor o rehabilitación física. Estas variaciones permiten caracterizar la eficiencia neuromuscular, detectar alteraciones del control motor y evaluar el comportamiento fisiológico del músculo en condiciones de esfuerzo.

2.3.3.2. Root Mean Square (RMS) y filtrado.

El análisis de la señal electromiográfica requiere parámetros robustos que permiten representar la activación muscular y eliminar componentes artefactuales sin distorsión al contenido fisiológico. En este contexto, el valor cuadrático medio (RMS) y las técnicas de filtrado constituyen elementos esenciales para cuantificar la amplitud real del biopotencial y mejorar la relación señal – ruido. Su importancia radica en que la amplitud del EMG es altamente sensible a factores biomecánicos, neuromusculares y eléctricos, por lo que el procesamiento adecuado determina la validez de cualquier interpretación derivada de la señal cruda. Las investigaciones recientes sostienen que el RMS proporciona una medida estable y fiable para describir la activación muscular incluso durante acciones dinámicas, mientras que el filtrado permite aislar el espectro fisiológico de la electromiografía mediante la eliminación de interfaces eléctricas, artefactos de movimientos y componentes no deseados del entorno.

Root Mean Square (RMS). El valor RMS constituye la medida más utilizada del dominio temporal para cuantificar la energía del EMG dentro de una ventana de observación. Según Ma et al. (2020), “el valor de RMS refleja el cambio de la amplitud del voltaje de la electromiografía de superficie en la dimensión temporal y la variación de la fuerza muscular asociada” (p. 5), lo que evidencia su estrecha relación con los mecanismos fisiológicos del reclutamiento y modulación de unidades motoras. El RMS se define matemáticamente como:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} {x_i}^2}$$

Donde x_i representa cada muestra de la señal y N el numero de puntos dentro de la ventana analizada. Esta formulación permite obtener una medida proporcional a nivel de activación muscular, por lo que se emplea de manera consistente en protocolos de fuerza máxima, tarea dinámica y estimaciones cinemática.

Durante contracciones prolongadas o ejercicios repetitivos, el RMS puede calcularse mediante una ventana deslizante para reflejar la dinámica temporal del esfuerzo muscular. Bajo este esquema, la señal se estima según:

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{M}\sum_{i=0}^{M-1} x(t-i)^2}$$

lo que permite suavizar fluctuaciones rápidas y seguir la evolución del esfuerzo. En estudios de fatiga muscular, Marson et al. (2023) utilizaron esta métrica para determinar el umbral electromiográfico al afirmar que “la pendiente RMS se utilizó para interpretar los resultados en el dominio de amplitud” (p. 3). En ese contexto, la tendencia temporal del RMs se expresa como la pendiente de una regresión lineal.

$$RMS_{slope} = a \; en \; la \; ecuación \; RMS = at + b$$

Permitiendo identificar transiciones metabólicas o incrementos sostenidos del esfuerzo. Por su parte, Yoshiko et al. (2023) confirma la relevancia fisiológica del RMS al señalar que la electromiografía permite detectar señales que “reflejan propiedades de activación de las unidades motoras” (p. 2), reforzando su utilidad como indicador directo del comportamiento neuromuscular.

Filtrado. El filtrado constituye un paso indispensable para suprimir componentes no fisiológicos, garantiza la estabilidad del RMS y preparar la señal para la extracción de

características. En condiciones reales de registro, la electromiografía incluye artefactos mecánicos de baja frecuencia, interferencia industrial y ruido de alta frecuencia, lo que requiere el uso de filtros diseñados especialmente para preservar el espectro útil.

En primera instancia, la eliminación de loa interferencia industrial se realiza mediante filtros de muestra (notch), especialmente diseñados para atenuar señales estacionarias en tornos a 50 o 60 Hz. Su forma general puede describirse como:

$$H_{notch}(z) = \frac{1 - 2\,cos(\omega_0)\,z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2rcos(\omega_0)z^{-1} + r^2z^{-2}}$$

Donde ω_0 corresponde a la frecuencia de cancelación y r controla la selectividad del rechazo. Ma et al. (2020) emplearon esta técnica para eliminar ruido industrial antes del cálculo del RMS, lo que permitió mantener la fidelidad de la señal en entornos de registro no controlados.

Posteriormente, la conservación del espectro fisiológico requiere un filtrado pasa banda que atenúe frecuencias no deseadas por fuera del rango electromiográfico. Un filtro Butterworth de orden n con frecuencia de corte ω_c puede expresarse como:

$$H(s) = \frac{\omega_c^n}{s^n + \omega_c^n}$$

Y permite preservar señales en el rango aproximadamente de 10 a 500 Hz, donde se contra la actividad mio-eléctrica. En la práctica, los filtros pasa altos se encuentran entre aproximadamente de 10 a 20 Hz eliminan artefactos de movimiento y cambios lentos de línea base, mientras que los pasa bajos están entre aproximadamente 400 a 500 Hz lo cual reduce el ruido eléctrico y electrónico sin distorsionar los potenciales musculares.

Finalmente, para estabilizar la forma temporal del RMS e incrementar su utilidad en tareas dinámicas, Ma et al. (2020) aplicaron un filtro pasa bajos de segundo orden alrededor de 5Hz, cuyo comportamiento puede representarse como un sistema de primer orden:

$$y(t) = \frac{1}{1 + \tau s}\, RMS(t)$$

Permitiendo obtener curvas suavizantes que reflejan tendencias fisiológicas y reduce la variabilidad debido a la contracción excéntrica, cambios de longitud y desplazamientos de fibras bajo los electrodos.

2.3.3.3. Identificación de fatiga muscular.

La fatiga muscular se identifica a partir de modificaciones simultaneas en la amplitud y el contenido frecuencial de la señal electromiográfica, las cuales reflejan alteraciones en la velocidad de conducciones de las fibras, la sincronización de las unidades motoras y la eficiencia del proceso de generación de fuerza. Rodrigues et al. (2022) demostraron que durante la fatiga se produce "un desplazamiento del espectro hacia frecuencias menores conforme procesa la fatiga" (p. 3), fenómeno asociado al enlentecimiento del potencial de acción muscular y a la reducción en la capacidad de las fibras para sostener su actividad bioeléctrica. Este desplazamiento constituye uno de los marcadores espectrales más consistentes de fatiga periférica en contracciones mantenidas o repetitivas.

En el dominio temporal, el incremento progresivo del RMS permite cuantificar la intensificación del esfuerzo neuromuscular requerida para mantener el nivel de tensión. Según Ma et al. (2020), "el valor RMS refleja el cambio de la amplitud del voltaje electromiográfico en la dimensión temporal y la variación de la fuerza muscular asociada" (p. 5), lo que cual permite interpretar su evolución como un indicador de demanda fisiológica creciente. Asimismo, la pendiente temporal del RMS se emplea como métrica de degradación del rendimiento muscular; Marson et al. (2023) señalaron que "la pendiente del RMS se utilizó para interpretar los resultados en el dominio de la amplitud" (p. 3), confirmando su utilidad para capturar la transición hacia estados de fatiga durante tareas repetidas.

Los efectos de la fatiga también se observan en la reducción de los componentes de lata frecuencia del espectro, asociada a la disminución de la velocidad de conducción y al reclutamiento compensatorio de unidades motoras del bajo umbral. Este fenómeno fue corroborado por Gawda et al. (2018), quienes describieron que la "amplitud de la electromiografía de superficie aumenta durante contracciones isométricas fatigantes" (p. 297), respuesta que coexiste con la perdida de energía espectral en bandas superiores, constituyendo un patrón típico de deterioro neuromuscular. En sistemas portátiles, Guggulothu & Sarje (2022) evidenciaron esta dinámica mediante análisis FFT, donde la señal fatigada presentó una contracción espectral significativa tras contracciones repetidas, confirmando la viabilidad de estos patrones para monitoreo continuo en contextos deportivos y clínicos.

Desde este enfoque fisiológico, Yoshiko et al. (2023) resaltan que la electromiografía "refleja las propiedades de activación de las unidades motoras" (p. 2), lo que permite interpretar los cambios observados durante la fatiga no solo como alteraciones eléctricas, sino como manifestaciones directas de procesos metabólicos y mecánicos dentro del músculo RMS y la redistribución del espectro representan un conjunto integrado de indicadores robustos para la identificación objetiva de la fatiga muscular mediante electromiografía de superficie.

2.3.4. Aplicaciones de la EMG en el deporte

La electromiografía de superficie constituye una herramienta fundamental para evaluar la funcion neuromuscular durante actividades deportivas, permitiendo identificar patrones de activación, eficiencia mecánica y señales tempranas de fatiga asociadas al rendimiento. De acuerdo con Sun et al. (2022), el sEMG posibilita examinar la respuesta muscular bajo cargas dinámicas y establecer indicadores cuantitativos que caracterizan el nivel de esfuerzo, la coordinación y la capacidad de sostener la contracción durante el ejercicio. Su aplicación

permite comprender cómo los distintos grupos musculares contribuyen a la producción de fuerza y al control motor en modalidades específicas, lo que es esencial para mejorar la técnica y evitar sobrecargas extremas.

El sEMG también desempeña un papel relevante en la monitorización de la fatiga inducida por el ejercicio, dado que los parámetros temporales y espectrales reflejan la disminución de la velocidad de conducción y los cambios de sincronización de las unidades motoras. Sun et al. (2022) destaca que la electromiografía ofrece métricas sensibles para detectar la transición entre trabajo eficiente y deterioro del rendimiento, lo que facilita diseñar estrategias de entrenamiento orientadas a optimizar la resistencia muscular y minimizar el riesgo de lesión. Esto permite identificar fallas en la ejecución deportiva a partir de variaciones en amplitud y frecuencia, de modo que el entrenador pueda ajustar el volumen e intensidad antes de que aparezca signos clínicos de fatiga excesiva.

Desde el ámbito biomecánico, McDevitt et al. (2022) señala que el uso de sistemas portátiles basado en sEMG mejora la capacidad de análisis del gesto deportivo en entornos reales, ya que permiten registrar la actividad muscular durante saltos, carreras, levantamiento de pesas y movimientos repetitivos de alta velocidad. Estos sistemas han sido integrados en estrategias de optimización del rendimiento y evaluación de riesgo, facilitando la identificación de patrones motores ineficientes que incrementan la probabilidad de lesión en disciplinas como el atletismo, el ciclismo o el entrenamiento funcional. La disponibilidad de dispositivos portátiles posibilita registrar datos fuera de laboratorios y obtener perfiles musculares específicos de cada atleta.

Las tecnologías emergentes también han ampliado las aplicaciones deportivas del sEMG. Scataglini et al. (2020) describe el avance de las prendas inteligentes que incorporan electrodos textiles y sensores embebidos para registrar actividades musculares de manera continua durante sesiones de entrenamiento en condiciones extremas. Estas plataformas

permiten evaluar simultáneamente cinemática, carga mecánica y activación neuromuscular, lo cual resulta útil en deportes de montaña, deportes de resistencia y modalidades de contacto donde el monitoreo tradicional es limitado. Este tipo de integración está transformando el análisis de la técnica al aportar datos más representativos del entorno competitivo real.

Finalmente, el campo del sEMG ha experimentado desarrollos que fortalecen su aplicabilidad en el deporte. Alcan & Zïnnuroğlu (2023) indican que la electromiografía superficial se ha extendido hacia ámbitos como la evaluación de loa coordinación muscular, el análisis de sinergias motoras y la estimación del control neuromuscular durante movimientos complejos. En este contexto, el uso de algoritmos avanzados de análisis temporal, frecuencial y tiempo – frecuencia contribuye a caracterizar la dinámica muscular en actividades como running, ciclismo, natación y deportes de combate. Estos avances permiten establecer perfiles de activación más precisos, identificar asimetrías y evaluar el impacto de intervenciones de entrenamiento o rehabilitación en el rendimiento general del deportista.

2.3.5. Limitaciones y ventajas de la EMG de superficie frente a otros métodos

La electromiografía de superficie constituye u método ampliamente utilizado para el análisis de funcion neuromuscular debido a su accesibilidad, su naturaleza no invasiva y su capacidad para registrar la actividad eléctrica global de músculos superficiales durante movimientos funcionales. McManus et al. (2020) señala que la sEMG ofrece “una medida objetiva y cuantitativa capaz de captar patrones de activación relevantes para la práctica clínica” (p. 11), lo que la convierte en una herramienta apropiada para evaluar coordinación, simetría muscular y variaciones asociadas al rendimiento o a procesos patológicos. Este método es especialmente útil en aplicaciones deportivas y de rehabilitación, donde la evaluación dinámica y la necesidad de registrar múltiples músculos de manera simultánea representan ventajas significativas frente a técnicas más invasivas como la electromiografía intramuscular.

A pesar de su utilidad, la sEMG presenta limitaciones inherentes a su carácter superficial y a la transmisión del biopotencial a través de tejido cutáneo y subcutáneo. Investigaciones como el de Péter et al. (2019) evidencian que factores anatómicos, principalmente el espesor adiposo puede reducir la amplitud de la señal y aumentar el riesgo de interferencias por activaciones de músculos adyacentes. Asimismo, Manca et al. (2020) resalta que la implementación clínica del sEMG continúa enfrentando "barreras relacionadas con la falta de estandarización y la percepción de complejidad técnica" (p. 11), lo que exige protocolos de registro rigurosos y capacitaciones específicas. Sin embargo, se ha optimizado gracias a los avances metodológicos descritos por Ranavolo et al. (2020), cuyas observaciones subrayan la utilidad de la sEMG para monitorizar el retorno al trabajo y documentar progresiones funcionales mediante métricas espectrales y temporales. En paralelo, Cappellini et al. (2020) demuestra que el análisis avanzado de la señal superficial permite evaluar patrones musculares en poblaciones neurológicas complejas, reforzando la validez de este método frente a técnicas de imagen que no capturan actividades eléctricas. En síntesis, aunque la sEMG no iguala la selectividad neural de la EMG intramuscular, su aplicabilidad funcional, su seguridad y capacidad para registrar movimientos reales la consolidan como una herramienta esencial en el análisis del sistema neuromuscular.

Tabla 5

Comparación entre sEMG frente a otros métodos,

Criterio de análisis	Ventajas	Limitaciones
Invasión	No es invasiva, permite registros repetidos sin riesgo.	iEMG[5] es invasiva y más precisa en músculos profundos.
Selectividad muscular	Adecuada para músculos superficiales y patrones globales.	Menor capacidad para aislar unidades motoras especificas; riesgo de crosstalk[6].
Registro durante movimiento	Excelente para tareas dinámicas y análisis funcional real.	Imagen e iEMG tienen restricciones en movimiento.
Interpretación clínica	Ofrece métricas cuantitativas para activación, coordinación y fatiga.	Interpretación sensible a variabilidad anatómica y técnica; requiere estandarización.

[5] Electromiografía intramuscular.
[6] Contaminación electromiográfica.

Accesibilidad y costo	Bajo costo, alta disponibilidad, fácil integración en wearables.	Métodos como MRI/US [7] requieren equipamiento especializado y alto costo.
Profundidad accesible	Evaluación limitada a músculos superficiales.	iEMG e imagen permite estudiar músculos profundos y estructuras internas.
Rendimiento en entornos reales	Adecuada para campo deportivo, ergonomía y rehabilitación funcional.	Imagen y pruebas clínicas son menos aplicables fuera del entorno controlado.

[7] MRI: método de imagen anatómica basado en resonancia magnética; no registra actividad eléctrica muscular. US: ecografía musculoesquelética; permite visualizar arquitectura y grosor muscular, sin cuantificar activación eléctrica.

2.4. Ergonomía y Tecnología Aplicada al Deporte

El desarrollo de tecnologías portátiles ha transformado la manera en que se evalúa la interacción entre el cuerpo humano y las demandas físicas del deporte, integrando principios ergonómicos con herramientas de medición avanzadas para optimizar el rendimiento y reducir el riesgo de lesiones. Según McDevitt et al. (2022), los wearables representan "un medio no invasivo para obtener retroalimentación biológica mediante la monitorización continua de parámetros fisiológicos, biomecánicos y neuromusculares" (p. 2), lo que ha permitido ampliar su aplicación tanto en atletas recreativos como en deportistas de alto rendimiento. Estos sistemas facilitan el registro dinámico de cargas externas, patrones de movimiento y métricas asociadas al control motor, aportando información objetiva que complementa el análisis ergonómico tradicional.

2.4.1. Concepto de ergonomía deportiva

Según Chander et al. (2020), la ergonomía deportiva es una disciplina científica que, apoyándose en los principios de los factores humanos, se orienta a optimizar la interacción entre el atleta, su entorno y las demandas físicas de la actividad, mediante el análisis detallado de cómo se ejecutan las tareas deportivas y cómo estas afectan al organismo. Su propósito es evaluar, cuantificar y rastrear el movimiento humano para ajustar el equipamiento, las condiciones de practica y las técnicas deportivas con el de maximizar el rendimiento y reducir la incidencia de lesiones.

De acuerdo con Taborri et al. (2020), la ergonomía deportiva se sustenta en la biomecánica, considerada "la ciencia que proporciona evaluaciones cuantitativas y a veces cualitativas dependiendo del rendimiento deportivo", donde la cinemática y la activación muscular constituyen parámetros esenciales para caracterizar la eficiencia técnica y las solicitaciones mecánicas asociadas al gesto deportivo. Esta información es fundamental para diseñar programas de entrenamiento, optimizar la distribución de cargas y perfeccionar

patrones de movimiento, lo que contribuye a mantener tanto el rendimiento como el bienestar musculoesquelético del deportista (Chander et al., 2020).

El desarrollo reciente de tecnologías portátiles ha ampliado significativamente el alcance de la ergonomía deportiva. Chander et al. (2020) señala que los wearables permiten evaluar el rendimiento humano mediante el registro continuo de variables biomecánicas y fisiológicas en entornos reales, superando las limitaciones de los análisis confinados al laboratorio. En esta misma línea, Taborri et al. (2020) destacan que sensores como unidades inerciales, sistemas de fuerza y electromiografía ofrecen mediciones objetivas de la cinemática, la cinética y la activación muscular, lo que facilita la identificación de patrones de movimiento eficientes y la detección temprana de comportamientos que puedan comprometer la seguridad o el rendimiento. En conjunto, estas herramientas consolidan a la ergonomía deportiva como un campo esencial para la optimización del desempeño humano y la prevención de lesiones.

2.4.2. Principios de diseño ergonómico en dispositivos portátiles

El diseño ergonómico de dispositivos portátiles orientados a deportes de combate exige integrar criterios funcionales, biomecánicos y antropométricas que permitan obtener mediciones precisas en condiciones reales de entrenamiento. Según De Fazio et al. (2023), estos sistemas deben registrar parámetros cinemáticos, cinéticos y fisiológicos de forma continua, manteniendo un contacto estable con el cuerpo sin interferir en la ejecución técnica, esta exigencia es aún mayor en disciplinas de impacto, donde la aceleración, la velocidad angular y las fuerzas de colisión son significativamente superiores.

2.4.2.1. Ergonomía física y ajuste estructural del dispositivo

La ergonomía física se orienta a garantizar que el wearable interactúe como el cuerpo sin alterar el gesto deportivo ni comprometer la comodidad del atleta. De acuerdo con Robalino et al. (2025), en deportes de combate es fundamental que la estructura resista impulsos

rápidos, choques y movimientos repetitivos sin perder estabilidad mecánica. Esto requiere dispositivos miniaturizados, ligeros y capaces de conservar su posición bajo aceleraciones bruscas.

Miniaturización y bajo perfil. Los sensores deben poseer dimensiones reducidas y masa mínima para no alterar patrones de movimiento ni crear cargas mecánicas indeseadas sobre articulaciones o segmentos corporales. De Fazio et al. (2023) destacan que esta característica favorece mediciones con validez ecológica y reduce la fatiga asociada al uso prolongado.

Posicionamiento y fijación anatómica. El rendimiento del dispositivo depende de su estabilidad sobre el segmento corporal. En deportes de combate, Menzel & Potthast (2021) demostraron que una fijación insuficiente provoca micro deslizamientos que distorsionan el registro cinemático e impiden cuantificar adecuadamente variables como velocidad del gesto, acción – reacción e impacto. Por ello, deben emplearse sujeciones elásticas, textiles de alta fricción o geométricas adaptadas a contorno específicos.

Materiales resistentes y no invasivos. La elección del material debe equilibrar flexibilidad, capacidad de disipación de cargas y biocompatibilidad. En sensores para impacto, como los utilizados en kick – time system, la estructura debe tolerar fuerzas repetidas sin rupturas ni saturación de señales (Robalino et al., 2025). A la vez, el dispositivo debe ser no invasivo y permitir interacción directa con la piel sin generar irritaciones o interferencias.

Durabilidad mecánica. Los wearables para combate deben mantener integridad estructural frente a torsiones, vibraciones y golpes. Según Stefana et al. (2021), esta resistencia es requisito indispensable para que el dispositivo sea funcional más allá del laboratorio y se adapte al entrenamiento real.

2.4.2.2. Ergonomía cognitiva y gestión de datos

La ergonomía cognitiva se enfoca en como el usuario interpreta la información generada por el sistema. En el contexto deportivo, esto incluye la adquisición multimétricas, el procesamiento eficiente y la presentación intuitiva de variables relacionadas con desempeño técnico y estado fisiológico.

Adquisición multimodal. Los dispositivos deben medir simultáneamente variables cinemáticas, cinéticas y fisiológicas para caracterizar integralmente el rendimiento. De Fazio et al. (2023) explican que la integración del IMUs sensores de presión o sistemas de contacto permite obtener métricas como amplitud de movimiento, aceleración segmentaria, fuerza de impacto y señales fisiológicas relevantes.

Retroalimentación en tiempo real. La retroalimentación inmediata favorece el ajuste técnico del atleta y optimiza la toma de decisiones del entrenador. En deportes de combate, donde la ejecución debe ser rápida y precisa, los datos instantáneos permiten corregir errores y mejorar la eficiencia mecánica del movimiento (Robalino et al., 2025).

Algoritmos de fusión y eficiencia computacional. La precisión del tracking depende de algoritmos que integren datos multifuentes sin introducir artefactos. De Fazio et al. (2023) resaltan que la necesidad de filtros adaptativos, algoritmos de orientación robustos y estratégicas de baja latencia capaces de operar bajo alta variabilidad de movimiento.

2.4.2.3. Consideraciones biomecánicas específicas del combate

Las aplicaciones en deportes de combate requieren dispositivos capaces de registrar la dinámica del gesto y de detectar variaciones que indiquen riesgo de lesión o alteraciones técnicas.

Rango de movimiento y control articular. El rango de movimiento (ROM) es un marcador biomecánico usado para cuantificar eficiencia técnica y recuperación de lesiones.

su correcta medición permite analizar la amplitud angular y la calidad del gesto durante patadas, bloqueos o desplazamiento.

Análisis cinemático y corrección técnica. Al registrar aceleraciones, trayectorias y tiempos de ejecución, los dispositivos permiten identificar patrones subóptimos asociados a perdida de potencia o riesgo de lesión. Este enfoque coincide con Menzel & Potthast (2021), quien demostró que la medición precisa del ataque y retorno del miembro inferior es esencial para el análisis del rendimiento en patadas cíclicas.

2.4.3. Impacto de la ergonomía en la prevención de lesiones

Según Stefana et al. (2021), la aplicación de principios ergonómicos constituye una estrategia fundamental para reducir la exposición a factores biomecánicos asociados al desarrollo de trastornos musculoesqueléticos, ya que permite analizar "el riesgo de posturas incómodas, cargas físicas elevadas y movimientos repetitivos que incrementan la probabilidad de lesiones" (p. 3). En el ámbito deportivo, estos factores emergen de demandas mecánicas intensas, alineaciones articulares inadecuadas o técnicas ejecutadas fuera de rangos seguros. Por ellos el análisis ergonómico se orienta a identificar patrones de movimiento que generen estrés excesivo sobre los tejidos y a proponer modificaciones que protejan la integridad articular y muscular del deportista.

En disciplinas de combate, Dhillon et al. (2021) destaca que "la mecánica del movimiento determina en gran medida el origen de la lesión y su prevención depende del análisis objetivo de la cinemática y la cinética" (p. 1), lo que resalta el papel de la ergonomía como herramienta para comprender como la distribución de fuerzas, la rotación segmentaria o la técnica de golpeo pueden predisponer a daño estructural. Un gesto ejecutado como compensaciones musculares, ángulos articulares inapropiados o desbalance en la tranferencia de fuerza incrementa la tensión sobre articulaciones como hombro, muñeca codo o cadera, generando condiciones favorables para esguinces, tendinopatías u otras lesiones de

sobrecarga. La ergonomía permite detectar estos patrones deficientes y corregirlos antes de que se traduzcan en daño clínico.

De manera complementaria, Blanco Ortega et al. (2022) señala que “las alteraciones biomecánicas del gesto incrementan la probabilidad de lesiones cuando los segmentos corporales no mantienen coordinación adecuada durante movimientos rápido y de alta energía” (p. 2). Esto significa que la prevención de lesiones no solo depende del acondicionamiento físico, sino también del control técnico y de la eficiencia del movimiento. Bajo esta perspectiva, el enfoque ergonómico se integra en la planificación del entrenamiento para ajustar la técnica, disminuir cargas articulares innecesarias y promover patrones eficientes que reduzcan la tensión acumulada.

2.4.4. Tecnologías portátiles para el monitoreo muscular

Las tecnologías portátiles aplicadas al monitoreo muscular se han consolidado como herramientas esenciales para el análisis biomecánico y fisiológico en contextos deportivos, permitiendo registrar la actividad muscular y los patrones de movimientos en condiciones reales de entrenamiento con precisión y mínima interferencia. Según Scataglini et al. (2020), estos sistemas integran sensores no invasivos capaces de medir variables cinemáticas, cinéticas y eléctricas mediante plataformas ligeras y adaptadas al cuerpo, lo que facilita la evaluación continua del rendimiento y del estado neuromuscular del atleta. De manera complementaria, Blanco Ortega et al. (2022) destacan que la incorporación de sensores musculares, inerciales y de fuerza en configuraciones portátiles permite caracterizar la técnica deportiva y detectar alteraciones en la activación muscular que pueden comprometer la eficiencia del gesto o aumentar el riesgo de lesión.

2.4.4.1. Sensores biomédicos portátiles.

Los sensores biomédicos portátiles empleados en el ámbito deportivo permiten registrar de manera continua parámetros musculares y mecánicos en condiciones de movimiento real, ofreciendo mediciones objetivas de la funcion neuromuscular. Según Scataglini et al. (2020), estos sistemas incorporan componentes miniaturizados que se integran al cuerpo mediante estructuras ligeras y flexibles capaces de adaptarse a diferentes segmentos corporales sin interferir con la movilidad. Este tipo de diseño facilita la adquisición de variables fisiológicas y biomecánicas durante actividades de alta demanda, lo que permite caracterizar el comportamiento del músculo y del movimiento con mayor precisión que en evaluaciones estáticas.

Taborri et al. (2020) describen que los sensores portátiles más utilizados en biomecánica deportiva incluyen unidades inerciales, sistemas de fuerza y electromiografía superficial, los cuales permiten medir aceleraciones, orientación, interacción mecánica con el entorno y actividad eléctrica muscular. Estos sensores proporcionan indicadores esenciales para el análisis de técnica, la identificación de patrones motores y el monitoreo de la carga funcional. En deportes de combate, Menzel & Potthast (2021) demuestra que la colocación estable de estos dispositivos permite cuantificar variables como aceleración de golpeo, velocidad segmentaria y control articular en secuencias rápidas de movimientos.

Chander et al. (2020) señala que los sensores corporales deben mantener un acoplamiento adecuado con la piel para obtener mediciones confiables, especialmente en aplicaciones que implican vibraciones, desplazamientos bruscos o deformaciones del segmento corporal. Esto es relevante para los sensores electromiográficos, donde la relación señal – ruido depende directamente de la estabilidad del contacto y de la alineación con las fibras musculares. Adicionalmente, Blanco Ortega et al. (2022) explican que la integración de sensores portátiles en deportes de combate permite analizar la cinemática del tren superior e inferior,

identificando desviaciones de la mecánica eficiente que puedan relacionarse con fatiga o riesgo de lesiones. Estas aplicaciones respaldan el uso de sensores biomédicos como herramientas fundamentales para monitorear el desempeño muscular y la mecánica del gesto en contextos reales.

Tabla 6

tipos de sensores biomédicos portátiles aplicados al monitoreo muscular.

Tipo de sensor	Variable que registra	Utilidad en el deporte
sEMG [a]	Actividad eléctrica muscular.	Evaluar activación, coordinación y fatiga neuromuscular. [a]
Unidades Inerciales (IMU) [b]	Aceleración, velocidad angular, orientación.	Análisis cinemático de gestos rápidos y control articular. [b]
Sensores de fuerza/presión [c]	Fuerza de impacto, distribución de carga.	Cuantificación de golpeo y análisis técnico en combate. [c]
Sensores de estiramiento [d]	Deformación del tejido o prendas.	Medición de ampliación del movimiento, posturas y deformación corporal. [d]
Biosensores fisiológicos [e]	Frecuencias cardiacas, respiración, carga interna.	Seguimiento del estado fisiológico durante el entrenamiento. [e]

Nota. Elaboración propia con base en [a] Taborri et al. (2020), [b] Menzel & Potthast (2021), [c] Dhillon et al. (2021), [d] Chander et al. (2020) y [e] Scataglini et al. (2020).

2.4.4.2. Sistemas embebidos en aplicaciones deportivas.

Los sistemas embebidos utilizados en el ámbito deportivo permiten integrar sensores, procesamiento digital y transmisión de datos dentro de plataformas compactas capaces de operar directamente en el cuerpo del atleta. Niknam et al. (2020), describe que estos sistemas se estructuran mediante microcontroladores de bajo consumo, convertidores analógicos – digitales y módulos de comunicación que procesan señales biomecánicas en tiempo real sin necesidad de equipos externos. Esta configuración posibilita que los datos adquiridos, incluyendo cinemática, fuerza e indicadores musculares, sean analizados de mansera inmediata para caracterizar el gesto deportivo bajo condiciones de alta vulnerabilidad.

Menzel & Potthast (2021) señala que en deportes de combate los sistemas embebidos deben tolerar impactos, aceleraciones elevadas y movimientos repetitivos, lo que exige arquitecturas electrónicas robustas capaces de mantener integridad en el registro. Estos sistemas permiten cuantificar velocidad segmentaria, magnitud del impacto y dinámica de golpeo mediante algoritmos implementados directamente en el dispositivo. Adicionalmente, Blanco Ortega et al. (2022) explican que los sistemas embebidos facilitan la integración simultanea de unidades inerciales, sensores de fuerza y electromiografía, lo que permite obtener información combinada sobre la técnica, la estabilidad articular y la activación muscular asociada a cada gesto.

Según Taborri et al. (2020), la fiabilidad del análisis deportivo depende de la capacidad del sistema embebido para procesar señales mediante filtros digitales, algoritmos de orientación y métodos de sincronización multicanal que garanticen la validez temporal de los registros. Por último, De Fazio et al. (2023) añade que la implementación eficiente de algoritmos en plataformas embebidas reduce la latencia del procesamiento, lo que resulta esencial en aplicaciones donde se analiza la calidad técnica o se detectan variaciones mecánicas rápidas.

Tabla 7

Sistemas embebidos

Componente	Funcion Principal	Aplicación deportiva
Microcontroladores [a]	Procesamiento digital y ejecución de algoritmos.	Detección de patrones técnicos y análisis en tiempo real. [a]
Convertidor A/D [b]	Digitalización de señales fisiológicas y mecánicas.	Captura de EMG, cinemática e impactos. [b]
Filtros digitales [c]	Eliminación ruido y artefactos.	Validación de señales durante movimientos rápidos. [c]
Módulo inercial [d]	Mediciones de aceleración y orientación.	Análisis cinemático del gesto deportivo. [d]
Módulo de comunicación [e]	Transmisión inalámbrica de datos.	Monitoreo durante entrenamiento en tiempo real. [e]
Unidad de almacenamiento [a]	Registro local datos.	Sesiones prolongadas y movimientos de alta intensidad. [a]

Nota. Elaboración propia a partir de [a] Niknam et al. (2020), [b] Taborri et al. (2020), [c] Blanco Ortega et al. (2022), [d] Menzel & Potthast (2021), [e] Stefana et al. (2021).

2.4.4.3. Plataformas de visualización de datos.

Las plataformas de visualización de datos constituyen la interfaz mediante la cual se interpretan los registros obtenidos por sensores utilizados en el análisis muscular y del movimiento. Según Stefana et al. (2021), estas plataformas deben organizar la información mediante representaciones graficas que faciliten detectar variaciones relevantes en la técnica, la carga mecánica o el comportamiento muscular. La estructura visual debe priorizar la precisión temporal y la claridad en la disposición de los parámetros, permitiendo que el usurario comprenda de forma inmediata la dinámica del movimiento y las variaciones de desempeño.

Dhillon et al. (2021) describe que la visualización de parámetros biomecánicos permite analizar la intensidad, la velocidad angular, la trayectoria segmentaria o la amplitud articular, lo que resulta esencial en disciplinas donde el gesto debe reproducirse con consistencia. La representación visual de estos parámetros permite identificar alteraciones técnicas asociadas a fatiga, errores de ejecución o modificaciones en la tranferencia de fuerza. Menzel & Potthast (2021) señala que la visualización estructurada de aceleración y rutas segmentarias facilita la comparación entre repeticiones y sesiones, lo que permite cuantificar la estabilidad técnica en movimientos rápidos o de impacto.

Blanco Ortega et al. (2022), indican que integrar dentro de una misma interfaz las señales procedentes de unidades inerciales, sistemas de fuerza y electromiografía permite observar la relación entre activación muscular y cinemática segmentaria, lo que favorece el análisis de la coordinación neuromuscular y cinemática segmentaria, lo que fortalece el análisis de la coordinación neuromuscular. Por otro lado, De Fazio et al. (2023) explica también que estas plataformas pueden incorporar algoritmos de orientación y análisis de características para generar indicadores derivados que complementan las señales originales, mejorando la interpretación del rendimiento muscular.

Tabla 8

Parámetros representativos en plataformas de visualización.

Tipo de plataforma	Parámetros representativos
Panel cinemático	Trayectoria, ángulo articulares, aceleración segmentaria. [a c]
Panel electromiográfico.	Amplitud de señal, variación temporal y patrones de activación. [a]
Panel de impacto y carga	Intensidad de golpeo, fuerza de contacto y variaciones mecánicas. [b]
Panel comparativo	superposición de repeticiones y variaciones intra-sesión. [c]
Panel fisiológico	Frecuencia cardiaca, respiración y variables internas de esfuerzo. [d]

Nota. Elaboración propia a partir de [a] Blanco Ortega et al. (2022), [b] Dhillon et al. (2021), [c] Menzel & Potthast (2021), [d] Stefana et al. (2021).

2.5. Casos de Estudio

La revisión de casos de estudio permite identificar cómo distintas investigaciones han aplicado herramientas biomecánicas y neuromusculares para evaluar el rendimiento y los procesos de adaptación en disciplinas de combate y deportes de alta intensidad. Estos análisis incluyen el empleo de electromiografías de superficie, tensiomiografía y modelos avanzados de procesamiento para estudiar patrones de activación muscular, respuestas a cargas específicas y cambios fisiológicos derivados del entrenamiento o de la manipulación de variables como el peso corporal. El examen de estos casos ofrece evidencia concreta

2.5.1. Prototipos desarrollados en investigaciones previas

En el análisis biomecánico aplicado al taekwondo, Barramuño Medina et al. (2021) describe el desarrollo de prototipos basados en la integración de registros cinemáticos y electromiográficos para estudiar la eficiencia técnica del gesto deportivo. El autor señala que estos sistemas permiten “caracterizar de manera precisa la secuencia de activación muscular y su relación con el rendimiento técnico” (p. 4), lo que evidencia la relevancia de contar con dispositivos capaces de captar simultáneamente variables musculares y de movimiento en tareas de alta velocidad.

Sun et al. (2022) emplearon un prototipo que combino electromiografía superficial y análisis angular para distinguir las acciones hit y miss del roundhouse kick. Los autores reportan que la EMG permitió identificar diferencias en la secuencia temporal de activación muscular entre ambas ejecuciones, destacando que “la acción con contacto mostró una activación más temprana y de mayor amplitud en los músculos del miembro inferior” (p. 6). Este enfoque demuestra que los prototipos basados en sEMG y cinemática son capaces de discriminar variaciones finas en la técnica, lo que resulta fundamental en gestos balísticos como los analizados en esta investigación.

Hirono et al. (2022) desarrollaron un prototipo orientado al seguimiento neuromuscular de un boxeador profesional sometido a pérdida de peso competitiva. El sistema integró EMG y mediciones fisiológicas, permitiendo evaluar la modificación de la función neuromuscular durante el proceso. Los autores señalan que el periodo de restricciones energéticas se observó "una disminución progresiva en la producción de fuerza y en la activación neuromuscular durante movimientos específicos del entrenamiento" (p. 3). Este tipo de prototipo demuestra la utilidad de los sistemas portátiles para monitorear adaptaciones musculares en condiciones reales, lo cual constituye un elemento clave para estudios orientados al rendimiento y la prevención de deterioro funcional.

En Karate – Do, Jeknić et al. (2022) utilizaron un prototipo basado en tensiomiografía para analizar propiedades contráctiles del musculo en atletas de élite. Los autores documentan que la TMG permitió evaluar variaciones en la rigidez y velocidad de contracción entre grupos musculares, identificando patrones adaptativos asociados a la especialización deportiva. Este tipo de prototipo complementa la electromiografía al aportar información mecánica de la respuesta muscular, lo que amplía la comprensión del comportamiento neuromuscular más allá de la activación eléctrica.

Finalmente, Barramuño Medina et al. (2021) aplicaron un prototipo de electromiografía superficial para analizar métodos de procesamiento en movimientos balísticos del taekwondo. Los autores resaltan que la validez de los resultados depende de la adecuación del sistema de registro y del procedimiento de filtrado, concluyendo que inconsistencias en estas fases puedan "afectar de manera directa la interpretación del desempeño muscular en acciones de alta velocidad" (p. 5). Por tanto, estos estudios demuestran que la necesidad de seleccionar protocolos de adquisición y análisis que garantice estabilidad y fiabilidad del registro muscular.

2.5.2. Avances recientes en monitoreo muscular en deportes de contacto

Los avances recientes en el monitoreo muscular aplicado a deportes de contacto se caracterizan por la integración de tecnologías capaces de registrar actividad neuromuscular con alta resolución temporal durante acciones explosivas y de corta duración. Barramuño Medina et al. (2021) destaca que las evaluaciones modernas incorporan configuraciones multimodales que combinan electromiografía superficial, análisis cinemático y métricas dinámicas para capturar la secuencia completa del gesto técnico en condiciones reales de combate. Este enfoque tecnológico ha permitido mejorar la precisión en la identificación de patrones musculares asociados a gestos balísticos, desplazamientos rápidos y acciones de impacto repetitivo.

El uso de sistemas sincronizados de EMG y análisis angular representa uno de los avances más relevantes. Sun et al. (2022) demostraron que esta integración tecnológica permite detectar variaciones en la anticipación y magnitud de la activación muscular durante técnicas de golpeo, mostrando que "la combinación de señales eléctricas y parámetros angulares ofrece una caracterización más completa de la acción balística" (p. 5). Este tipo de sistemas amplía la capacidad para diferenciar ejecuciones funcionalmente eficientes de aquellas que presentan alteraciones técnicas mínimas, lo que resulta crítico en disciplinas donde el tiempo de reacción y la coordinación segmentaria determinan el rendimiento.

Otro avance tecnológico se relaciona con el monitoreo continuo de la función neuromuscular en condiciones de entrenamiento exigente. Hirono et al. (2022) integraron registros fisiológicos y electromiográficos para examinar los efectos de la reducción de peso competitiva en un boxeador profesional, observando "una disminución progresiva en la actividad neuromuscular durante acciones específicas del entrenamiento" (p. 3). Este tipo de sistemas evidencia la utilidad del monitoreo muscular para evaluar cómo los cambios

fisiológicos inducidos por procesos externos, como la manipulación del peso corporal, afectan la capacidad de producir fuerza en deportes de contacto.

La incorporación de tecnologías complementarias a la electromiografía también constituye un avance reciente. En karate, la tensiomiografía ha permitido analizar la rigidez muscular y la velocidad de contracción en fases específicas del entrenamiento (Jeknić et al., 2022), proporcionando información mecánica que no puede obtenerse mediante EMG. Finalmente, los aportes metodológicos de Barramuño Medina et al. (2021)evidencian que la precisión del monitoreo muscular depende directamente del procesamiento aplicado a la señal, señalando que "las diferencias en las técnicas de filtrado y normalización modifican la interpretación de la activación muscular" (p. 5), lo que ha impulsado el desarrollo de procedimientos analíticos más robustos para acciones rápidas y repetitivas.

2.5.3. Tendencias tecnológicas en la aplicación de EMG al entrenamiento deportivo

El uso de electromiografía superficial en el entrenamiento deportivo ha evolucionado hacia tecnologías capaces de ofrecer análisis cada vez más específicos sobre la función neuromuscular durante acciones de alta intensidad. Una de las tendencias predominantes consiste en el empleo de configuraciones multimodales que integran EMG con análisis cinemáticos y parámetros mecánicos para obtener una representación más completa del gesto deportivo. Barramuño Medina et al. (2021) describe que estas aproximaciones permiten "analizar de forma simultánea la actividad muscular, la mecánica del movimiento y los factores que influyen en la eficiencia técnica" (p. 4), lo que ha impulsado la adopción de sistemas portátiles que operan durante el entrenamiento real y no únicamente en ambientes controlados.

El aumento en la resolución temporal de los sistemas de registro ha permitido identificar patrones musculares asociados a técnicas específicas en deportes de combate. Sun et al. (2022) evidenciaron que los sistemas EMG de adquisición rápida son capaces de diferenciar

variaciones en la secuencia de activación muscular entre ejecuciones correctas e incorrectas en movimientos balísticos, lo que demuestra que las tecnologías actuales priorizan el análisis fino del tiempo de reclutamiento muscular. Este tipo de aplicación constituye una tendencia orientada a utilizar la EMG para la evaluación de precisión técnica, permitiendo a entrenadores y deportistas identificar desviaciones que no pueden observarse mediante análisis visual.

Otras tendencias se relacionan con el uso de EMG para el monitoreo del estado funcional del deportista durante momentos críticos del entrenamiento. Hirono et al. (2022) demostraron que la electromiografía es sensible a variaciones fisiológicas inducidas por estrategias de pérdida de peso, registrando "una disminución progresiva en la activación neuromuscular durante acciones específicas del campamento competitivo" (p. 3). Este enfoque sitúa la EMG como una herramienta para el control de carga interna y la detección de deterioros funcionales que pueden comprometer el rendimiento o aumentar la probabilidad de lesión.

El desarrollo de tecnologías complementarias también ha ampliado las posibilidades de análisis basados en EMG. Jeknić et al. (2022) mostraron que la combinación de electromiografía con tensiomiografía permite evaluar tanto la actividad eléctrica como las propiedades contráctiles del músculo, generando un perfil neuromuscular más completo que el obtenido mediante un único tipo de sensor. Esta tendencia hacia la integración tecnológica busca caracterizar simultáneamente la activación, la rigidez y la velocidad de respuesta muscular, dimensiones clave para deportes que requieren fuerza explosiva y coordinación segmentaria precisa.

Finalmente, la estandarización del procesamiento digital de señales EMG se ha convertido en una tendencia relevante. Barramuño Medina et al. (2021) demostraron que la interpretación de la señal puede verse alterada por las técnicas de filtrado y normalización empleadas, indicando que "diferencias en el procesamiento modifican la lectura de la

activación en acciones de alta velocidad" (p. 5). Esto ha impulsado la adopción de métodos más rigurosos para garantizar la validez del análisis electromiográfico en escenarios donde la variabilidad temporal y la velocidad del gesto representan desafíos para el registro de la señal.

CAPÍTULO III: DISEÑO E INTEGRACIÓN DE SOFTWARE Y HARDWARE

En el presente capitulo, se procede a detallar el diseño y la integración del software y hardware del prototipo, mediante la metodología “Action Research”, la cual permite analizar el fenómeno de estudio en un contexto real, integrando la implementación de acciones y la evaluación continua de los resultados, facilitando la toma de decisiones técnicas y permitiendo una mejora progresiva del proceso investigativo.

3.1 Metodología de Diseño

Teniendo en cuenta que la metodología constituye el marco sistemático la cual orienta la investigación, conceptualizando tanto los procedimientos como los criterios técnicos necesarios para el diseño y la validación del prototipo; garantizando el cumplimiento de los objetivos técnicos.

El modelo seleccionado para el proyecto es “Action Research (Investigación – Acción)”, el cual tiene un enfoque cíclico de mejora continua. Este modelo permite el desarrollo del prototipo a través de fases de planificación, ejecución, además del monitoreo de datos y una reflexión crítica; facilitando un ajuste de los parámetros técnicos de manera precisa y asegurando una adaptabilidad en condiciones reales. A continuación, en la

Figura 6, se muestra el proceso cíclico del modelo.

Figura 6

Fases de Action Research



Nota. Action Research se conforma por cuatro fases, en la primera se inicia con la planificación, luego la acción, seguida de la observación y para finalizar con la reflexión. Fuente: Autoría Propia.

3.1.1 Enfoque metodológico adoptado

Action Research, se enfoca en el desarrollo y validación de soluciones tecnológicas en contextos reales, donde el diseño del sistema prácticamente requiere ajustes continuos en funcion de los resultados obtenidos. Lussier et al. (2024) señala que este enfoque metodológico resulta adecuado para abordar problemas complejos que involucran múltiples variables técnicas y operativas, ya que permite “desarrollar soluciones prácticas a problemas complejos encontrados en un contexto organizado específico” (p. 3). Por tanto, esta metodología posibilita integrar tanto un análisis teórico, como una implementación progresiva del prototipo.

Por otro lado, esta metodología se caracteriza por tener una estructura cíclica, lo cual facilita la mejora continua del sistema a través de fases sucesivas de planificación, acción, observación y reflexión. De acuerdo con Lussier et al. (2024), este enfoque permite trabajar

en un entorno real, asegurando una adaptabilidad del sistema antes nuevos requerimientos o posibles limitaciones detectadas durante su funcionamiento.

3.1.2 Etapas del proceso de diseño

3.1.2.1 Planificación

En esta fase se comprende la definición del problema, el establecimiento de los objetivos técnicos y la selección de los recursos necesario para el desarrollo del sistema. Dentro de esta etapa, se determinan los criterios del diseño, las herramientas a emplear y los métodos de evaluación que guiara el proceso interactivo del proyecto (Ochoa-Aldeán & García-Minchala, 2023).

3.1.2.2 Acción

Esta siguiente fase, se implementan soluciones planteadas durante la planificación, materializándose en el desarrollo y puesta en marcha del prototipo. Además, se ejecuta las decisiones técnicas definidas previamente, permitiendo evaluar el funcionamiento del sistema bajo condiciones reales de operación (Ochoa-Aldeán & García-Minchala, 2023).

3.1.2.3 Observación

La tercera fase se enfoca en la recolección sistemática de datos derivados del funcionamiento del prototipo durante su ejecución. Esta fase prácticamente permite analizar el comportamiento del sistema, identificando fallos o limitaciones técnicas que puedan existir y, por ende, verificar el cumplimiento de los objetivos planteados mediante el análisis de resultados obtenidos (Ochoa-Aldeán & García-Minchala, 2023).

3.1.2.4 Reflexión

Para finalizar, la reflexión implica el análisis crítico de la información recopilada en la etapa de observación, con el fin de evaluar la efectividad de las acciones implementadas. A

partir de este análisis se proponen ajustes y mejoras en el diseño, los cuales alimentan nuevos ciclos de planificación dentro del proceso de Action Research (Ochoa-Aldeán & García-Minchala, 2023).

3.1.3 Directrices para la integración hardware – software

La integración de hardware y software del sistema se orienta por principios de modularidad y compatibilidad, con el fin de facilitar la interacción entre los componentes físicos de adquisición de datos y las plataformas de procesamiento y visualización. Esta directriz permite que cada módulo funcione de manera independiente, favoreciendo ajustes progresivos sin afectar el funcionamiento global del sistema.

El flujo de información se estructura de forma secuencial, iniciando con la captura de señales por parte del hardware, seguido del procesamiento digital y la posterior transferencia de datos hacia los entornos de análisis. Este enfoque metodológico garantiza la coherencia temporal de las señales y la integridad de la información durante todo el proceso de adquisición y análisis.

Además, la integración de valida de manera iterativa mediante ciclos de prueba y ajuste, en concordancia con el enfoque de Action Research. Este procedimiento permite identificar inconsistencias técnicas, optimizar parámetros operativos y asegura la adaptabilidad del sistema ante condiciones reales de uso, contribuyendo al cumplimiento de los objetivos planteados en el desarrollo del prototipo.

3.2 Requerimientos del Sistema

Se establecen los requerimientos del sistema tomando como referencia el enfoque de ingeniería de requisitos descrito en la norma ISO/IEC/IEEE 29148:2018, la cual define los lineamientos para transformar necesidades identificadas en el entorno de aplicación en requerimientos técnicos verificables, permitiendo estructurar de manera formal las

capacidades que deben cumplir un sistema para responder a las demandas de sus usuarios, en este contexto los requerimientos se orientas a la adquisición confiable de señales de electromiografía de superficie del músculo recto femoral durante la ejecución de técnicas chagui, mediante un sistema embebido capaz de capturar señales biomédicas de baja amplitud, realizar acondicionamiento analógico y procesamiento digital en tiempo real y transmitir la información de manera inalámbrica de baja latencia hacia una plataforma de visualización; mediante la integración de sensores, microcontroladores y módulos de comunicación que operen de forma estable en un entorno deportivo dinámico, garantizando tanto la portabilidad como una compatibilidad electromagnética y por ende una continuidad operativa sin afectar la ejecución natural del gesto técnico por parte del deportista.

3.2.1 Consideraciones Fundamentales

Se prioriza la correcta interacción entre el sistema electrónico y el usuario mediante el posicionamiento adecuado de electrodos sobre el músculo recto femoral, la implementación de técnicas de filtrado para la reducción de ruido por movimiento y señales parasitas, la optimización del consumo energético y la estabilidad del procesamiento de datos junto con un diseño ergonómico que permita el uso prolongado del prototipo durante sesiones de entrenamiento de alta exigencia, incorporando criterios de seguridad eléctrica, confiabilidad en la transmisión de datos y flexibilidad técnica que faciliten ajustes iterativos de hardware y software derivados de la evaluación del desempeño del sistema en condiciones reales de aplicación.

3.2.1.1 Contexto Operativo Actual

El presente proyecto se llevará a cabo en el Gimnasio de Taekwondo de la Federación Deportiva de Imbabura, ubicado en la ciudad de Ibarra, en la calle Av. Víctor Manuel Peñaherrera junto al ingreso de tribuna del Estadio Olímpico Ciudad de Ibarra. El gimnasio

en cuestión se encuentra en la planta baja de dicho polideportivo, el cual cuenta con área amplia de entrenamiento para deportistas de las distintas modalidades al igual que de distintas categorías y edades.

Mediante la entrevista realizada al profesor Rommel Camacho, entrenador de Taekwondo de la Federación Deportiva de Imbabura, quien con su amplia experiencia como Tercer DAN a nivel nacional y Primer DAN Kukkiwon[8]; manifestó que la evaluación del nivel de exigencia física durante la ejecución de técnicas chagui se realiza principalmente mediante observación visual sin el apoyo de herramientas tecnológicas que permitan cuantificar la carga muscular aplicada, señalando además que la selección juvenil se conforma con un estimado de 25 deportistas, mismo que participan regularmente en las sesiones de entrenamiento, reconociendo que este método no permite identificar con precisión el nivel real de activación muscular del deportista y que, de manera ocasional, se han presentado casos de fatiga o molestia asociadas a demasiada exigencia, destacando la necesidad de disponer de información objetiva en tiempo real sobre la activación del músculo recto femoral considerando prioritario que un sistema de monitoreo muscular ofrezca este tipo de medición como característica principal para su implementación.

La ejecución de técnicas de patada chagui en taekwondo implica una elevada exigencia neuromuscular y biomecánica, donde el músculo recto femoral cumple un rol determinante en la generación de potencia, velocidad y control del movimiento mediante la extensión de rodilla y la flexión de cadera, por lo que una dosificación inadecuada de la carga de entrenamiento puede derivar a una fatiga muscular, disminución del rendimiento o incremento del riesgo de lesión, especialmente en los deportistas juveniles, por lo cual se considera que en la práctica cotidiana el control del esfuerzo suele basarse en la observación

[8] Organismo oficial encargado de la estandarización y certificación de Taekwondo a nivel mundial.

y experiencia del entrenador, lo cual limita la identificación objetiva real de exigencia muscular, justificando asi la necesidad de incorporar un prototipo tecnológico que permita monitorear de forma medible la activación muscular durante el entrenamiento en condiciones reales.

3.2.2 Finalidad del Sistema

Proporcionar una herramienta tecnológica que permita cuantificar de manera objetiva el nivel de exigencia muscular al que son sometidos los deportistas de la selección juvenil de taekwondo de la Federación Deportiva de Imbabura, durante la ejecución de técnicas chagui, mediante el registro y análisis en tiempo real de la actividad electromiográfica del músculo recto femoral, con el fin de reducir la dependencia de evaluaciones subjetivas por parte del entrenador, además de identificar posibles sobrecargas asociadas a una intensidad inadecuada del entrenamiento y apoyar la toma de decisiones relacionadas con la planificación, ajuste y control de la carga física, estableciendo al prototipo como una posible solución técnica orientada a mejorar el control del esfuerzo muscular y a prevenir riesgos de fatiga o lesión en los deportistas.

3.2.3 Actores Involucrados – Stakeholders

Las partes interesas o también conocidos como stakeholders, son todos aquellos individuos, grupos o entidades con interés directo o indirecto sobre el prototipo en desarrollo, mismos que aportan retroalimentación con el fin de asegurar una concreta definición de requerimientos, además de una validación y aceptación de su desempeño en un entorno real.

Dentro de este contexto, los stakeholders del presente proyecto son los deportistas de taekwondo de la selección juvenil de la Federación Deportiva de Imbabura como se muestra en la **Tabla 9**, quienes se encuentran en constante preparación para las competencias tanto locales como nacionales; por lo cual el prototipo en desarrollo resulta una herramienta de

apoyo durante el entrenamiento, ya que este permite una visualización de información gráfica asociada al nivel de exigencia muscular, facilitando al entrenador el análisis del comportamiento diario del esfuerzo aplicado por los deportistas con el fin de prevenir lesiones en los deportistas previo a los encuentros deportivos.

Tabla 9

Lista de Stakeholders

LISTA DE STAKEHOLDERS
1. Deportistas Juveniles de Taekwondo de la FDI
2. Entrenador del gimnasio de Taekwondo de la FDI
3. MCs. Carlos Vásquez (Directos del trabajo de titulación)
4. MCs. Jaime Michilena (Asesor del trabajo de titulación)
5. Ipiales Kimberlee (Desarrollador del trabajo de titulación)

Nota. Elaboración Propia.

3.2.4 Construcción de Atributos de los Requerimientos

La construcción de los atributos de los requerimientos se orienta a establecer las características técnicas que debe cumplir el prototipo para garantizar su correcta implementación en un entorno deportivo real, considerando la adquisición y el procesamiento de señales electromiográficas, la estabilidad operativa del sistema, la eficiencia en la transmisión de datos, la portabilidad del dispositivo y la seguridad del usuario, de modo que dichos atributos permitan asegurar coherencia entre las necesidades de los beneficiarios, la arquitectura del hardware y el desarrollo del software, facilitando un diseño estructurado y una validación técnica adecuada durante el uso del prototipo en los deportistas.

3.2.4.1 Sistema de Nomenclatura para los Requerimientos

El sistema de nomenclatura a utilizar, de acuerdo con los requerimientos de este prototipo son los que se detallan a continuación en la **Tabla 10**, mismos que permites su identificación y trazabilidad durante las fases de diseño e implementación, considerando tres niveles de análisis relacionados con los stakeholders, sistema y arquitectura.

Tabla 10

Acrónimos de requerimientos

REQUERIMIENTOS	ACRÓNIMO
Stakeholders	STKR
Sistema	SYSR
Arquitectura	ARCR

Nota. Autoría Propia.

3.2.5 Requerimientos Derivados de los Stakeholders

Los requerimientos derivados de los stakeholders se definen a partir del enfoque de ingeniería de requisitos establecido en la norma ISO/IEC/IEEE 29148:2018, la cual plantea que las necesidades de las partes interesadas deben ser identificadas y transformadas en requerimientos claros y trazables que orienten el diseño del sistema (*ISO/IEC/IEEE 29148:2018 Systems and Software Engineering — Life Cycle Processes — Requirements Engineering*, 2018). En este proyecto dichos requerimientos se obtienen mediante la interacción directa con entrenadores y deportistas juveniles de taekwondo con el propósito de identificar limitaciones en el control de la carga de entrenamiento, la percepción del esfuerzo muscular y la prevención de lesiones durante la ejecución de técnicas chagui, permitiendo traducir estas necesidades del entorno deportivo en criterios técnicos que sirvan como base para la definición de las funciones del sistema de monitoreo electromiográfico y para el

establecimiento de condiciones operativas coherentes con su aplicación en sesiones reales de entrenamiento.

3.2.5.1 Instrumento de Levantamiento de Requerimientos

Se emplea un cuestionario estructurado como técnica de levantamiento de requerimientos, aplicando de manera directa al entrenador y deportistas juveniles de taekwondo, con el propósito de identificar necesidades asociadas al control de la carga de entrenamiento, la percepción del esfuerzo muscular y las condiciones operativas del prototipo, permitiendo recopilar información clara y sistematizable que sirva como base para la definición de requerimientos técnicos del sistema de monitoreo electromiográfico conforme al enfoque de ingeniería de requisitos adoptados.

3.2.5.2 Determinación del Grupo Muestral

Dentro de esta sección se dará a conocer la determinación del grupo muestral, con el objetivo de determinar el número de deportistas necesarios para que los datos recolectados tengan veracidad de acuerdo con la población de la selección juvenil de taekwondo de la Federación Deportiva de Imbabura.

Para determinar el tamaño muestral óptimo, se emplea la ecuación (1 para poblaciones finitas, utilizadas cuando el tamaño de la población es conocido y se requiere seleccionar una muestra representativa que respalde la validez del levantamiento de información, sin que el estudio tenga como finalidad realizar análisis estadístico inferencial (Spiegel, 2013).

$$n = \frac{N\sigma^2 Z^2}{(N-1)e^2 + \sigma^2 Z^2} \tag{1}$$

Donde:

n: Tamaño de la muestra.

N: Tamaño de la población.

Z: Nivel de confianza.

e: Error muestral.

σ: Desviación Estándar.

3.2.5.3 Establecimiento de Parámetros Operativos

Se definen los valores de las variables necesarias para la aplicación de la fórmula de cálculo del tamaño muestral, considerando las características de la población objeto de estudio y los parámetros estadísticos establecidos, con el propósito de sustentar de manera formal la determinación del número de participantes requeridos para el levantamiento de información en la selección juvenil de taekwondo de la Federación Deportiva de Imbabura.

Datos:

- n: Tamaño de la muestra.
- N: Tamaño de la población.
- Z: El nivel de confianza es un valor que depende del nivel de confianza que se requiera tener, si se desea un 99% el valor será de 2.58 como valor máximo admitido y si se desea un 95% el valor será de 1.96 como cantidad mínima admitida.
- e: Representa el margen máximo de variación permitido entre los valores obtenidos en la muestra y los de la población, estableciéndose en 0.09 para garantizar un equilibrio entre precisión de los datos y viabilidad del levantamiento de información en el estudio.
- σ: Para la desviación estándar se establece un valor constante de 0.5.

Entonces:

N: 25 deportistas de taekwondo

Z: 1.96

e: 0.09

σ: 0.5

$$n = \frac{(25)(0.5)^2(1.96)^2}{(25-1)(0.09)^2 + (0.5)^2(1.96)^2} \quad (2)$$

$$n = 20.70 \quad (3)$$

$$n \cong 21 \quad (4)$$

Una vez realizado el cálculo respectivo de acuerdo con el tamaño de la población, se obtiene como resultado que la encuesta debe realizarse a 21 deportistas para obtener un nivel de respuesta adecuado.

Tanto la encuesta realizada al entrenador misma que se puede observar en el Anexo A y la encuesta realizada a los deportistas la cual se encuentra en el Anexo C, se lo realiza mediante la herramienta de Google Forms, la cual se compartió a los participantes mediante un enlace, la cual se divide en dos de acuerdo con el rol de quién responde.

Al obtener los resultados de las encuestas, tanto para el entrenador como los deportistas, mismas que se encuentran en el Anexo B y Anexo D, respectivamente; se procede con la extracción de los requisitos en general en las siguientes tablas. En primer lugar, se mostrará la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, de manera específica los requerimientos para stakeholders con un enfoque claro y preciso.

Tabla 11

Requerimiento de los Stakeholders

STKR				
Código	Requerimiento	Prioridad		
		Alta	Media	Baja
Requerimientos de Uso				
STKR1	El sistema debe cuantificar objetivamente la activación muscular durante la ejecución de la patada chagui.	X		
STKR2	El sistema debe permitir el monitoreo en tiempo real de la señal electromiográfica durante el entrenamiento.	X		
STKR3	El sistema debe visualizar la información mediante graficas claras e interpretables por el entrenador.	X		
STKR4	El sistema debe permitir el almacenamiento de datos para el análisis posterior del comportamiento muscular.		X	
STKR5	El sistema debe presentar la información de forma comprensible que facilite la toma de decisiones del entrenador.	X		
Requerimientos de Operación				
STKR6	El sistema debe clasificar niveles de activación muscular y generar reportes que apoyen la prevención de fatiga y lesiones.	X		
STKR7	El sistema debe ser portátil y adaptable al entorno dinámico de entrenamiento.		X	

STKR8	El dispositivo no debe inferir con la movilidad ni con la técnica de ejecución del deportista durante la práctica.	X
STKR9	El sistema debe operar de manera continua durante la sesión de entrenamiento sin interrupciones.	X
STKR10	El sistema debe garantizar estabilidad en la transmisión de datos durante el monitoreo.	X

Nota. Los requerimientos se definieron a partir de la fase de diagnóstico de ciclo de Action Research, mediante el análisis de los resultados de las encuestas aplicadas al entrenador y a los deportistas, estableciendo la prioridad en función de su relevancia técnica. Fuente: Elaboración Propia.

Los requerimientos establecidos sintetizan las necesidades identificadas durante la fase de diagnóstico, destacando como prioritarios aquellos asociados a la cuantificación objetiva de la activación muscular, el monitoreo en tiempo real y la detección de sobre exigencias. Estos elementos evidencian la necesidad de integrar un sistema de medición que complementen los métodos tradicionales de evaluación, Asimismo, las condiciones relacionadas con portabilidad y no interferencias en la movilidad del deportista imponen restricciones directas sobre el diseño físico y la arquitectura del prototipo. En conjunto, estos requerimientos constituyen el punto de partida para la definición de las especificaciones funcionales y no funcionales del sistema.

3.2.6 Requerimientos del Sistema

El proceso de definición de los requerimientos del sistema permite traducir las necesidades identificadas en la fase de diagnóstico en especificaciones técnicas verificables que orientan el diseño e implementación del prototipo. De acuerdo con los requerimientos de los stakeholders previamente establecidos, en la

Tabla *12* se presentan los requerimientos del sistema, organizados en categorías de uso, desempeño, estados, interfaz y condiciones físicas, manteniendo la trazabilidad correspondiente.

Tabla 12

Requerimiento del Sistema

SYSR					
Código	Requerimiento	Prioridad			Relación
		Alta	Media	Baja	
Requerimientos de uso					
SYSR1	El sistema debe adquirir la señal electromiográfica del músculo recto femoral durante la ejecución de la técnica chagui.	X			STKR1
SYSR2	El sistema debe procesar y visualizar en tiempo real la señal electromiográfica durante la sesión de entrenamiento.	X			STKR2
SYSR3	El sistema debe clasificar los niveles de activación muscular registrados y generar un reporte funcional para el entrenador.	X			STKR6
SYSR4	El sistema debe presentar la información mediante graficas claras e interpretables para el entrenador.	X			STKR3
SYSR5	El sistema debe permitir la consulta de datos registrados para el análisis posterior del comportamiento muscular.		X		STKR4

	Requerimientos de desempeño		
SYSR6	El sistema debe mantener una latencia de procesamiento que permita la visualización inmediata de la señal sin retrasos perceptibles.	X	STKR2
SYSR7	El sistema debe operar de manera continua durante la sesión de entrenamiento sin pérdida de datos.	X	STKR9
SYSR8	El sistema debe garantizar estabilidad en la transmisión de datos durante el monitoreo.	X	STKR10
SYSR9	El sistema debe generar el reporte de niveles funcionales al finalizar la sesión, permitiendo identificar posibles sobre exigencias musculares.	X	STKR6
SYSR10	El sistema debe asegurar precisión en la adquisición de la señal electromiográfica durante la ejecución.	X	STKR1
	Requerimientos de estados		
SYSR11	El sistema debe permitir el inicio controlado de la sesión de monitoreo.	X	STKR2
SYSR12	El sistema debe permitir la finalización controlada de la sesión de monitoreo.	X	STKR4
SYSR13	El sistema debe mantener el estado activo durante toda la sesión de entrenamiento.	X	STKR9

SYSR14	El sistema debe gestionar correctamente el estado de transmisión de datos durante el monitoreo.	X		STKR10
SYSR15	El sistema debe almacenar automáticamente los datos al finalizar cada sesión de entrenamiento.	X		STKR7
	Requerimientos de interfaz			
SYSR16	El sistema debe disponer de una interfaz gráfica intuitiva que facilite la interpretación de la información muscular.	X		STKR3
SYSR17	El sistema debe presentar la información de manera comprensible para facilitar la toma de decisiones del entrenador.	X		STKR5
SYSR18	El sistema debe permitir la visualización de datos históricos del comportamiento muscular.		X	STKR4
SYSR19	El sistema debe permitir la visualización en tiempo real de la señal durante el entrenamiento.	X		STKR2
SYSR20	El sistema debe permitir el acceso a los datos almacenados para si análisis posterior.		X	STKR7
	Requerimientos físicos			
SYSR21	El dispositivo debe ser portátil y adaptable al entorno dinámico de entrenamiento.		X	STKR7

SYSR22	El dispositivo no debe interferir con la movilidad ni con la técnica de ejecución del deportista.	X	STKR8
SYSR23	El sistema debe contar con una batería recargable que garantice autonomía durante la sesión de entrenamiento.	X	STKR6
SYSR24	El sistema debe mantener funcionamiento continuo sin interrupciones durante la sesión de entrenamiento.	X	STKR9
SYSR25	El sistema debe operar de forma estable durante la transmisión de datos en condiciones de uso real.	X	STKR10

Nota. Los requerimientos del sistema se derivan de los requerimientos de stakeholders, garantizando trazabilidad directa entre las necesidades identificadas y las especificaciones técnicas definidas. Fuente: Elaboración Propia.

Los requerimientos del sistema constituyen la base técnica para el desarrollo del prototipo de monitoreo electromiográfico del musculo recto femoral, definiendo las condiciones necesarias para la adquisición de la señal, su procesamiento en tiempo real, la generación de alertas y la visualización de la información. La priorización alta se concentra en los elementos funcionales críticos del sistema, asegurando respuestas oportunas y confiables durante la ejecución del entrenamiento. De forma complementaria, los requerimientos de desempeño, interfaz y condiciones físicas establecen restricciones operativas que permiten mantener estabilidad, continuidad de funcionamiento y adecuación al entorno dinámico de uso.

3.2.7 Requerimientos de Arquitectura

La definición de los requerimientos de arquitectura permite establecer las condiciones técnicas estructurales que orientan la configuración lógica, el diseño físico, la infraestructura de software, los recursos de hardware y las condiciones eléctricas necesarias para la implementación del sistema propuesto, asegurando coherencia en la integración de los componentes tecnológicos, como se sustenta técnicamente en la **Tabla 13**.

Tabla 13

Requerimientos de la Arquitectura

ARCR					
Código	**Requerimiento**	**Prioridad**			**Relación**
		Alta	**Media**	**Baja**	
Requerimientos Lógicos					
ARCR1	El sistema debe estructurarse bajo un esquema distribuido que separe las funciones de adquisición, procesamiento, almacenamiento y visualización de datos.	X			SYSR2
ARCR2	La arquitectura debe contemplar un mecanismo de identificación única de sesión para el registro organizado de mediciones.	X			SYSR15
ARCR3	El sistema debe garantizar integridad de datos ante interrupciones temporales de conectividad durante la transmisión.		X		SYSR8

ARCR4	La arquitectura debe permitir sincronización entre los procesos de adquisición, transmisión y almacenamiento de datos.	X		SYSR6
ARCR5	La estructura lógica del sistema debe permitir trazabilidad entre la sesión de monitoreo, las mediciones registradas y su consulta posterior.		X	SYSR20
	Requerimientos de Diseño			
ARCR6	La disposición física de los sensores debe permitir estabilidad mecánica durante movimientos dinámicos sin restringir la técnica deportiva.	X		SYSR22
ARCR7	El módulo de adquisición debe ubicarse de manera que minimice riesgos de desconexión o interferencia durante la ejecución.	X		SYSR22
ARCR8	El nodo central debe instalarse en una posición que garantice cobertura adecuada para la transmisión continua de datos.	X		SYSR8
ARCR9	La arquitectura física del sistema debe integrarse en una prenda deportiva ajustada que permita la fijación estable de los sensores y del módulo de adquisición durante movimientos dinámicos sin afectar la técnica deportiva.	X		SYSR21
ARCR10	La disposición física de los componentes debe facilitar el montaje, desmontaje y mantenimiento		X	SYSR21

	del prototipo sin alterar su funcionamiento general.			
	Requerimientos de software			
ARCR11	EL nodo central debe soportar la ejecución de un servicio de mensajería compatible con transmisión de datos en tiempo real.	X		SYSR2
ARCR12	El sistema debe ser compatible con un motor de flujos que permita transformar, organizar y redirigir los datos adquiridos.	X		SYSR14
ARCR13	El sistema debe ser compatible con una base de datos orientada a series temporales para el almacenamiento estructurado en mediciones.	X		SYSR15
ARCR14	La arquitectura debe permitir integración con herramientas de visualización grafica basadas en entorno web.	X		SYSR16
ARCR15	El software del sistema debe permitir la gestión de sesiones de monitoreo y la asociación de registros con cada ejecución realizada.		X	SYSR11
	Requerimiento de hardware			
ARCR16	El módulo de adquisición debe disponer de capacidad de conversión analógica digital adecuada para señales electromiográficas.	X		SYSR1
ARCR17	El nodo central debe contar con capacidad de procesamiento suficiente para gestionar	X		SYSR7

	almacenamiento y servicio de comunicación simultáneamente.			
ARCR18	El sistema debe incorporar conectividad inalámbrica integrada para transmisión de datos hacia el nodo central.	X		SYSR8
ARCR19	El nodo central debe disponer de interfaces de comunicación compatibles con los periféricos y servicios requeridos por la arquitectura del sistema.	X		SYSR25
ARCR20	El módulo de adquisición debe presentar dimensiones y peso adecuados para su integración en un sistema vestible.		X	SYSR21
	Requerimientos eléctricos			
ARCR21	El sistema debe operar mediante una fuente de alimentación portátil que permita autonomía durante la sesión de entrenamiento.	X		SYSR23
ARCR22	La arquitectura eléctrica debe contemplar regulaciones de voltaje compatible con los niveles requeridos por los módulos eléctricos.	X		SYSR1
ARCR23	El sistema debe incorporar un mecanismo de carga segura para la fuente de alimentación portátil.		X	SYSR23
ARCR24	La arquitectura eléctrica debe incluir protección básica frente a condiciones de sobre corriente, inversión de polaridad o sobretensión.	X		SYSR25

ARCR25	El sistema debe mantener compatibilidad eléctrica entre el sensor, el módulo de adquisición y la fuente de alimentación para asegurar funcionamiento continuo.	X	SYSR24

Nota. Los requerimientos de arquitectura establecen las condiciones técnicas estructurales derivadas de los requerimientos del sistema, manteniendo relación única con cada uno y evitando la duplicidad de funciones operativas. Fuente: Elaboración Propia.

La estructura definida delimita los lineamientos técnicos para la configuración del sistema en sus distintos niveles, estableciendo las condiciones necesarias para la integración de los componentes, la interoperabilidad entre módulos y estabilidad operativa del prototipo, garantizando coherencia metodológica con el desarrollo planteado.

Los requerimientos de arquitectura (ARCR) constituyen el nivel más específico y verificable técnicamente dentro de la jerarquía adoptada, en virtud de derivarse directamente de los requerimientos del sistema (SYSR) y estos, a su vez, de los requerimientos de stakeholders (STKR), conforme a la trazabilidad transitiva documentada en la columna de "Relación" de las **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, **Tabla *12*** y **Tabla *13***. Dado que cada nivel incorpora de manera acumulativa las condiciones establecidas en el nivel precedente, el proceso de análisis comparativo de tecnología descrito a continuación evalúa las alternativas exclusivamente en función de los requerimientos de arquitectura, sin que ello implique la omisión de los niveles anteriores, sino la aplicación del criterio de evaluación más específico disponible dentro de una cadena de anclaje ya establecida.

3.2.8 Análisis Comparativo de Tecnologías (Benchmarking)

El análisis comparativo de tecnologías se fundamenta en el estándar ISO/IEC/IEEE 29148:2018 Systems and Software Engineering — Life Cycle Processes — Requirements Engineering (2018), el cual como se menciona en un principio, establece lineamientos para la

ingeniería de requisitos a lo largo del ciclo de vida de sistemas y software. En concordancia con dicho marco normativo, el proceso de benchmarking se emplea como técnica de apoyo para la toma de decisiones técnicas, permitiendo evaluar alternativas de hardware y software mediante criterios cuantificables tales como la capacidad de procesamiento, la frecuencia de muestreo, el consumo de energía, la compatibilidad con protocolos de comunicación y facilidad de integración en arquitecturas distribuidas, garantizando que la sección tecnológica responda objetivamente a los requerimientos de arquitectura previamente definidos.

Además de acuerdo al estándar antes mencionado, el cual promueve la verificación de requisitos mediante criterios medibles y trazables; se procede a emplear una matriz de valoración discreta para la comparación de alternativas tecnológicas, asignado una puntación de 2 cuando el criterio técnico sea cumplido completamente, 1 cuando exista un cumplimiento parcial y 0 cuando no se evidencia ningún cumplimiento, permitiendo cuantificar el grado de conformidad de cada opción frente a los requerimientos de arquitectura definidos.

3.2.8.1 Selección de Hardware

La selección del hardware para la implementación del sistema se realiza a partir del análisis comparativo de alternativas tecnológicas, considerando el nivel de cumplimiento frente a los requerimientos definidos previamente para cada módulo del prototipo. Este proceso permite determinar los componentes más adecuados para la adquisición de señales electromiográficas, procesamiento embebido, comunicación inalámbrica, alimentación portátil y gestión central de datos, priorizando compatibilidad eléctrica, estabilidad operativa, eficiencia energética y facilidad de integración.

Sensor EMG

La selección del sensor electromiográfico se fundamenta en la necesidad de captar señales musculares superficiales provenientes del recto femoral durante la ejecución de técnicas de patada básicas. Debido a que el sistema realiza monitoreo bilateral, se considera el uso de un módulo EMG independiente para cada extremidad inferior, permitiendo registrar la actividad muscular de la pierna izquierda y derecha de forma separada. Esta condición resulta necesaria para analizar el comportamiento de cada pierna durante la ejecución alternada de movimientos, evitando generalizar la respuesta muscular del deportista a partir de una sola medición.

Para la evaluación del sistema electromiográfico se consideraron alternativas disponibles en el mercado, tomando en cuenta criterios como capacidad de adquisición de señales de superficie, acondicionamiento integrado, compatibilidad con entradas analógicas de microcontroladores, consumo energético, dimensiones físicas y adaptación a aplicaciones portátiles.

Tabla 14

Comparación para la selección del sistema electromiográfico.

Selección del sistema electromiográfico						
Hardware	**Requerimientos**					**Total**
	ARCR16	**ARCR20**	**ARCR6**	**ARCR21**	**ARCR18**	
Myoware 1.0	2	2	2	2	2	10
Myoware 2.0	2	2	2	2	1	9
Grove EMG Detector	2	1	1	1	1	6

Olimex EMG Shield	1	0	1	1	0	3

Cumple totalmente: 2

Cumple Parcialmente: 1

No cumple: 0

Elección: La matriz comparativa evidencia que el módulo Myoware 1.0 obtiene la mayor puntuación total, cumpliendo de manera integral los requerimientos relacionados con adquisición de señal electromiográfica, integración en sistemas vestibles portátiles, compatibilidad eléctrica y estabilidad operativa, por lo que se selecciona como el sistema electromiográfico del prototipo, considerando su aplicación en el monitoreo bilateral del musculo recto femoral mediante un sensor por cada pierna.

Nota. La tabla presenta la evaluación comparativa de sensores electromiográficos en función de los requerimientos de arquitectura definidos para el módulo de adquisición. Fuente: Elaboración propia.

A continuación, en la **Tabla 15** se presenta las especificaciones técnicas del sensor Myoware Muscle Sensor (AT-04-001), con el propósito de detallar los parámetros eléctricos y operativos necesarios para su integración dentro del sistema de adquisición electromiográfica. Estos valores permiten verificar las condiciones de alimentación, consumo, impedancia de entrada rechazo al ruido común y tipo de salida disponible, aspectos relevantes para su conexión con el microcontrolador definido en la arquitectura del sistema (Advancer Technologies, 2015).

Tabla 15

Datasheet Myoware Muscle Sensor (AT-04-001)

Parámetro	Valor
Voltaje de alimentación	$+3.1\ V\ a + 6.3\ V$
Voltaje típico de operación	$+3.3\ V\ o + 5\ V$
Corriente de consumo	$9mA\ típico, 14mA\ máximo$
Impedancia de entrada	$110\ G\Omega\ típico$
Relación de rechazo en modo común	$110\ dB\ típico$
Polarización de entrada	$1\ pA$
Salidas disponibles	EMG Envelope / Raw EMG
Rango de Salida	$0\ V\ a + Vs$
Ganancia	Ajustable mediante potenciómetro.
Dimensiones aproximadas	$52.3mm\ x\ 20.7mm$

Nota. Elaborado a partir de Advancer Technologies (2015).

Microcontrolador

La selección del microcontrolador se orienta a definir el dispositivo encargado de recibir la señal analógica proveniente del módulo electromiográfico, ejecutar la lectura mediante el convertidor analógico-digital, realizar el tratamiento básico de los datos y permitir su envío hacia el sistema central mediante conectividad inalámbrica; por ello, en la **Tabla 16** se retoman las alternativas evaluadas previamente, considerando criterios asociados con resolución ADC, capacidad de procesamiento, conectividad integrada, consumo energético, compatibilidad eléctrica y operación en sistemas portátiles de monitoreo muscular.

Tabla 16

Comparación para la selección del microcontrolador.

Selección del módulo de adquisición						
Hardware	**Requerimientos**					**Total**
	ARCR16	**ARCR18**	**ARCR17**	**ARCR20**	**ARCR21**	
ESP32-C3	2	2	2	2	2	10
Arduino Nano	1	0	1	1	1	4
Raspberry Pi Pico	2	0	2	2	1	7
Cumple totalmente: 2						
Cumple Parcialmente: 1						
No cumple: 0						
Elección: La matriz comparativa indica que el ESP32-C3 obtiene la mayor puntuación total, cumpliendo de manera integral los requerimientos asociados con la conversión analógico-digital, conectividad inalámbrica integrada, eficiencia energética y compatibilidad con sistemas portátiles. Por ello, se selecciona como microcontrolador del prototipo, al permitir la lectura de la señal electromiográfica, el tratamiento básico de los datos y su posterior transmisión hacia el sistema central.						

Nota. La tabla presenta la valoración técnica realizada para la selección del microcontrolador de los requerimientos establecidos. Fuente: Elaboración Propia.

A continuación, en la **Tabla 17** se presentan las especificaciones técnicas relevantes del ESP32-C3, con el propósito de detallar sus capacidades de procesamiento, conversión analógico-digital, conectividad inalámbrica y características eléctricas necesarias para su integración dentro prototipo. Estos parámetros permiten verificar su compatibilidad con la

lectura de señales analógicas, la operación portátil y la transmisión de datos mediante comunicación inalámbrica.

Tabla 17

Datasheet del microcontrolador ESP32-C3

Parámetro	Detalle /Valor
Procesador	RISC-V de 32 bits, núcleo único
Frecuencia de reloj	Hasta 160MHz
Memoria SRAM	400KB
Memoria ROM	384 KB
Memoria Flash integrada	Hasta 8 MB, según variante del chip
Conectividad inalámbrica	Wi-Fi 2.4 GHz 802.11 b/g/n y Bluetooth 5 LE
Voltaje recomendado de operación	3.0 V a 3.6 V
Voltaje típico de operación	3.3 V
Convertidor ADC	Dos ADC SAR de 12 bits
Canales ADC	Hasta 6 canales
Pines GPIO	22 o 16 GPIO, según variante del chip
Consumo en transmisión WiFi	Hasta 335mA en 802.11b a 1Mbps
Consumo en recepción WiFi	84 mA a 87 mA
Dimensiones	22.5 mm x 18 mm

Nota. Elaborado a partir de Espressif Systems (2025).

Nodo Central

La selección del nodo central se orienta a definir el dispositivo encargado de ejecutar los servicios principales del sistema, considerando la recepción de datos, la gestión de

mensajería, la administración de flujos y la ejecución de herramientas asociadas al almacenamiento y presentación de información. Por ellos, en la **Tabla 18** se retoman las alternativas evaluadas previamente, tomando en cuenta parámetros técnicos como capacidad de procesamiento, memoria disponible, compatibilidad con sistemas operativos basados en Linux, interfaces de red, eficiencia energética y posibilidad de ejecutar servicios concurrentes durante una sesión de monitoreo.

Tabla 18

Comparación para la selección del nodo central

Selección de nodo central						
Hardware	**Requerimientos**					**Total**
	ARCR17	**ARCR18**	**ARCR19**	**ARCR13**	**ARCR14**	
Raspberry Pi 4 modelo B (8GB)	2	2	2	2	2	10
Raspberry Pi 3modelo B+	1	2	1	1	2	7
Mini PC Intel Celeron	2	2	2	2	2	10
Cumple totalmente: 2 **Cumple Parcialmente: 1** **No cumple: 0**						
Elección: La matriz comparativa evidencia que la Raspberry Pi 4 Modelo B con 8 GB de RAM presenta el nivel de cumplimiento requerido para operar como nodo central del sistema. Aunque el Mini PC Intel Celeron alcanza una puntuación equivalente, la Raspberry						

Pi 4 se selecciona por su mejor integración en sistemas embebidos, menor consumo energético, compatibilidad directa en entornos Linux y disponibilidad de interfaces de comunicación adecuadas para la ejecución de servicios de red. Estas características permiten gestionar de forma estable la recepción de datos, el broker de mensajería los flujos de procesamiento y los servicios asociados al almacenamiento de visualización del prototipo.

Nota. La tabla presenta la valoración técnica realizada para la selección del nodo central en función de los requerimientos establecidos. Fuente: Elaboración Propia.

A continuación, en la **Tabla 19** se presentan las especificaciones técnicas de la Raspberry Pi 4 Modelo B con 8GB de RAM, con el propósito de detallar sus capacidades de procesamiento, memoria, conectividad, interfaces de entrada/salida y compatibilidad de sistemas operativos basados en Linux. Estos parámetros permiten verificar su pertinencia como nodo central, encargado de ejecutar servicios de comunicación, gestión de flujos, almacenamiento de datos y soporte para la presentación de información dentro del prototipo.

Tabla 19

Datasheet Raspberry Pi 4 Modelo B

Parámetro	Detalle /Valor
Procesador	Quad-core ARM Cortex-A72 (64 bits)
Frecuencia de CPU	1.5 GHz
Memoria RAM	8 GB LPDDR4
Conectividad inalámbrica	Wi-Fi 802.11 b/g/n/ac
Bluetooth	Bluetooth 5.0 con BLE
Ethernet	Gigabit Ethernet
Puertos USB	2 x USB 3.0

	2 x USB 2.0
Puertos HDMI	2 x micro-HDMI (hasta 4Kp60)
GPIO	40 pines (28 GPIO disponibles)
Alimentación	5V DC vía USB-C
Corriente recomendada	5V – 3ª
Rango de temperatura	0° a 50° C
Sistema Operativo Compatible	Linux (ARMv8)
Dimensiones	85mm x 56mm

Nota. Elaborado a partir de Raspberry Pi (Trading) Ltd. (2024).

Selección del sistema de alimentación

La selección del sistema de alimentación se orienta a definir la fuente energética del módulo portátil de adquisición, considerando autonomía operativa, compatibilidad con los niveles de voltaje requeridos por el microcontrolador y el sensor electromiográfico, estabilidad eléctrica antes condiciones de demanda variable de corriente, seguridad frente a sobrecarga, sobre – descarga y cortocircuito, y facilidad de integración en una estructura vestible. Para ello, en la **Tabla 20** se retoman las alternativas evaluadas previamente, priorizando aquellas que permiten mantener una operación continua durante la sesión de entrenamiento sin comprometer la seguridad eléctrica ni la movilidad del deportista.

Tabla 20

Comparación para la selección del sistema de alimentación.

Selección de batería portátil						
Hardware	**Requerimientos**					**Total**
	ARCR21	**ARCR22**	**ARCR23**	**ARCR24**	**ARCR25**	

Batería 18650 UR18650F 3.7V 2300mAh + TP4056	2	2	2	2	2	10
Batería LiPo 3.7V 500mAh	1	2	2	1	2	8
Power Bank 5V 5000mAh	2	1	1	1	1	6
Batería 9V Alcalina	0	1	0	1	1	3

Cumple totalmente: 2

Cumple Parcialmente: 1

No cumple: 0

Elección: La batería 18650 UR18650F de 3.70V y 2300mAh, integrada junto al módulo de carga y protección TP4056, obteniendo la mayor puntuación total, debido a que cumple con los requerimientos de autonomía, portabilidad, compatibilidad eléctrica y estabilidad para la operación del módulo de adquisición. Su selección resulta adecuada para aplicaciones vestibles, ya que proporciona una fuente de energía compacta y recargable, con una capacidad de descarga suficiente para sostener sin variaciones significativas de voltaje los picos de corriente asociados a la transmisión inalámbrica de datos del microcontrolador ESP32C3, permitiendo alimentar el sistema durante la sesión de monitoreo sin depender de una conexión fija. Además, su integración incorpora, mediante el módulo TP4056, una etapa de protección eléctrica, que garantiza que los niveles de voltaje entregados al microcontrolador y al sensor se mantenga dentro de los rangos permitidos, protegiendo la celda frente a condiciones de sobrecarga, sobre descarga y corto circuito.

Nota. La tabla presenta la valoración técnica realizada para la selección del sistema de alimentación en funcion de los requerimientos eléctricos. Fuente: Elaboración Propia.

A continuación, se presentan las especificaciones técnicas de la batería seleccionada en la **Tabla 21**, con el propósito de detallar sus parámetros eléctricos y operativos relevantes para la alimentación del módulo portátil de adquisición. Estos valores permiten verificar su capacidad de autonomía, compatibilidad de voltaje y adecuación para aplicaciones vestibles durante sesiones de monitoreo.

Tabla 21

Datasheet de batería Li-ion 18650 UR18650F de 3.7V y 2300 mAh

Parámetro	Valor
Tipo de batería	Ion-litio cilíndrica, recargable
Modelo	UR18650F
Capacidad nominal	2300 mAh mínima
Voltaje nominal	3.7 V
Método de carga	Corriente constante – voltaje constante (CC-CV)
Voltaje de carga	4.2 V
Corriente estándar de carga	2300 mA
Tiempo de carga	2.5h
Rango de temperatura de descarga	-20°C a +60°C
Capacidad de descarga caracterizada	Hasta 2.0CA (4.60 A), según curvas de descarga por tasa de corriente.
Densidad de energía volumétrica	510 Wh/l
Densidad de energía gravimétrica	191 Wh/kg

Peso aproximado	44.5 g
Dimensiones aproximadas	18.10 mm x 64.80 mm
Módulo de carga y protección	TP4056, carga lineal CC/CV de hasta 1ª, con protección de corriente inversa mediante arquitectura PMOSFET interna, y circuito adicional de protección contra sobrecarga, sobre descarga y sobre corriente en la placa comercial de 4 pines.

Nota. Elaborado a partir de (Sanyo Electric Co. Ltd., 2004) y (NanJing Top Power ASIC Corp., n.d.).

A partir de las especificaciones técnicas del ESP32-C3, el sensor MyoWare y de la batería 18650 UR18650F, se estima la autonomía del módulo portátil de adquisición considerando una configuración independiente por extremidad inferior, compuesta por un microcontrolador ESP32-C3, un sensor electromiográfico Myoware y una batería 18650 de 3.7V y 2300 mAh. Para el dimensionamiento energético se toma el escenario de mayor demanda, correspondiente a transmisión WiFi-activa del ESP32-C3 consumo máximo del sensor, con el fin de verificar la autonomía en condiciones conservadoras de operación.

$$I_{módulo} = I_{ESP32-C3} + I_{MyoWare} \tag{5}$$

Donde $I_{módulo}$ representa la corriente total consumida por un módulo de adquisición, $I_{ESP32-C3}$ corresponde a la corriente del microcontrolador durante transmisión WiFi-activa e $I_{MyoWare}$ al consumo del sensor electromiográfico.

$$I_{módulo} = 335mA + 14mA \quad (6)$$

$$I_{módulo} = 349mA \quad (7)$$

La corriente total estimada por modulo es de $349mA$, considerando el caso de máxima demanda durante transmisión inalámbrica. Este valor se encuentra por debajo de la capacidad de descarga caracterizada de la batería seleccionada, la cual alcanza los 4.60 A, según el Datasheet de la batería 18650 UR18650F.

$$T_{autonomía} = \frac{C_{batería}}{I_{módulo}} \quad (8)$$

Donde $T_{autonomía}$ corresponde al tiempo de operación del módulo portátil, $C_{batería}$ corresponde a la capacidad nominal de la batería e $I_{módulo}$ representa la corriente total consumida por el módulo.

$$T_{autonomía} = \frac{2300mAh}{349mA} \quad (9)$$

$$T_{autonomía} = 6.59h \quad (10)$$

La autonomía nominal del módulo portátil es de 6.59 $horas$, equivalentes a **$395.4\ minutos$**.

$$T_{sesión} = \frac{50\ min}{60\ \frac{min}{h}} \quad (11)$$

$$T_{sesión} = 0.833h \quad (12)$$

$$C_{sesión} = I_{módulo} \times T_{sesión} \quad (13)$$

$$C_{sesión} = 349mA \times 0.833h \quad (14)$$

$$C_{sesión} = 290.82mA \tag{15}$$

Durante una sesión de monitoreo de $50\ minutos$, cada módulo portátil consume aproximadamente $290.82mA$.

$$B_{uso} = \frac{C_{sesión}}{C_{batería}} \times 100 \tag{16}$$

$$B_{uso} = \frac{290.82mAh}{2300mAh} \times 100 \tag{17}$$

$$B_{uso} = 12.64\% \tag{18}$$

El resultado indica que cada módulo portátil utiliza aproximadamente 12.64% de la capacidad nominal de la batería durante una sesión de 50 minutos. Por tanto, la batería 18650 UR18650F de 3.7V y 2300mAh, junto con el módulo de carga y protección TP4056, cumple con los requerimientos energéticos y de seguridad eléctrica del sistema, ya que permite alimentar de forma independiente el conjunto conformado por el ESP32-C3 y el sensor MyoWare durante toda la sesión de monitoreo, manteniendo un margen de autonomía superior a seis horas bajo el escenario de mayor consumo considerado.

Selección del soporte vestible

La selección del material para el soporte vestible se orienta a definir la base textil encargada de integrar físicamente los sensores electromiográficos, el microcontrolador y la fuente de alimentación sobre la extremidad inferior del deportista. Para esta selección se consideran los requerimientos de arquitectura relacionados con estabilidad mecánica, sujeción del módulo de adquisición, fijación de sensores y compatibilidad con un sistema vestible de dimensiones reducidas.

En la **Tabla 22** se retoman las alternativas evaluadas previamente, considerando los movimientos dinámicos propios del taekwondo.

Tabla 22

Comparación para la selección del soporte vestible

Selección de prenda de integración					
Hardware	**Requerimientos**				**Total**
	ARCR6	**ARCR7**	**ARCR9**	**ARCR20**	
Tela Power	2	2	2	2	8
Tela Poliéster/elastano	1	1	1	2	5
Cumple totalmente: 2 **Cumple Parcialmente: 1** **No cumple: 0**					
Elección: La tela Power de nylon/elastano se selecciona como material para la confección del soporte vestible del prototipo, debido a su capacidad para proporcionar ajuste anatómico, compresión uniforme y estabilidad mecánica durante movimientos dinámicos. Su composición de 80 % nylon y 20 % elastano favorece la elasticidad y recuperación del material, permitiendo que la prenda se adapte al tren inferior del deportista sin restringir la ejecución técnica. Estas características contribuyen a mantener la fijación de los sensores electromiográficos, el módulo de adquisición y la fuente de alimentación en una posición estable, cumpliendo con los requerimientos de arquitectura asociados a la integración física del sistema vestible.					

Nota. La tabla presenta la valoración técnica realizada para la selección del material del soporte vestible, considerando los requerimientos de arquitectura relacionados con estabilidad mecánica, sujeción del módulo de adquisición, fijación de sensores y compatibilidad con movimientos dinámicos. Fuente: Elaboración Propia.

3.2.9 Herramientas de Desarrollo de Software

En esta sección de describe las herramientas de desarrollo de software seleccionadas para la implementación del sistema, considerando su compatibilidad con el microcontrolador, la ejecución de servicios en el nodo central, la gestión de comunicación inalámbrica, el almacenamiento de datos electromiográficos y la presentación de información al usuario. La selección se realiza en función de los requerimientos funcionales y operativos del prototipo, asegurando coherencia entre el firmware del módulo de adquisición, los servicios ejecutados en la Raspberry Pi y las plataformas empleadas para el registro, procesamiento, consultas y visualización de datos.

3.2.9.1 Entorno de Programación

La selección del entorno de programación se orienta a definir la plataforma utilizada para el desarrollo del firmware del módulo de adquisición, considerando su compatibilidad con el microcontrolador ESP32-C3, el soporte para lectura de señal analógica mediante ADC, la disponibilidad de librerías para comunicación inalámbrica y la facilidad de carga, depuración y mantenimiento del código embebido. Por ello en la **Tabla 23** se retoman las alternativas evaluadas previamente, en funcion de los requerimientos establecidos para la programación del módulo de adquisición.

Tabla 23

Comparación para la selección del entorno de programación del microcontrolador.

Selección de Entorno de Programación				
Software	**Requerimientos**			**Total**
	ARCR8	**ARCR11**	**ARCR13**	
Arduino IDE	2	2	2	6
PlataformIO	1	2	2	5

ESP-IDF	1	2	1	4

Cumple totalmente: 2

Cumple Parcialmente: 1

No cumple: 0

Elección: Arduino IDE se selecciona como entorno de programación del módulo de adquisición, debido a su compatibilidad con el ESP32-C3, disponibilidad de librerías para comunicación inalámbrica, facilitando la implementación para la lectura de señales analógicas y soporte adecuado para el desarrollo del firmware requerido por el prototipo. Esta herramienta permite configurar el microcontrolador, realizar la adquisición de datos provenientes del sensor electromiográfico y estructurar la transmisión hacia el nodo central conforme la arquitectura definida.

Nota. La **Tabla 23** presenta la valoración técnica realizada para la selección del entorno de programación del microcontrolador, conforme a los requerimientos establecidos. Fuente: Elaboración Propia.

3.2.9.2 Lenguaje de Programación

La selección del lenguaje de programación para el módulo de adquisición se orienta a garantizar el desarrollo eficiente del firmware encargado de la lectura, tratamiento básico y transmisión de datos electromiográfico. En este contexto, en la **Tabla 24** se comparan las alternativas evaluadas previamente, considerando criterios asociados con control de hardware, eficiencia en sistemas embebidos, compatibilidad con librerías del ESP32-C3 y capacidad para ejecutar procesos de adquisición en tiempo real.

Tabla 24

Comparación para la selección del lenguaje en el módulo de adquisición.

Selección del Lenguaje de Programación

Software	Requerimientos			Total
	ARCR8	ARCR11	ARCR13	
C/C++	2	2	2	6
MicroPython	1	1	1	3

Cumple totalmente: 2

Cumple Parcialmente: 1

No cumple: 0

Elección: C/C++ se selecciona como lenguaje de programación para el desarrollo del firmware del módulo de adquisición, debido a su eficiencia en sistemas embebidos, control directo sobre los periféricos del microcontrolador y compatibilidad con las librerías utilizadas para la lectura ADC y comunicación inalámbrica. Su aplicación permite implementar rutinas de adquisición, filtrado básico y transmisión de datos con menos sobrecarga de ejecución, aspecto necesario para el monitoreo electromiográfico en tiempo real.

Nota. La **Tabla 24** presenta evaluación comparativa de los lenguajes de programación aplicables al módulo de adquisición de acuerdo con los requerimientos. Fuente: Elaboración Propia.

3.2.9.3 Plataforma del Nodo Central

La selección del sistema operativo para el nodo central se orienta a definir la plataforma base encargada de soportar la ejecución estable de los servicios requeridos por el sistema, incluyendo el broker MQTT, la herramienta de integración, la base de datos de series temporales y los servicios asociados con la presentación de información. Por ellos en la **Tabla 25** se retoman las alternativas evaluadas previamente, considerando la compatibilidad con Raspberry Pi 4, disponibilidad de paquetes, estabilidad operativa, administración de servicios y facilidad de despliegue en entornos IoT.

Tabla 25

Comparación para la selección del sistema operativo del nodo central.

Selección del Sistema Operativo					
Software	**Requerimientos**				**Total**
	ARCR11	**ARCR12**	**ARCR13**	**ARCR14**	
Raspberry Pi OS	2	2	2	2	8
Ubuntu Server	2	2	2	1	7
Windows IoT	1	1	1	1	4
Cumple totalmente: 2 **Cumple Parcialmente: 1** **No cumple: 0**					
Elección: Raspberry Pi OS se selecciona como sistema operativo del nodo central, debido a su compatibilidad nativa con la Raspberry Pi 4, estabilidad en entornos embebidos, disponibilidad de paquetes para la instalación de Mosquitto, Node-RED, InfluxDB y Grafana. Esta plataforma permite ejecutar servicios de comunicación, integración					

almacenamiento y visualización de manera continua, aprovechando adecuadamente los recursos del nodo central dentro de la arquitectura propuesta.

Nota. La **Tabla 25**, presenta la evaluación comparativa de los sistemas operativos considerados para el nodo central, conforme a los requerimientos asociados con mensajería, gestión de flujos, almacenamiento de datos y visualización web. Fuente: Elaboración Propia.

Protocolo de Comunicación. La selección del protocolo de comunicación se orienta a definir el mecanismo de intercambio de datos entre los módulos de adquisición y el nodo central, considerando transmisión continua, bajo consumo de ando de banda, estabilidad en redes inalámbricas y compatibilidad con arquitecturas IoT. Por ello, en la **Tabla 26** se comparan las alternativas evaluadas previamente, priorizando el envío eficiente de datos electromiográficos desde el ESP32-C3 desde los servicios ejecutados en la Raspberry Pi.

Tabla 26

Comparación para la selección del protocolo de comunicación en el nodo central.

Selección del Protocolo de Comunicación

Software	Requerimientos			Total
	ARCR8	ARCR11	ARCR13	
MQTT	2	2	2	6
HTTP	1	2	1	4
WebSocket	1	1	2	4

Cumple totalmente: 2

Cumple Parcialmente: 1

No cumple: 0

Elección: MQTT se selecciona como protocolo de comunicación debido a su modelo de publicación y suscripción, bajo consumo de ancho de banda y eficiencia en sistemas

distribuidos con múltiples nodos. Su aplicación permite que cada ESP32-C3 publique los datos electromiográficos hacia el broker ejecutado en el nodo central, facilitando la recepción organizada de la información y su posterior procesamiento dentro de Node-RED.

Nota. La **Tabla 26** presenta la evaluación comparativa de los protocolos de comunicación, conforme a los requerimientos asociados con eficiencia de transmisión, compatibilidad con arquitecturas IoT e intercambio de datos en tiempo real. Fuente: Elaboración Propia.

Herramienta de Integración. La selección de la herramienta de integración se orienta a definir la plataforma encargada de gestionar los flujos de datos dentro del nodo central, facilitando la recepción de mensajes MQTT, el procesamiento intermedio, el direccionamiento hacia la base de datos y la interacción con las interfaces del sistema. Para ello, en la **Tabla 27** se retoman las alternativas evaluadas previamente, considerando compatibilidad con MQTT, conexión con base de datos, facilidad de despliegue en Raspberry Pi y capacidad de administrar flujos de información en tiempo real.

Tabla 27

Comparación para la selección de la herramienta de integración en el nodo central

Selección de Herramienta de Integración				
Software	**Requerimientos**			**Total**
	ARCR11	**ARCR12**	**ARCR14**	
Node-RED	2	2	2	6
Python Scripts	2	1	1	4
Apache NiFi	1	2	1	4

Cumple totalmente: 2

Cumple Parcialmente: 1

No cumple: 0
Elección: Node-RED se selecciona como herramienta de integración debido a su capacidad para gestionar flujos de datos en tiempo real, compatibilidad directa con MQTT, facilidad de conexión con InfluxDB y posibilidad de estructurar interfaces con control para el sistema. Su uso permite centralizar la lógica de recepción, organización y direccionamiento de datos dentro del nodo central, manteniendo una operación eficiente entre los módulos de adquisición, la base de datos y la capa de presentación.

Nota. La **Tabla 27** presenta la evaluación comparativa de las herramientas de integración, conforme a los requerimientos asociados con mensajería, gestión de flujos, almacenamiento de datos y conexión con plataformas de visualización. Fuente: Elaboración Propia.

3.2.9.4 Plataforma de Almacenamiento y Visualización

Plataforma de almacenamiento. La selección de la base de datos se orienta a garantizar el registro eficiente de los datos electromiográficos en función del tiempo, considerando escritura continua, consulta temporal, organización por sesión y compatibilidad con herramientas de visualización. Por ello, en la **Tabla 28** se comparan las alternativas evaluadas previamente, tomando en cuenta su capacidad para gestionar datos de series temporales generados durante el monitoreo muscular.

Tabla 28

Comparación de la selección de la plataforma de almacenamiento del sistema.

Selección de Plataforma de Almacenamiento				
Software	**Requerimientos**			**Total**
	ARCR8	**ARCR10**	**ARCR12**	
InfluxDB	2	2	2	6

MySQL	1	1	2	4
Firebase	1	2	1	4

Cumple totalmente: 2

Cumple Parcialmente: 1

No cumple: 0

Elección: InfluxDB se selecciona como base de datos del sistema debido a su enfoque en el manejo de series temporales, eficiencia en la escritura de datos en tiempo real y compatibilidad con herramientas de consulta y visualización. Esta plataforma permite almacenar registros electromiográficos asociados a marcas temporales, sesiones de entrenamiento y variables de monitoreo, facilitando el análisis posterior del desempeño muscular del deportista.

Nota. La **Tabla 28** presenta la evaluación comparativa de las bases de datos consideradas para el sistema, conforme a los requerimientos asociados con el almacenamiento temporal, gestión de datos y compatibilidad con servicios de visualización. Fuente: Elaboración Propia.

Plataforma de visualización. La selección de la plataforma de visualización se orienta a representar gráficamente los datos electromiográficos almacenados, facilitando la interpretación del comportamiento muscular durante la sesión y el análisis posterior por parte del entrenador. Para ello, en la

Tabla *29* se comparan las alternativas evaluadas previamente, considerando compatibilidad con base de datos en series temporales, configuración de paneles, representación gráfica y soporte para integración dentro de la interfaz del sistema.

Tabla 29

Comparación para la selección de la plataforma de visualización del sistema.

Selección de Plataforma de Visualización				
Software	**Requerimientos**			**Total**
	ARCR8	**ARCR10**	**ARCR12**	
Grafana	2	2	2	6
Kibana	1	2	1	4
Tableau	1	1	1	3

Cumple totalmente: 2

Cumple Parcialmente: 1

No cumple: 0

Elección: Grafana se selecciona como plataforma de visualización debido a su integración directa con base de datos de series temporales, capacidad para representar datos en tiempo real mediante paneles configurables y facilidad de incorporación dentro de la interfaz desarrollada en Nose-RED. Su aplicación permite presentar graficas de monitoreo muscular de forma clara, manteniendo la consulta visual de los datos almacenados en InfluxDB sin asumir funciones de control o procesamiento del sistema.

Nota. La tabla presenta la evaluación comparativa de las plataformas de visualización, conforme a los requerimientos asociados con representación gráfica, interpretación de datos electromiográficos e integración con la base de datos del sistema. Fuente: Elaboración Propia.

3.3 Diseño del Sistema

El diseño del sistema define la estructura operativa del prototipo a partir de los componentes seleccionados, estableciendo la interacción entre la validación de plataforma, el módulo de adquisición conformado por el sensor electromiográfico MyoWare y el microcontrolador ESP32-C3, el nodo central implementado en Raspberry Pi 4, el protocolo de comunicación MQTT, la base de datos InfluxDB y la capa de presentación desarrollada mediante Node-RED con integración grafica en Grafana.

En este apartado se describe el comportamiento funcional del sistema desde el registro e identificación del usuario hasta la adquisición, tratamiento, almacenamiento y representación de la señal electromiográfica, permitiendo comprender la función técnica de cada bloque dentro de la operación integral del prototipo.

3.3.1 Estructura Funcional del Prototipo

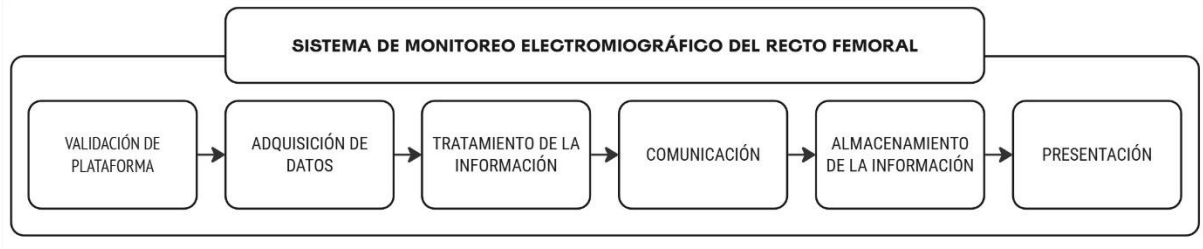
La estructura funcional del prototipo se establece a partir de los bloques que intervienen en la operación del sistema, los cuales organizan el flujo de información desde la validación inicial del usuario hasta la presentación de resultados obtenidos durante la sesión de monitoreo muscular.

Cada bloque agrupa procesos específicos asociados con registros de usuario, captación de señales electromiográficas, conversión analógico-digital, transmisión inalámbrica, gestión de servicios, almacenamiento temporal y visualización de información, permitiendo representar de firma ordenada el comportamiento funcional del sistema dentro de la arquitectura propuesta.

A través del diagrama de bloques general se ilustra la secuencia operativa del prototipo y la relación entre módulos, facilitando la compresión del recorrido de los datos desde el ingreso del deportista a la plataforma hasta la consulta grafica de los resultados por parte del entrenador.

Figura 7

Estructura funcional del prototipo



Nota. La **Figura 7** presenta la secuencia funcional del sistema, considerando los bloques de validación de plataforma, adquisición de datos, tratamiento de la información, comunicación, almacenamiento de la información y presentación de los datos obtenidos. Fuente: Elaboración Propia.

El bloque de validación de plataforma permite identificar al entrenador y al deportista antes de iniciar la sesión de monitoreo, gestionando el acceso mediante credenciales para el entrenador y registro de datos básicos para el deportista, tales como nombre, edad, genero, categoría y entrenador asignado, con el propósito de mantener trazabilidad en la información almacenada y asociar cada registro electromiográfico con el usuario correspondiente.

El bloque de adquisición de datos se encarga de capotar la actividad eléctrica del musculo recto femoral mediante sensores MyoWare ubicados de forma independiente en cada extremidad inferior, permitiendo obtener una señal analógica proporcional al nivel de activación muscular durante la ejecución de las técnicas de pateo.

El bloque de tratamiento de la información se desarrolla en los microcontroladores ESP32-C3, donde cada unidad recibe la señal analógica del sensor correspondiente, ejecutando la lectura mediante el convertidor ADC integrado, organiza los datos adquiridos y preparar la información para su transmisión hacia el nodo central.

El bloque de comunicación gestiona el envío inalámbrico de los datos mediante WiFi y protocolo MQTT, permitiendo que cada ESP32-C3 publique la información en tópicos

definidos hacia el broker ejecutado en la Raspberry Pi 4, lo cual facilita una transmisión eficiente, estructurada y adecuada por un sistema IoT con dos módulos de adquisición.

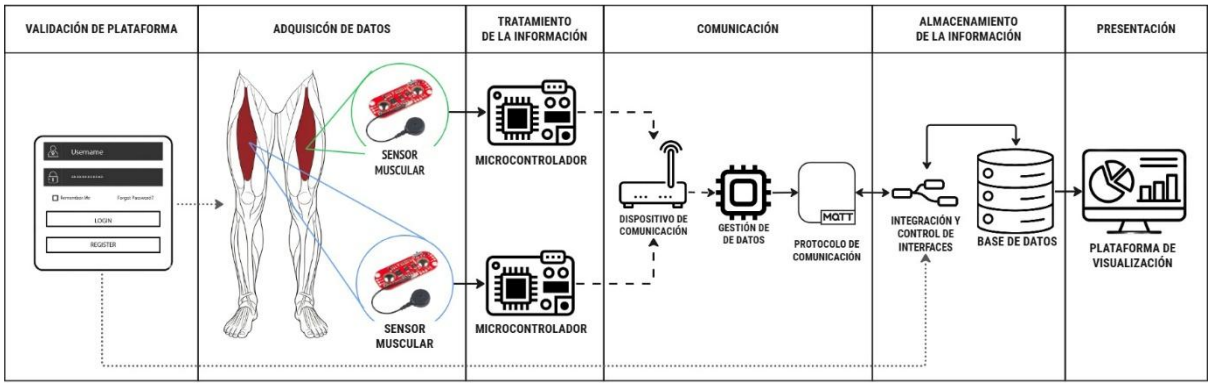
El bloque de almacenamiento de la información se ejecuta en el nodo central mediante InfluxDB, donde los datos electromiográficos se registran como series temporales asociadas a la sesión, extremidad inferior, usuario y marca de tiempo, permitiendo conservar el historial de monitoreo y con ello facilitar consultas posteriores por cada día o semana.

El ultimo bloque que se refiere a la presentación, se integran las interfaces desarrolladas en Node-RED y las visualizaciones generadas en Grafana, permitiendo que el deportista observe datos en tiempo real durante la sesión y que el entrenador consulte el progreso almacenado mediante graficas, indicadores y cuadros de conclusión orientados al análisis del desempeño muscular.

En la **Figura 8** se presenta la arquitectura general del sistema, planteada como una arquitectura IoT distribuida por capas funcionales, donde se integran bloques de validación de plataforma, adquisición de datos tratamiento de la información, comunicación, almacenamiento de la información y presentación.

Figura 8

Arquitectura general del sistema



Nota. La figura representa la arquitectura del sistema de monitoreo electromiográfico. Fuente: Elaboración propia.

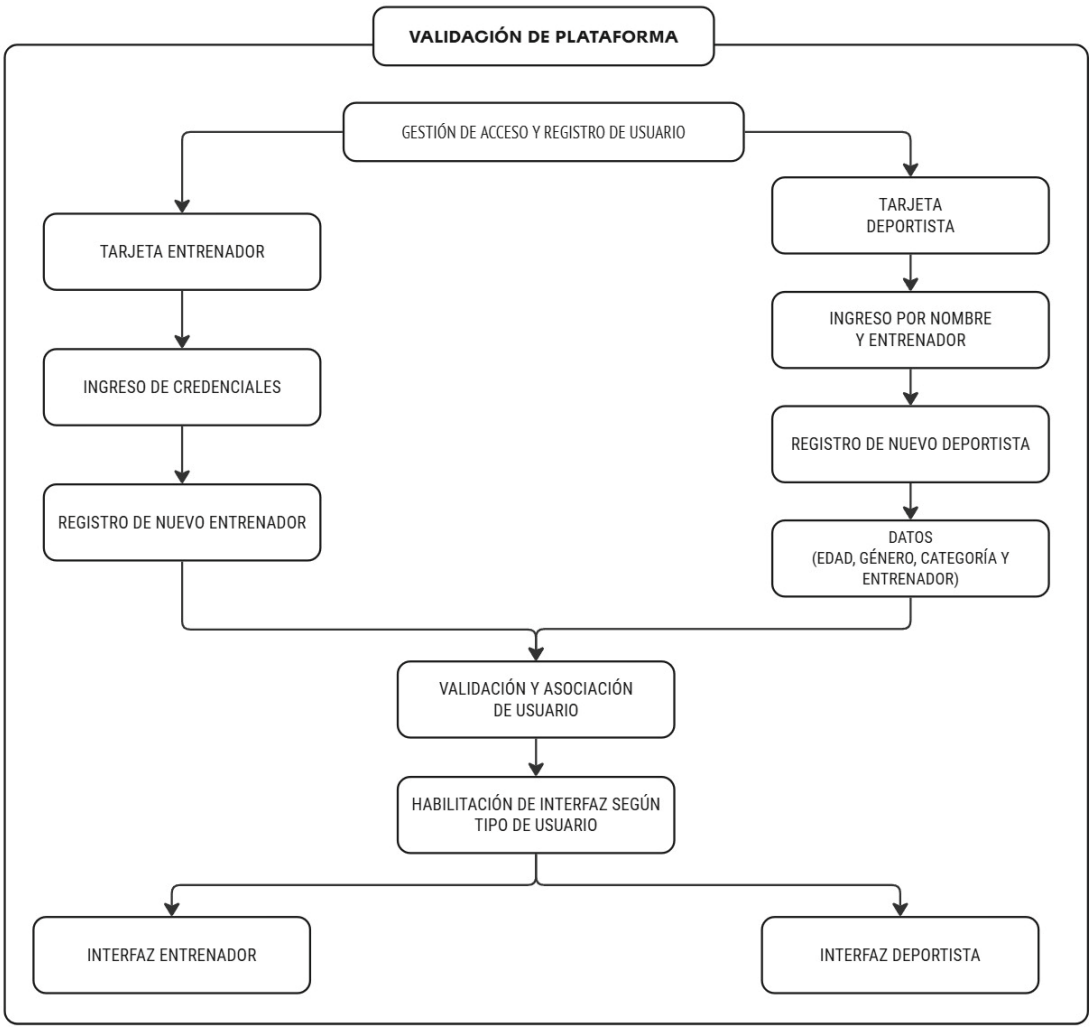
La arquitectura propuesta responde a un modelo IoT distribuido, debido a que el sistema emplea módulos de adquisición independientes por extremidad inferior, comunicación inalámbrica hacia un nodo central local y servicios coordinados para almacenamiento, integración y presentación de información. En la **Figura *8***, las líneas continuas representan conexiones físicas o intercambio interno entre servicios, las líneas discontinuas indican comunicación inalámbrica mediante WiFi/TCP/IP y las líneas punteadas corresponden al flujo lógico de control asociado con validación, habilitación de sesión calibración, inicio, detención y cierre de sesión; a partir de esta estructura general, las siguientes subsecciones desarrollan cada bloque mediante su respectivo diagrama interno.

3.3.1.1 Validación de Plataforma

El bloque de validación de plataforma constituye la etapa inicial de acceso y control del sistema, debido a que permite identificar al entrenador y al deportista antes de habilitar cualquier proceso de calibración, adquisición o registro de datos electromiográficos. Esta capa organiza el ingreso mediante credenciales, registro de nuevos usuarios y asociación entre deportistas y entrenador, garantizando que la información generada durante cada sesión quede vinculada a un perfil especifico. En la **Figura 9** se presenta el diagrama de bloques interno correspondiente a esta sección, donde se describe la interacción entre el ingreso del entrenador, el registro del deportista, la validación de datos y habilitación lógica de la sesión de monitoreo.

Figura 9

Diagrama de bloques del proceso de validación de plataforma



Nota. La figura muestra la estructura interna del bloque de validación de plataforma, considerando el acceso del entrenador, el ingreso del deportista, el registro de nuevos usuarios y la habilitación de la interfaz correspondiente. Fuente: Elaboración propia.

El bloque de gestión y de acceso y registro de usuario constituye el núcleo funcional de la validación de plataforma, ya que organiza el ingreso inicial al sistema según el tipo de usuario que interactúa con la interfaz, esta etapa permite diferenciar el acceso del entrenador y del deportista, evitando que ambos perfiles compartan el mismo procedimiento de autenticación, debido a que cada uno cumple funciones distintas dentro del proceso de monitoreo electromiográfico.

Por tanto, la tarjeta del entrenador permite el ingreso mediante usuario y contraseña, estableciendo una validación orientada al control administrativo del sistema. En caso de que el entrenador no se encuentre registrado, la misma tarjeta habilita el formulario de creación de cuenta, donde se ingresan los datos requeridos para generar sus credenciales de acceso, asegurando que el perfil quede disponible para la posterior asociación con los deportistas registrados.

Por otro lado, la tarjeta del deportista presenta una lógica de acceso diferente, debido a que el ingreso se realiza mediante el nombre del deportista y la selección del entrenador asignado. Esta estructura permite relacionar cada sesión de monitoreo con el responsable técnico correspondiente, manteniendo una organización adecuada de los registros deportivos y evitando que los datos generados durante la práctica queden desvinculados del entrenador encargado del seguimiento.

En el caso del registro del deportista, este permite ingresar información complementaria como edad, género y categoría deportiva, además de la asociación con el entrenador correspondiente. Estos datos son relevantes para el sistema, ya que permite clasificar al deportista según sus condiciones individuales que influyen en la interpretación de los umbrales musculares, especialmente cuando se considera que un deportista de categoría liviana no presenta el mismo comportamiento electromiográfico máximo que un deportista de categoría pesada.

El bloque de validación y asociación de usuario verifica que los datos ingresados correspondan a un perfil existente o que el registro nuevo cumpla con los campos requeridos antes de habilitar el acceso. En esta etapa se establece la relación entre usuario, rol y datos de sesión, permitiendo que la información generada posteriormente por los sensores quede vinculada al deportista correcto y al entrenador responsable.

La habilitación de interfaz según tipo de usuario determina qué entorno debe mostrarse después de la validación. Cuando el usuario corresponde al deportista, el sistema habilita la interfaz destinada a calibración, inicio, monitoreo y cierre de sesión. Cuando el usuario corresponde al entrenador, el sistema habilita la interfaz orientada a consultas, revisión de deportistas y análisis de resultados históricos.

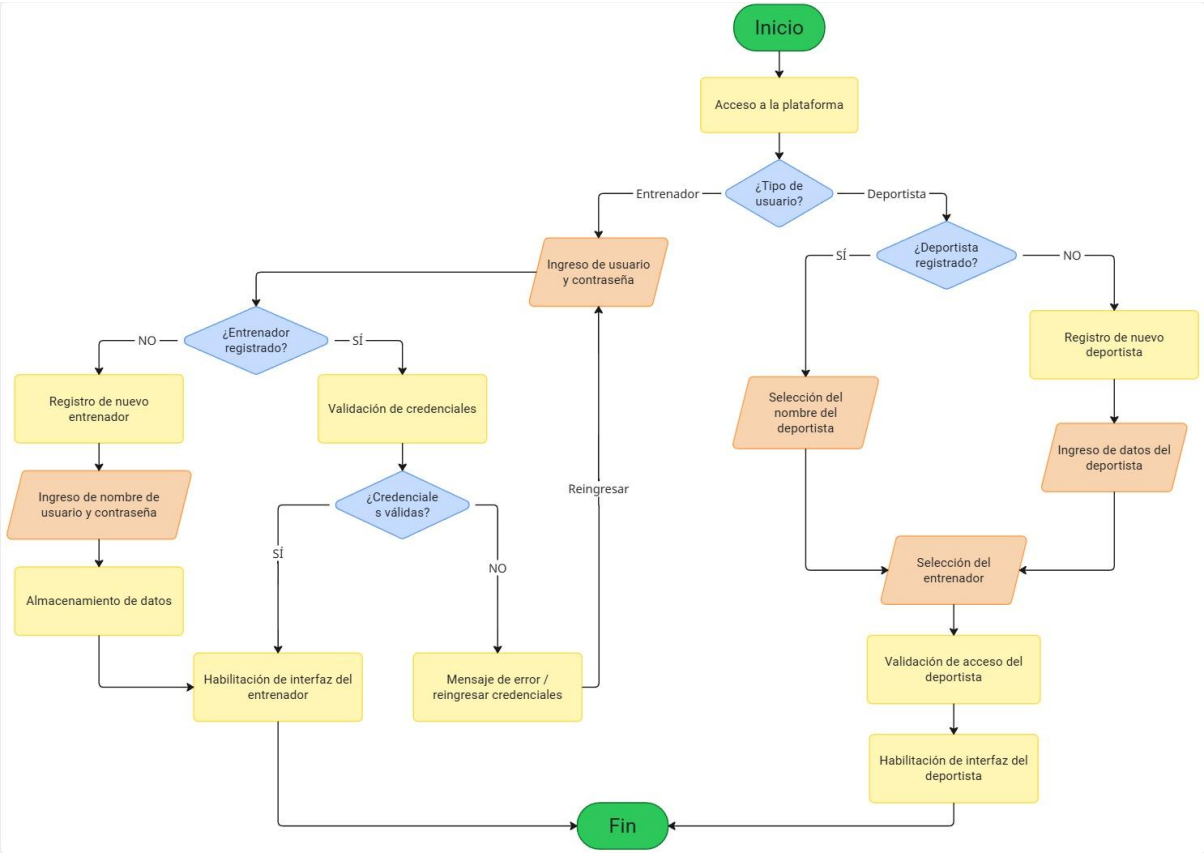
La interfaz del deportista permite iniciar el proceso operativo del monitoreo, mostrando los controles necesarios para calibrar de forma independiente la pierna izquierda y la pierna derecha, iniciar la sesión de entrenamiento, detenerla y guardar los datos generados. Esta interfaz también presenta la información registrada del deportista, lo cual permite verificar que la sesión activa corresponde al usuario seleccionado antes de ejecutar la adquisición de datos.

Por último, en la interfaz del entrenador permite acceder a la información de los deportistas asociados, consultar registros por día y por semana y revisar el comportamiento obtenido durante las sesiones almacenadas. Esta vista se orienta al análisis posterior del rendimiento muscular, permitiendo que el entrenador interprete la evolución del deportista a partir de los datos registrados.

A continuación, en la **Figura 10** se presenta el diagrama de flujo de validación de plataforma, donde se representa el proceso de ingreso, registro y verificación de usuarios antes de habilitar la interfaz correspondiente. Este diagrama permite identificar las rutas de acceso del entrenador y del deportista, asi como las condiciones que determinan si el usuario continúa hacia la plataforma o debe completar previamente su registro.

Figura 10

Diagrama de flujo del bloque de validación de plataforma



Nota. La figura muestra el proceso lógico de validación de plataforma para el acceso del entrenador y del deportista. Fuente: Elaboración propia.

El diagrama inicia con el acceso al sistema y la identificación del tipo de usuario, permitiendo diferenciar el recorrido correspondiente al entrenador y al deportista antes de habilitar la interfaz asociada a cada perfil.

En la ruta del entrenador, el sistema solicita usuario y contraseña, verifica si el perfil se encuentra registrado y, cuando existe una cuenta previa, ejecuta la validación de credenciales antes de permitir el ingreso a la interfaz correspondiente; en caso de que las credenciales no sean validas se emite un mensaje de error y se retorna al ingreso de datos, evitando accesos no autorizados.

Cuando el entrenado no se encuentra registrado, el flujo habilita el registro de nuevo usuario, solicita el ingreso de nombre de usuario y contraseña, almacena la información en la base de datos y posteriormente permite la habilitación de la interfaz del entrenador, manteniendo la trazabilidad del perfil dentro de la plataforma.

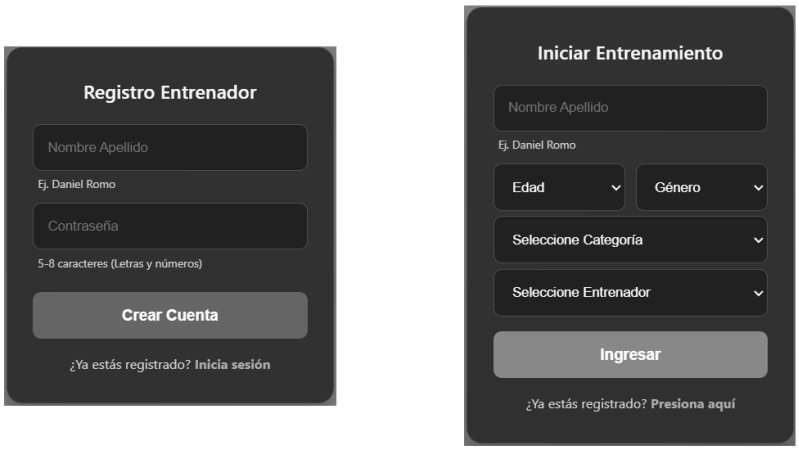
En la ruta del deportista, el sistema verifica si el usuario ya se encuentra registrado; si existe un registro previo, el deportista selecciona su nombre y el entrenador asociado, luego se ejecuta la validación de acceso para habilitar la interfaz correspondiente.

Si el deportista no se encuentra registrado, el flujo permite crear un nuevo perfil mediante el ingreso de sus datos personales y deportivos, incluyendo la selección del entrenador asignado; posteriormente, el sistema valida el acceso y habilita la interfaz del deportista, permitiendo continuar con las etapas de calibración y monitoreo electromiográfico.

Adicional a esto, en las **Figura 11** y **Figura 12** se presenta la separación funcional entre los perfiles del entrenador y deportista mediante formularios diferenciados de acceso y registro.

Figura 11

Interfaz de registro de entrenador y deportista.



Nota. La figura muestra los formularios de registro utilizados para la creación de perfiles de entrenador y deportista de la plataforma. Fuente: Elaboración propia.

Figura 12

Interfaz de acceso de entrenador y deportista



Nota. La figura muestra la vista de ingreso a la plataforma, diferenciando el acceso mediante credenciales para el entrenador y la selección de perfil para el deportista. Fuente: Elaboración propia.

La interfaz gráfica de validación de plataforma evidencia la separación operativa entre los perfiles de entrenador y deportista, permitiendo que cada usuario acceda mediante un procedimiento acorde con su funcion dentro del sistema. En esta etapa se centraliza la captura de credenciales, datos de identificación y asociación usuario – entrenador, asegurando que la sesión de monitoreo quede vinculada al deportista correspondiente antes de iniciar la calibración de adquisición de señales electromiográficas.

3.3.1.2 Adquisición de datos

El proceso de adquisición de datos corresponde a la captación inicial de la señal electromiográfica generada por el músculo recto femoral durante la ejecución del movimiento, constituyendo la primera etapa física del flujo de información del sistema; esta fase se desarrolla mediante el sensor MyoWare 1.0, el cual permite detectar variaciones de potencial eléctrico en la superficie de la piel, acondicionar la señal muscular y entregar una salida analógica proporcional al nivel de activación detectado; en la **Figura 13**, se presenta el diagrama de bloques, donde se representa la secuencia de captación, generación de la señal EMG analógica y transferencia hacia la entrada del microcontrolador para su posterior tratamiento.

Figura 13

Adquisición de datos del sistema de monitoreo electromiográfico



Nota. La figura representa el flujo interno de adquisición de la señal electromiográfico, desde la captación mediante el sensor Myoware 1.0 hasta su ingreso a la entrada ADC del microcontrolador. Fuente: Elaboración Propia.

El primero bloque corresponde al sensor MyoWare 1.0, encargado de captar la actividad bioeléctrica generada por el musculo recto femoral durante la ejecución del movimiento; para ello, el sistema contempla la colocación de un sensor en cada extremidad inferior, permitiendo obtener información bilateral de la activación muscular y disponer de un registro más representativo del gesto técnico. El sensor trabaja con electrodos superficiales

ubicados sobre la zona de interés, los cuales facilitan el contacto con la piel y favorecen la detección de los biopotenciales musculares; en esta etapa, el módulo recibe las variaciones de potencial eléctrico producidas por la contracción muscular, realiza un acondicionamiento inicial de la señal y entrega una respuesta analógica proporcional al nivel de activación detectado.

El segundo bloque corresponde a la salida analógica EMG, la cual representa la señal entregada por el sensor después de su acondicionamiento inicial; esta señal mantiene una naturaleza continua en el tiempo y presenta variaciones de amplitud asociadas con el nivel de contracción del musculo recto femoral. La información contenida en esta salida refleja el comportamiento dinámico de la activación muscular durante la ejecución técnica, conservando la información fisiológica necesaria para su posterior lectura por el sistema; debido a que permanece en dominio analógico, su estabilidad depende de la correcta colocación de los electrodos, del contacto con la piel y del acondicionamiento realizado por el módulo Myoware.

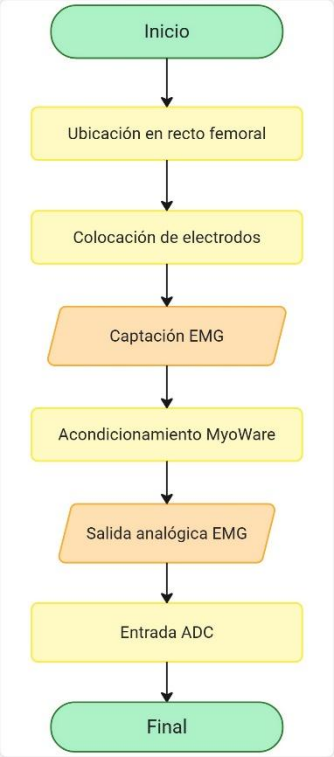
El tercer bloque corresponde a la entrada ADC del microcontrolador, punto donde la señal analógica proveniente del sensor ingresa al ESP32-C3 para continuar con la etapa de tratamiento de la información; en esta transición, la señal es aplicada al canal analógico del microcontrolador, quedando disponible para su posterior muestreo y conversión analógico-digital. Este bloque establece el enlace entre el dominio analógico de la adquisición electromiográfico y el dominio digital del sistema, permitiendo que la información captada por el sensor sea representada mediante valores discretos adecuados para organización, procesamiento y transmisión en las etapas posteriores del prototipo.

Para esta sección se presenta en la **Figura 14** el diagrama de flujo del bloque de adquisición de datos, donde se representa el recorrido de la señal electromiográfica desde su captación en el músculo recto femoral hasta su ingreso a la entrada ADC del

microcontrolador. Este flujo permite identificar la secuencia inicial del sistema, considerando la colocación del sensor, la captación de biopotenciales musculares, el acondicionamiento realizado por el módulo MyoWare 1.0 y la transferencia de la señal analógica hacia la etapa de tratamiento de la información.

Figura 14

Diagrama de flujo de adquisición de datos



Nota. La figura muestra la secuencia de adquisición de la señal electromiográfica desde la captación muscular hasta su ingreso al microcontrolador. Fuente: Elaboración propia.

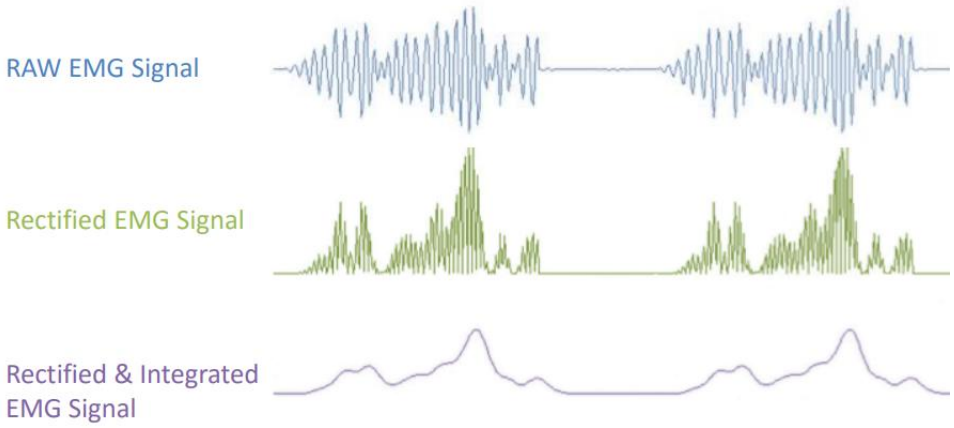
El diagrama de flujo de adquisición de datos representa la secuencia operativa que siguen la señal antes de ingresar al procesamiento digital, iniciando con la ubicación del sensor sobre el musculo recto femoral y la colocación de electrodos superficiales para asegurar contacto eléctrico con la piel; posteriormente, realiza la captación de biopotenciales musculares, lo cuales son acondicionados por el módulo MyoWare para obtener una salida

analógica EMG estable y compatible con la entrada del microcontrolador; finalmente, la señal ingresa al canal ADC, cerrando la etapa de adquisición y dejando la información disponible para la conversión analógico – digital y el tratamiento posterior dentro del ESP32–C3.

En cuanto a la implementación física de este flujo funcional, el acondicionamiento primario de la señal mioeléctrica se ejecuta mediante el sensor MyoWare 1.0, caracterizado previamente en la **Tabla *15***, el cual aplica sobre la señal captada una cadena de acondicionamiento analógico compuesta por amplificación diferencial de instrumentación, filtrado pasa-banda y rectificación de onda completa con detección de envolvente, entregando por defecto una señal ya rectificada e integrada, representativa de la magnitud de activación mioeléctrica del músculo recto femoral en el tiempo. La transformación sucesiva de la señal cruda hasta su forma rectificada e integrada se ilustra en la **Figura 15**.

Figura 15

Comparación de señal EMG cruda, rectificada e integrada



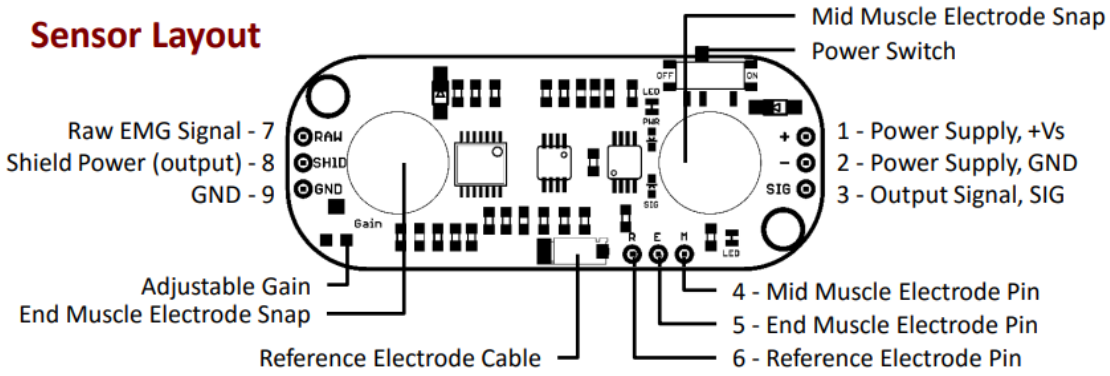
Nota. Reproducido a partir de (Advancer Technologies, 2016).

La interfaz eléctrica del sensor se reduce a tres terminales activos: alimentación positiva (+Vs), referencia a tierra (GND) y salida de señal acondicionada (SIG), permaneciendo inactivas las salidas complementarias de señal cruda sin rectificar (RAW) y de alimentación conmutada (SHID), así como los pines de electrodo alternativos (M, E, R),

no requeridos bajo el esquema de electrodos embebidos tipo snap adoptado en el diseño. La señal acondicionada se conduce hacia el pin GPIO2 del microcontrolador ESP32-C3 Super Mini. En la **Figura 16** se presenta el diagrama de pines correspondiente a esta interconexión.

Figura 16

Diagrama de pines de la interfaz de señal EMG

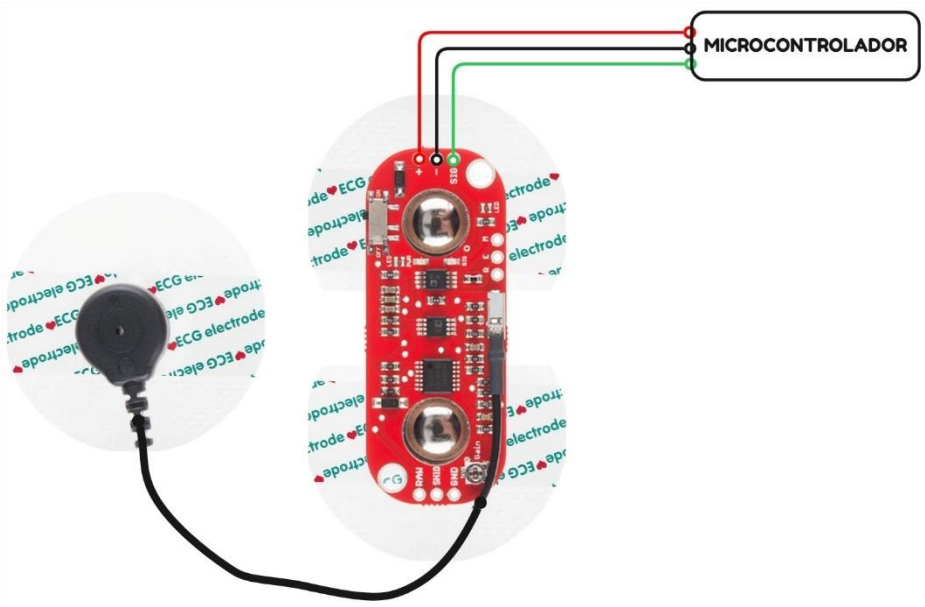


Nota. Reproducido a partir de (Advancer Technologies, 2016).

La circuitería resultante de esta interconexión, con la disposición física real de ambos componentes, se ilustra en la **Figura 17**.

Figura 17

Circuitería de conexión entre electrodos, sensor y microcontrolador



Nota. La figura muestra el cableado real de la interfaz de señal, desde los electrodos hasta los pines de entrada del microcontrolador ESP32-C3 Super Mini. Fuente: Elaboración propia.

En cuanto al ajuste de sensibilidad, el MyoWare 1.0 incorpora un potenciómetro trimmer de ajuste manual de una vuelta, mediante el cual se regula la ganancia del amplificador operacional interno previo a la etapa de rectificación. Para ambas extremidades se fija un ajuste equivalente al 75-80% del recorrido total del potenciómetro, parámetro determinado empíricamente a fin de maximizar la relación señal-ruido entre los estados de reposo y contracción voluntaria máxima sin incurrir en saturación del rango dinámico del amplificador.

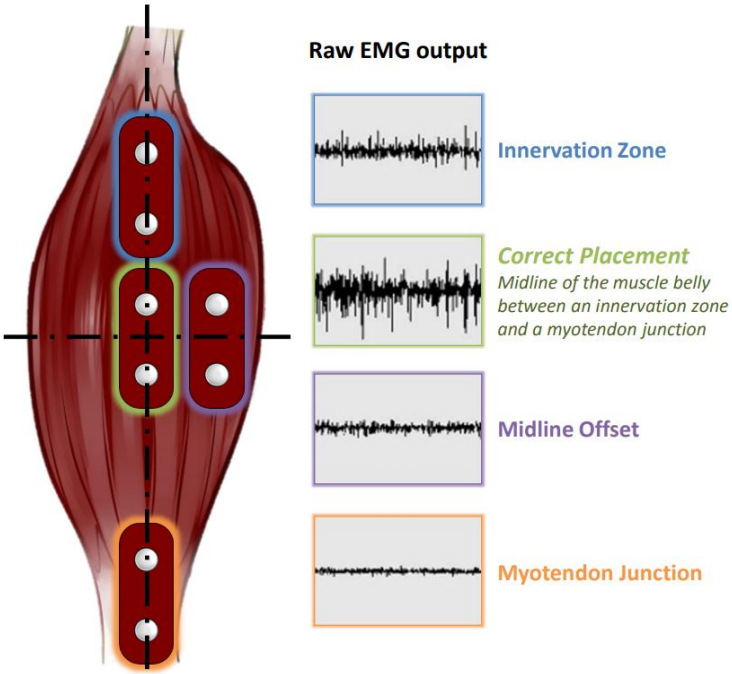
La captación de la señal mioeléctrica sobre el deportista se implementa mediante una configuración trielectródica por extremidad, correspondiente al esquema estándar de amplificación diferencial en electromiografía de superficie. Dos electrodos activos se conectan directamente a los conectores snap integrados en la placa, dispuestos sobre el vientre del músculo recto femoral con una separación interelectródica de 1 a 2 centímetros y orientación paralela a la dirección de las fibras musculares, condición que optimiza la amplitud de la señal captada y minimiza la atenuación por desalineación angular respecto a las unidades motoras activas (W. Lee, 2018). Un tercer electrodo, de referencia, se conecta mediante cable independiente a una región anatómica eléctricamente inactiva, alejada de los electrodos activos, con el propósito de maximizar la relación de rechazo en modo común (CMRR) del amplificador diferencial de entrada.

Complementariamente, la ubicación de los electrodos activos debe excluir dos regiones específicas del vientre muscular donde la integridad de la señal se ve comprometida. La primera corresponde a la zona de inervación, próxima al punto donde el nervio motor ingresa al músculo, caracterizada por una elevada variabilidad en la propagación del

potencial de acción de las unidades motoras. La segunda corresponde a la unión miotendinosa, donde la proporción de tejido contráctil disminuye respecto al tejido conectivo circundante, atenuando considerablemente la amplitud de la señal captada. La colocación técnicamente correcta se ubica sobre la línea media del vientre muscular, en un punto intermedio entre ambas zonas, tal como se ilustra en la **Figura 18**.

Figura 18

Zonas de colocación de electrodos sobre el vientre muscular



Nota. Reproducida a parir de (Advancer Technologies, 2016).

Además, en cuanto al empotramiento físico de los componentes sobre la prenda vestible, en la **Figura 19** se presenta el resultado del montaje realizado sobre el short de tela Power seleccionado en la **Tabla *22***, y en la **Figura *20*** la colocación real de los electrodos sobre el deportista. Además, en cuanto al empotramiento físico de los componentes sobre la prenda vestible, en la **Figura 19** se presenta el resultado del montaje realizado sobre el short de tela Power seleccionado en la **Tabla 22**, y en la **Figura 20** la colocación real de los electrodos sobre el deportista.

Figura 19

Módulo de adquisición montado sobre la prenda vestible



Nota. La figura evidencia la disposición simétrica de ambos módulos de adquisición, fijados mediante silicona termofusible sobre la cara lateral de cada pierna del short, a la altura de la cadera. El cableado se conduce a lo largo de la prenda mediante un cordón trenzado que actúa como canal de protección mecánica. Fuente: Elaboración propia.

Figura 20

Colocación de electrodos sobre el deportista

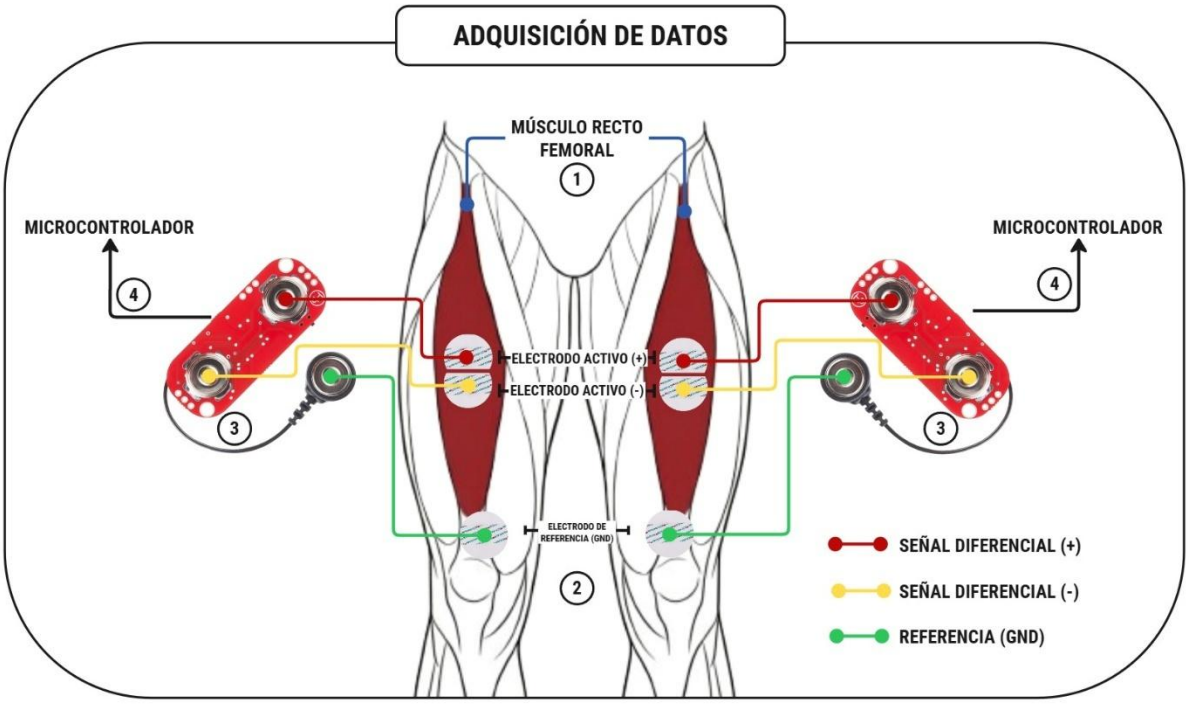


Nota. La figura muestra la colocación real de los tres electrodos por extremidad sobre el deportista, siguiendo el criterio descrito de separación y orientación respecto a las fibras musculares. Fuente: Elaboración propia.

Por último, con el propósito de representar la disposición física del sistema de adquisición, en la **Figura 21** se muestra la configuración de los electrodos superficiales sobre el musculo recto femoral, considerando una medición bilateral de ambas extremidades inferiores. Esta representación permite identificar la ubicación de los puntos activos y de referencia, la conexión con el módulo MyoWare 1.0 y la transferencia de la señal analógica hacia el microcontrolador correspondiente.

Figura 21

Configuración de adquisición electromiográfica del músculo recto femoral



Nota. La figura muestra la disposición bilateral de los electrodos superficiales sobre el músculo recto femoral, asi como su conexión con el módulo MyoWare 1.0 y la entrada analógica del microcontrolador. Fuente: Elaboración Propia.

Con base en la numeración establecida anteriormente, se describe la funcion de cada elemento involucrado en la adquisición de la señal electromiográfica, considerando el recorrido de señal desde el punto de captación muscular hasta su ingreso al sistema de procesamiento.

El proceso inicia en el músculo recto femoral (1), ubicados en la región anterior del muslo y relacionado con la extensión de la rodilla durante la ejecución técnica. La señal electromiográfica se origina por la activación de unidades motoras, cuya suma genera variaciones de potencial eléctrico detectable en la superficie cutánea; por ello, la ubicación del sistema sobre el vientre muscular permite captar una señal representativa de la activación contráctil y reducir la influencia de músculos adyacentes.

La captación se realiza mediante electrodos superficiales en configuración bipolar con referencia (2), permitiendo medir la diferencia de potencial entre dos puntos activos y un punto de referencia común, esta disposición mejora la relación señal–ruido al atenuar interferencias comunes, mientras que la correcta alineación y separación entre electrodos favorece la estabilidad de la señal obtenida durante el movimiento.

La señal captada es conducida hacia el módulo MyoWare 1.0 (3), donde se realiza el acondicionamiento analógico inicial mediante amplificación y filtrado de componentes no deseados. Como resultado, el módulo entrega una señal analógica estabilizada cuya amplitud mantiene correspondencia con el nivel de activación muscular detectado en el recto femoral.

Finalmente, la señal acondicionada se aplica a la entrada analógica del microcontrolador (4), donde queda disponible para su posterior muestreo mediante el convertidor analógico–digital. Esta transición permite pasar del dominio analógico al dominio digital, garantizando que la información adquirida pueda ser organizada, procesada y transmitida en las etapas siguientes del sistema.

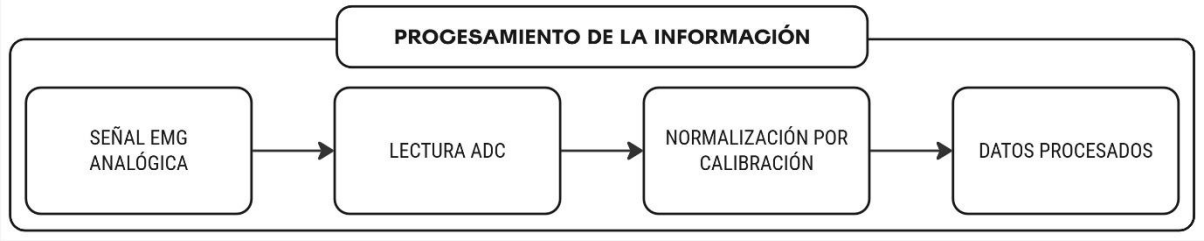
3.3.1.3 Tratamiento de la Información

El bloque de tratamiento de la información corresponde a la etapa en la que la señal electromiográfica, previamente adquirida en dominio analógico, es convertida, organizada y preparada dentro del microcontrolador ESP32-C3 para su interpretación digital; este proceso comprende la lectura mediante el convertidos analógico-digital, la estabilización inicial de los

datos, la normalización respecto a los valores de referencia obtenidos durante la calibración independiente de cada pierna. En esta sección la señal deja de representarse únicamente como una variación eléctrica y se transforma en un dato procesado asociado al porcentaje de activación muscular, manteniendo la identificación de la extremidad evaluada y la referencia temporal correspondiente. En la **Figura 22** se presenta el diagrama de bloques de esta sección, donde se describe el recorrido de la señal desde su ingreso analógico hasta la generación de datos procesados para su posterior transmisión hacia el nodo central.

Figura 22

Tratamiento de la Información del sistema de monitoreo electromiográfico



Nota. La figura representa el flujo interno de tratamiento de la información, desde el ingreso de la señal EMG analógica hasta la generación de datos procesados mediante lectura ADC y normalización por calibración. Fuente: Elaboración Propia.

El primero bloque corresponde a la señal EMG analógica, proveniente de la etapa de adquisición y entregada por el sensor Myoware 1.0 hacia el microcontrolador ESP32-C3; esta señal representa la variación eléctrica asociada con la activación del musculo recto femoral y conservar una naturaleza continua en el tiempo, por lo que requiere ser interpretada dentro del dominio digital antes de su análisis. En esta etapa, la señal debe mantenerse dentro del rango admisible de entrada del microcontrolador, evitando saturaciones o pérdidas de información que puedan afectar la lectura posterior.

El segundo bloque corresponde a la lectura ADC, proceso mediante el cual el ESP32-C3 toma la señal analógica recibida y la convierte en valores digitales discretos; esta

operación se realiza a través del convertidor analógico-digital integrado, permitiendo representar la amplitud instantánea de la señal a través de muestras numéricas. La lectura ADC constituye la transición entre el dominio analógico y el dominio digital del sistema, ya que habilita la manipulación de la información dentro del firmware del microcontrolador.

El tercer bloque corresponde a la normalización por calibración, donde los valores digitales obtenidos se relacionan con una referencia máxima definida para cada extremidad inferior. Estas referencias se obtienen durante el proceso de calibración independiente de pierna izquierda y pierna derecha, considerando el valor basal y el valor máximo registrado durante una contracción controlada; con ello, la señal se expresa como porcentaje de activación muscular mediante %MVC, evitando depender de valores absolutos del ADC y adaptando la medición a las características propias del deportista, como categoría, complexión física y respuesta muscular.

La salida de esta etapa corresponde a una señal normalizada, expresada como porcentaje relativo de activación muscular respecto a los valores de referencia obtenidos durante la calibración individual de cada pierna. Por ellos, el sistema emplea la normalización porcentual basada en el criterio de contracción voluntaria máxima, permitiendo que la señal adquirida durante la sesión sea interpretada en una escala relativa y no únicamente como una lectura eléctrica dependiente del sensor, la colocación de electrodos o la complexión física del deportista.

$$\%MVC = \left(\frac{EMG_{raw} - EMG_{rest}}{EMG_{max} - EMG_{rest}}\right) \times 100 \tag{19}$$

Donde:

$\%\boldsymbol{MVC}$ = Porcentaje de activación muscular normalizado.

$\boldsymbol{EMG_{raw}}$ = Valor de la envolvente EMG doblemente acondicionada, resultante de la cadena de filtrado descrita en las Ecuaciones (*20* y *(21*, utilizada como base para el cálculo del porcentaje de activación muscular.

$\boldsymbol{EMG_{rest}}$ = Valor basal o nivel de reposo utilizado para descontar la componente mínima de la señal.

$\boldsymbol{EMG_{max}}$ = Valor máximo obtenido durante la calibración independiente de cada pierna.

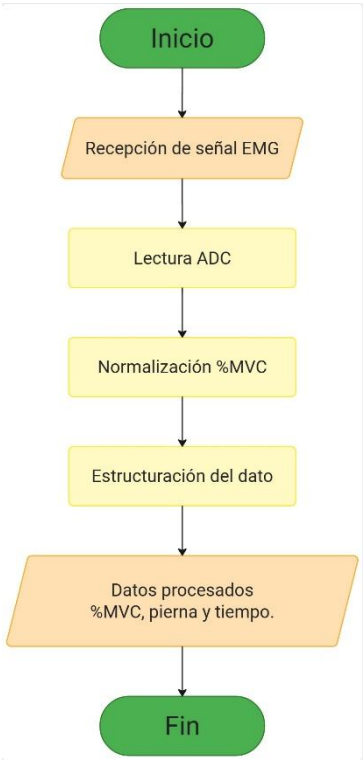
La incorporación de EMG_{rest} permite reducir la influencia del nivel basal presente en la señal antes de la contracción muscular, mientras que EMG_{max} actúa como referencia individual de máxima activación obtenido durante la calibración independiente de cada pierna; de esta manera, la señal adquirida no se interpreta como un valor absoluto del ADC, sino como un porcentaje relativo de activación muscular ajustado a la respuesta propia del deportista. Esta normalización permite que cada muestra registrada durante la sesión sea expresada en una escala porcentual comparable, conservando la independencia entre pierna izquierda y pierna derecha, y generando un dato procesado adecuado para su posterior transmisión hacia el nodo central.

El último bloque corresponde a datos procesados, etapa en la que el microcontrolador dispone de una señal electromiográfica digitalizada y normalizada mediante el criterio %MVC. En este punto, la información deja de representarse únicamente como una lectura eléctrica del ADC y pasa a estructurarse como un dato funcional asociado al porcentaje relativo de activación muscular, la pierna evaluada y la referencia temporal de la muestra. Esta estructura permite que el dato generado por el ESP32-C3 conserve contexto antes de ser transmitido hacia el nodo central, donde posteriormente podrá ser clasificado e integrado con los servicios del sistema.

Para representar la lógica operativa del tratamiento de la información, en la **Figura 23** se presenta el diagrama de flujo correspondiente a la recepción, lectura ADC, normalización y estructuración de la señal electromiográfica dentro del microcontrolador. Este proceso permite describir la secuencia aplicada a la señal adquirida hasta convertirla en un dato procesado mediante %MVC, preparado para su transmisión hacia el nodo central y posterior interpretación dentro de la capa de integración del sistema.

Figura 23

Diagrama de flujo del bloque de tratamiento de la información



Nota. La figura muestra la secuencia lógica aplicada para leer, normalizar y estructurar la señal electromiográfica dentro del microcontrolador ESP32-C3. Fuente: Elaboración Propia.

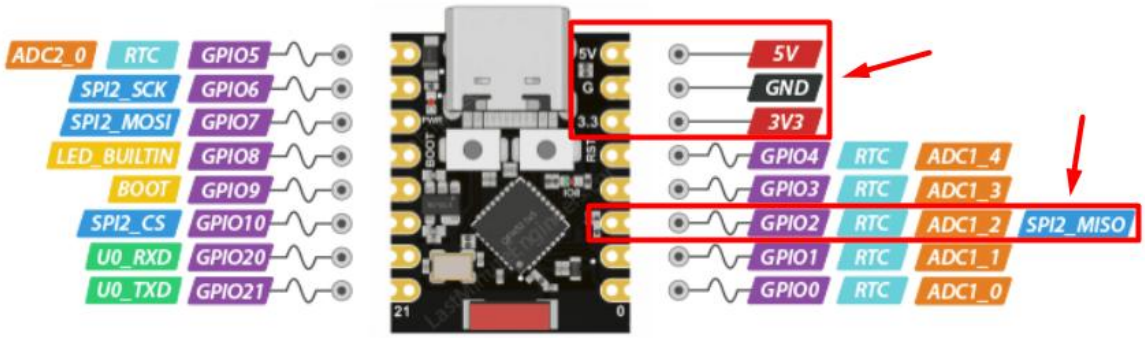
El diagrama de flujo inicia con la recepción de la señal EMG proveniente del bloque de adquisición, la cual ingresa al microcontrolador para ser leída mediante el convertidor analógico-digital. Posteriormente, la lectura ADC se normaliza mediante el criterio %MVC,

tomando como referencia los valores de reposo y máxima activación obtenidos durante la calibración individual de cada extremidad. Una vez calculado el porcentaje de activación muscular, la información se estructura como dato procesado, incorporando el valor normalizado, la pierna evaluada y el tiempo de muestra. Finalmente, este dato queda preparado para su transmisión hacia el nodo central, donde será interpretado por la capa de integración y control de interfaces.

En cuanto a la implementación física de este flujo, el tratamiento de la información se ejecuta en su totalidad dentro del microcontrolador ESP32-C3 Super Mini, encargado de digitalizar la señal entregada por el sensor MyoWare 1.0 y aplicar sobre ella una etapa adicional de procesamiento digital antes de su transmisión hacia el nodo central. En la **Figura 24** se presenta el diagrama de pines correspondiente a esta implementación.

Figura 24

Diagrama de pines del microcontrolador ESP32-C3 Super Mini



Nota. La figura señala los cuatro pines utilizados en esta implementación: alimentación general (5V), referencia a tierra (GND), salida de 3.3V hacia el sensor y entrada analógica (GPIO2).Fuente: Elaboración propia.

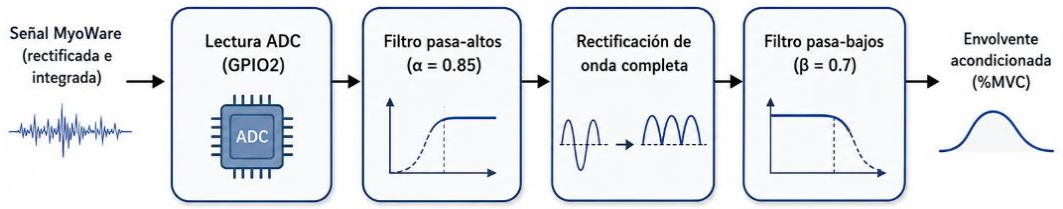
La lectura de la señal analógica se ejecuta mediante el pin GPIO2, correspondiente al canal 2 del conversor SAR ADC1 integrado en el microcontrolador, perteneciente al dominio de alimentación analógica VDD3P3_RTC del chip (Espressif Systems, 2025). La conversión se realiza con una resolución de 12 bits sobre una tensión de referencia interna de 1100 mV,

ampliable mediante atenuación configurable de hasta 12 dB. La asignación de esta lectura al controlador ADC1, en lugar de ADC2, obedece a una restricción arquitectónica del propio chip: el segundo controlador SAR ADC2 es compartido, mediante un árbitro de hardware, con el controlador PWDET, responsable de la detección de potencia de transmisión del subsistema WiFi, por lo que su uso simultáneo con la conectividad inalámbrica introduce riesgo de contención de recursos (Espressif Systems, 2025).

Cabe precisar que la señal recibida en este pin no corresponde a la actividad mioeléctrica cruda, sino a la señal ya rectificada e integrada que el sensor MyoWare 1.0 entrega por defecto (Advancer Technologies, 2016). En consecuencia, el procesamiento digital descrito a continuación constituye una segunda etapa de acondicionamiento, aplicada sobre una envolvente previamente generada por hardware analógico, y no un procesamiento de primera instancia sobre la señal EMG cruda. Esta segunda etapa se ejecuta mediante una cadena de tres fases secuenciales: filtrado pasa-altos, rectificación de onda completa y filtrado pasa-bajos, tal como se ilustra en la **Figura 25**.

Figura 25

Cadena de procesamiento digital de la señal EMG



Nota. La figura describe la secuencia de acondicionamiento aplicada a cada muestra antes de su normalización porcentual. Fuente: Elaboración propia.

La primera fase aplica un filtro pasa-altos digital de un polo, con el propósito de atenuar cualquier componente de corriente continua residual o deriva de baja frecuencia que persista en la señal recibida:

$$y[n] = \alpha \cdot (y[n-1] + x[n] - x[n-1]) \quad (20)$$

Donde $y[n]$ representa la señal filtrada en el instante actual, $x[n]$ la lectura digitalizada del ADC, $x[n-1]$ la lectura inmediatamente anterior, y α el coeficiente del filtro, fijado empíricamente en 0.85.

Posteriormente, la señal filtrada se somete a una rectificación de onda completa mediante la función de valor absoluto, y finalmente atraviesa un filtro pasa-bajos de un polo que actúa como un segundo detector de envolvente:

$$env[n] = \beta \cdot env[n-1] + (1-\beta) \cdot |y[n]| \quad (21)$$

Donde $env[n]$ corresponde a la envolvente resultante en el instante actual, y β al coeficiente del filtro pasa-bajos, fijado en 0.7.

Los coeficientes α y β se determinaron de forma empírica durante las pruebas de banco, ajustándolos hasta maximizar el contraste entre los estados de reposo y contracción muscular sin introducir distorsión visible en la señal. Al calcular la frecuencia de corte equivalente de ambos filtros mediante la relación $f_c \approx \frac{1}{2\pi\tau}, con\ \tau = -\frac{T}{\ln(coeficiente)}$ y T el período de muestreo de 10 ms, se obtienen frecuencias de corte aproximadas de 2.6 Hz para el filtro pasa-altos y 5.7 Hz para el filtro pasa-bajos, valores consistentes con los rangos característicos reportados para la extracción de la envolvente lineal de señales EMG de superficie, comúnmente situados entre 1 y 10 Hz (Esposito et al., 2023).

Es sobre esta envolvente doblemente acondicionada, y no sobre la señal cruda ni sobre la salida directa del sensor, que se aplica la normalización porcentual respecto a la contracción voluntaria máxima (%MVC), conforme a la expresión presentada en la ecuación (19. El cálculo del %MVC requiere de un proceso previo de calibración, ejecutado de forma remota mediante comandos recibidos por protocolo MQTT, descrito en la siguiente sección, y diferenciado en dos estados: calibración de reposo (Basal), que promedia la envolvente

durante una ventana de tres segundos en ausencia de contracción muscular, y calibración máxima (Máximo), que registra el valor pico de la envolvente durante una ventana equivalente de contracción voluntaria máxima. Ambos valores de referencia se publican de vuelta hacia la interfaz del deportista para su visualización inmediata, conforme se documenta en el Manual de Usuario mismo que se encuentra en el Anexo K.

Como medida adicional de estabilidad numérica, el sistema incorpora dos mecanismos de acotación sobre el valor final de %MVC, una restricción al rango 0-100%, que evita valores fuera de la escala física esperada, y una zona muerta que fuerza a cero cualquier valor inferior al 1%, descartando así el ruido residual propio de la instrumentación durante el reposo absoluto del músculo. El fragmento de código correspondiente al cálculo y publicación del dato procesado se presenta en la **Figura 35**.

Tabla 30

Fragmento de código – Cálculo y publicación del dato procesado

Fragmento de código – Cálculo (a) y (b) publicación del dato procesado

(a)

```
134
135  void calcularMVC() {
136    if (reposoCalibrado && maximoCalibrado && emgMax > emgRest) {
137      mvc = ((envolvente - emgRest) / (emgMax - emgRest)) * 100.0;
138    } else {
139      mvc = 0.0;
140    }
141
142    if (mvc < 0.0) mvc = 0.0;
143    if (mvc > 100.0) mvc = 100.0;
144    if (mvc < 1.0) mvc = 0.0;
145  }
```

(b)

```
192  void publicarDato() {
193    String payload = "{\"" + pierna + "\":" + String(mvc, 2) + "}";
194    String topic = "taekwondo/emg/" + pierna;
195    mqttClient.publish(topic.c_str(), payload.c_str());
196  }
```

Nota. El fragmento corresponde al firmware del microcontrolador ESP32-C3 Super Mini, y calcula el valor final de %MVC tras la etapa de acotación, publicándolo mediante el

protocolo de comunicación descrito en la siguiente sección. El código fuente completo se encuentra documentado en el Anexo E. Fuente: Elaboración propia.

En cuanto a la diferenciación de la extremidad de origen de cada muestra, esta se resuelve mediante una constante de tipo cadena de texto **`pierna`**, fijada en el firmware previo a la carga del programa en cada microcontrolador, y empleada tanto en la publicación del dato procesado como en la suscripción a los tópicos de calibración descritos en la sección siguiente sección, según se observa en la **Figura 26**.

Figura 26

Fragmento de código – Identificación de extremidad

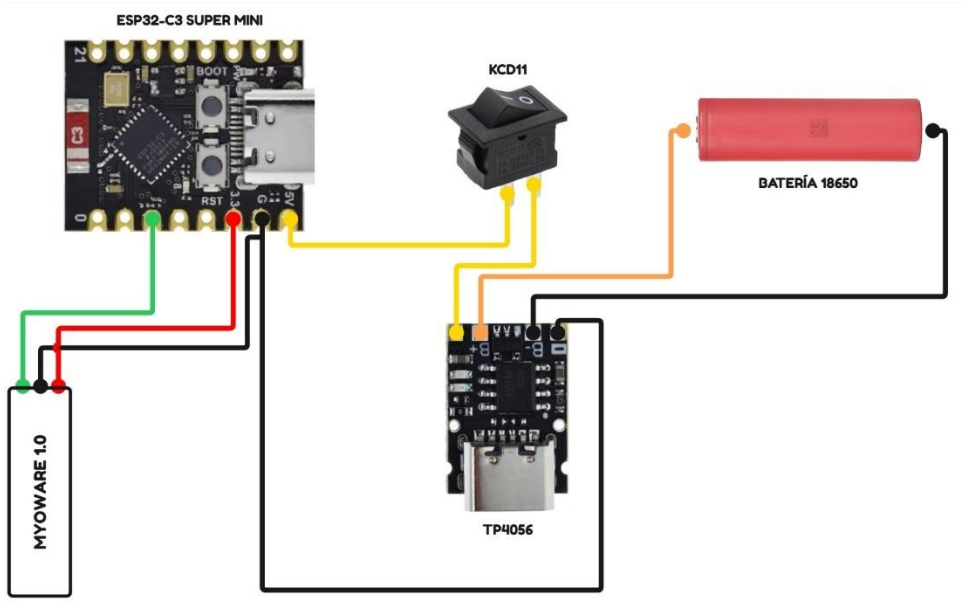
```
11  // -------------------- Configuración del Módulo ------------------
12  String pierna = "izquierda";
13  // String pierna = "derecha"; //
```

Nota. El firmware es idéntico para ambas extremidades, salvo por esta constante. El código fuente completo se encuentra documentado en el **Anexo E**. Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, en cuanto a la alimentación general del microcontrolador, esta se deriva de la batería de ion-litio 18650 caracterizada en las **Tabla 20** y **Tabla 21** y , según la circuitería ilustrada en la **Figura 27**.

Figura 27

Circuitería de alimentación del microcontrolador



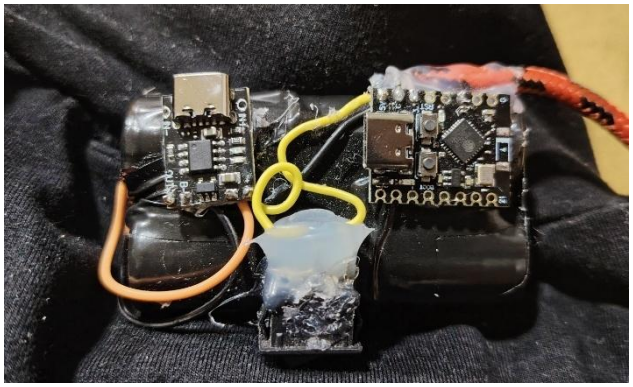
Nota. La figura muestra el cableado real de alimentación, desde la batería 18650 hasta el pin 5V del microcontrolador, a través del módulo cargador-protector TP4056 y el interruptor mecánico KCD11. Fuente: Elaboración propia.

El pin de alimentación conduce la tensión de entrada hacia un regulador de bajo voltaje diferencial (LDO) integrado en la propia placa Super Mini, el cual reduce la tensión recibida a 3.3V estables antes de alimentar el chip ESP32-C3 y el sensor MyoWare 1.0 (Prabhu, 2026). El interruptor, ubicado exclusivamente en la rama positiva posterior al módulo cargador, permite recargar la batería mediante el puerto USB-C del propio módulo sin necesidad de energizar el microcontrolador.

En cuanto al empotramiento físico de este circuito de alimentación sobre la prenda vestible, el conjunto batería-TP4056-interruptor-ESP32 se fija mediante silicona termofusible directamente sobre el cuerpo de la batería, integrándose como una única unidad compacta que posteriormente se adhiere a la cara lateral de cada pierna del short, tal como se ilustra en la **Figura 28**.

Figura 28

Circuito de alimentación empotrado sobre el módulo físico



Nota. La figura muestra el circuito de alimentación ya ensamblado, con el interruptor KCD11 y el microcontrolador ESP32-C3 fijados mediante silicona termofusible sobre la batería 18650, previo a su integración en la prenda vestible. Fuente: Elaboración propia.

El firmware completo correspondiente a este bloque, incluyendo las rutinas de conexión WiFi, gestión de reconexión MQTT y calibración remota no mostradas como fragmento, se encuentra documentado en su totalidad en el Anexo E.

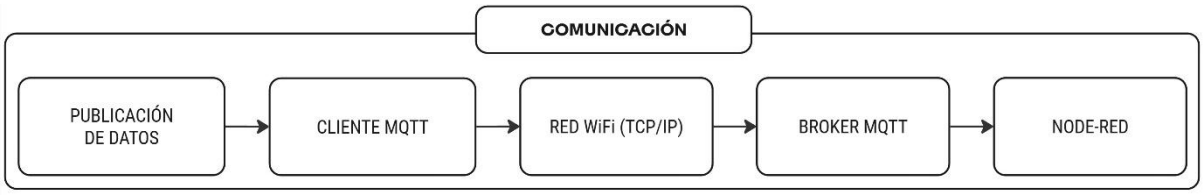
3.3.1.4 Comunicación

El bloque de comunicación corresponde a la etapa encargada de transferir los datos procesados desde los módulos de adquisición hacia el nodo central del sistema, permitiendo que la información generada por cada ESP32-C3 sea enviada de forma inalámbrica mediante una red WiFi y estructurada bajo el protocolo MQTT sobre TCP/IP. En esta fase, el microcontrolador actúa como nodo emisor, publicando la información correspondiente al porcentaje de activación muscular, pierna evaluada y tiempo de muestra, mientras que la Raspberry Pi opera como nodo central para la recepción y distribución de los mensajes. En la

Figura 29 se presenta el diagrama de bloques interno del proceso de comunicación, donde se representa la secuencia de publicación, encapsulamiento, transmisión por red, recepción en el broker MQTT y entrega hacia Node-RED como servicio suscriptor.

Figura 29

Diagrama de bloques del proceso de comunicación



Nota. La figura representa el flujo interno de comunicación desde la publicación de datos procesados en el ESP32-C3 hasta su recepción en Node-RED mediante red WiFi/TCP-IP y protocolo MQTT. Fuente: Elaboración Propia.

El primer bloque corresponde a la publicación de datos, etapa en la que el ESP32-C3 toma el dato procesado generado en el bloque de tratamiento de la información y lo prepara para su envío hacia el nodo central. En este punto, la información ya no corresponde a una lectura analógica aislada, sino a un dato normalizado mediante %MVC, asociado a la pierna evaluada y al tiempo de muestra. Esta estructura permite que cada mensaje conserve trazabilidad desde el origen, debido a que el sistema trabaja con módulos independientes por extremidad inferior y requiere diferenciar qué dato corresponde a cada sensor durante la sesión de monitoreo.

El segundo bloque corresponde al cliente MQTT, implementado en el ESP32-C3 como el componente lógico encargado de publicar la información hacia el broker. En este esquema, el microcontrolador actúa como publicador, por lo que no establece una comunicación directa con Node-RED ni con la base de datos, sino que envía el mensaje hacia un tópico específico dentro del broker MQTT. Esta organización responde a una arquitectura de mensajería orientada a eventos, donde el módulo de adquisición genera información cuando existe una nueva muestra disponible y la publica sin depender de una solicitud directa del servidor.

El tercer bloque corresponde a la red WiFi/TCP-IP, la cual proporciona el medio de transporte entre los ESP32-C3 y la Raspberry Pi. La conexión WiFi permite que los módulos de adquisición se integren de forma inalámbrica a la red local del sistema, mientras que TCP/IP proporciona el direccionamiento necesario para que el cliente MQTT identifique al broker mediante la dirección IP reservada de la Raspberry Pi. Esta separación es importante, ya que WiFi representa el enlace de red y MQTT representa el protocolo de mensajería que opera sobre dicha infraestructura.

El cuarto bloque corresponde al broker MQTT, ejecutado en la Raspberry Pi mediante Mosquitto. Este servicio funciona como intermediario de mensajería, recibiendo los mensajes publicados por los ESP32-C3 y distribuyéndolos únicamente a los clientes suscritos a los tópicos correspondientes. El broker no interpreta, almacena ni clasifica la señal electromiográfica, ya que su función se limita al enrutamiento de mensajes dentro del esquema publish/subscribe. Esta decisión desacopla los módulos de adquisición de las capas posteriores del sistema y permite incorporar nuevos nodos sin modificar la estructura general de comunicación.

El quinto bloque corresponde a Node-RED, que actúa como cliente suscriptor dentro del proceso de comunicación. Su función en esta sección consiste en recibir los mensajes entregados por el broker mediante un nodo MQTT de entrada, manteniéndose a la escucha de los tópicos definidos para el sistema. Una vez recibido el mensaje, Node-RED deja la información disponible para las etapas posteriores de integración, clasificación por umbrales, almacenamiento y presentación. Por ello, dentro del bloque de comunicación, Node-RED no se describe todavía como interfaz ni como base de datos, sino como el punto receptor que consume la información publicada por los ESP32-C3.

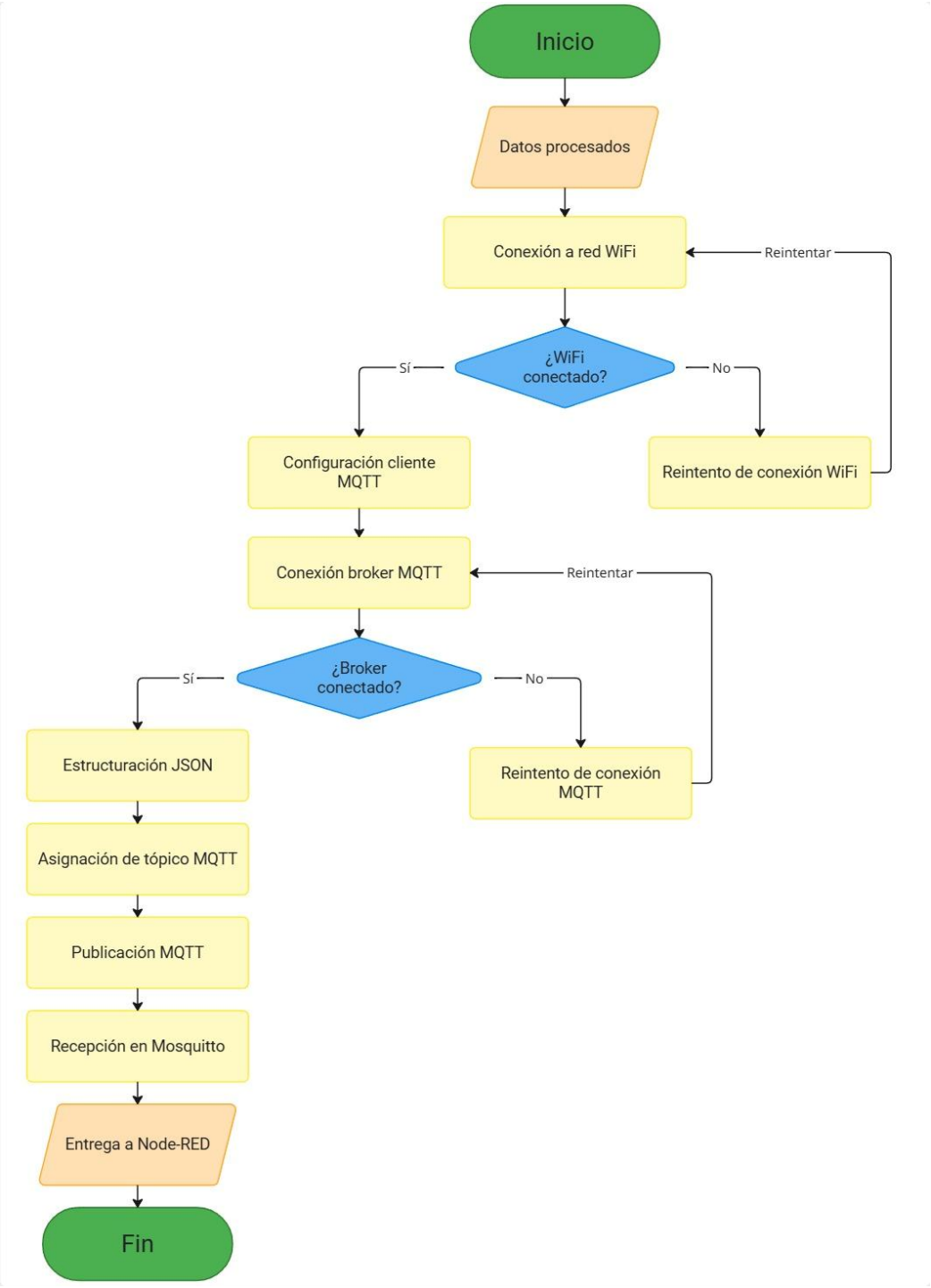
Finalmente, la comunicación mediante MQTT permite manejar diferentes niveles de confiabilidad según el tipo de mensaje transmitido. Para el flujo continuo de datos

electromiográficos se prioriza baja latencia, por lo que resulta adecuado utilizar un esquema de envío ligero, mientras que, para comandos de control como calibración, inicio o cierre de sesión puede considerarse un nivel de entrega más robusto. Esta diferenciación permite que el sistema mantenga fluidez durante la transmisión de datos en tiempo real, sin perder control sobre eventos críticos asociados con la operación de la sesión.

Para describir la secuencia operativa del bloque de comunicación, en la **Figura 30** se muestra el diagrama de flujo correspondiente al envío de datos procesados desde el ESP32-C3 hacia el nodo central. Este flujo contempla la conexión del microcontrolador a la red WiFi, la verificación del enlace MQTT, la publicación del mensaje en el tópico definido y la recepción en Node-RED mediante el broker Mosquitto ejecutado en la Raspberry Pi.

Figura 30

Flujo de comunicación de datos en el sistema EMG



Nota. La figura muestra la secuencia operativa del bloque de comunicación, desde la disponibilidad del dato procesado en el ESP32-C3 hasta su entrega en Node-RED mediante conexión WiFi, broker Mosquitto y publicación MQTT. Fuente: Elaboración propia.

El diagrama de flujo inicia con el dato procesado generado por el ESP32-C3, el cual corresponde a la señal electromiográfica normalizada y estructurada antes de su transmisión. Posteriormente, el microcontrolador establece conexión con la red WiFi del sistema y verifica si el enlace inalámbrico se encuentra disponible; en caso contrario, ejecuta un reintento hasta incorporarse correctamente a la red local. Una vez establecida la conexión WiFi, se configura el cliente MQTT y se realiza la conexión con el broker Mosquitto ejecutado en la Raspberry Pi; si el broker no responde, el sistema repite el intento de conexión para mantener la continuidad del canal de comunicación. Al confirmarse el enlace MQTT, el dato se estructura en formato JSON, se asigna al tópico correspondiente y se publica mediante el esquema publish/subscribe. Finalmente, Mosquitto recibe el mensaje y lo entrega a Node-RED como cliente suscriptor, dejando la información disponible para la integración, clasificación, almacenamiento y presentación en las etapas posteriores del sistema.

En cuanto a la implementación física de este flujo, la comunicación entre los módulos de adquisición y el nodo central se establece mediante conectividad inalámbrica bajo el estándar IEEE 802.11 b/g/n, en la banda de 2.4 GHz, con soporte de anchos de banda de 20 y 40 MHz y una tasa de transferencia de hasta 150 Mbps en modo 1T1R (Advancer Technologies, 2016). Esta tecnología se encuentra integrada de forma nativa en el microcontrolador ESP32-C3, sin requerir hardware adicional de radiofrecuencia.

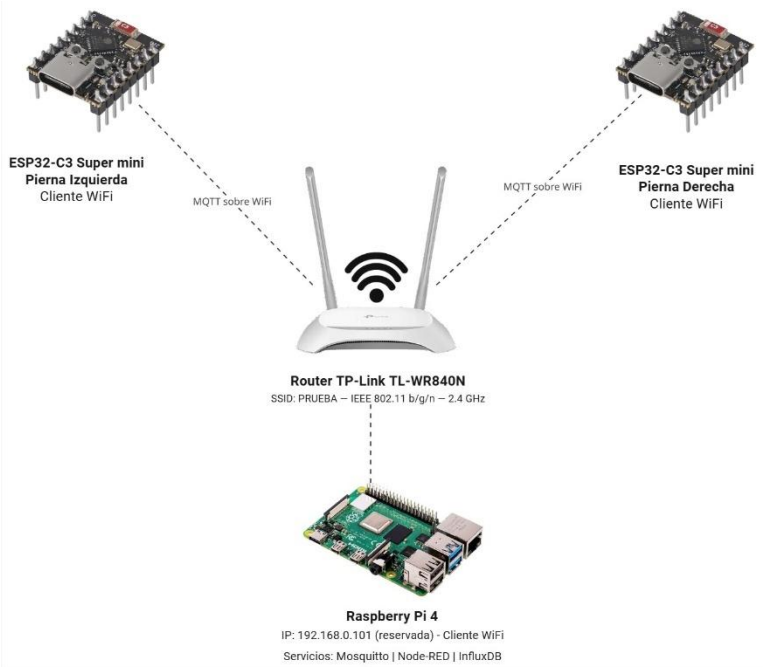
Respecto al elemento radiante, el módulo ESP32-C3 Super Mini utilizado incorpora una antena cerámica de montaje superficial (SMD), integrada directamente sobre la placa de circuito impreso, sin conector para antena externa (Neufeld, 2025). A diferencia del sensor MyoWare 1.0, cuya ganancia se ajusta manualmente mediante un potenciómetro trimmer, la antena WiFi del ESP32-C3 no dispone de un control de ganancia ajustable ni de pines destinados a dicho propósito, dado que su acoplamiento de radiofrecuencia se resuelve mediante una red de adaptación fija en la propia placa, sin intervención del usuario. Cabe

precisar, como consideración técnica relevante, que este tipo de antena compacta presenta una eficiencia de radiación inferior a la de una antena externa tipo cable, así como un patrón de radiación más omnidireccional, lo cual constituye un factor a considerar ante eventuales pérdidas de enlace en condiciones de uso prolongado (Neufeld, 2025).

En el extremo receptor, la señal es recibida por un router inalámbrico TP-Link TL-WR840N, configurado en modo "Router inalámbrico", el cual actúa como punto de acceso independiente de la red identificada bajo el SSID **PRUEBA**. Tanto los dos módulos ESP32-C3 como el nodo central (Raspberry Pi 4) se conectan a esta red como clientes inalámbricos, sin que exista entre ellos ningún tramo de comunicación cableada, configurando una topología en estrella centrada en el router, tal como se ilustra en la **Figura 31**.

Figura 31

Topología de red del sistema



Nota. La figura muestra la disposición en estrella de la red, con los tres dispositivos conectados de forma inalámbrica al router TP-Link TL-WR840N, el cual asigna direccionamiento mediante DHCP con reservación fija de IP para la Raspberry Pi (192.168.0.101). Fuente: Elaboración propia.

El fragmento de código correspondiente al establecimiento de esta conexión, ejecutado en el firmware de cada microcontrolador, se presenta en la **Figura 32**.

Figura 32

Fragmento de código – Conexión WiFi

```
198  void conectarWiFi() {
199    WiFi.begin(ssid, password);
200    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
201      digitalWrite(ledPin, !digitalRead(ledPin));
202      delay(500);
203    }
204    digitalWrite(ledPin, LOW);
205  }
```

Nota. El fragmento corresponde al firmware del ESP32-C3 Super Mini. El LED integrado parpadea durante el proceso de conexión y permanece fijo en estado bajo una vez establecido el enlace, sirviendo como indicador visual de estado durante la secuencia de encendido. El código fuente completo se encuentra documentado en el **Anexo E**. Fuente: Elaboración propia.

Una vez establecido el enlace WiFi, la comunicación de datos entre los módulos de adquisición y el nodo central se realiza mediante el protocolo MQTT bajo una arquitectura de publicación-suscripción sobre un broker Mosquitto ejecutado localmente en la Raspberry Pi 4, en el puerto 1883, sin cifrado TLS y con autenticación obligatoria por usuario y contraseña `allow_anonymous false`, configurada directamente en el archivo de configuración del broker. Esta configuración garantiza que la totalidad del tráfico de comunicación permanezca dentro de la red local, sin salida hacia internet, condición necesaria para el funcionamiento del sistema en sedes de competencia sin conectividad externa.

La arquitectura de tópicos MQTT adoptada se estructura de forma plana, evitando niveles de jerarquía innecesarios: `taekwondo/emg/<pierna>` para la publicación de la telemetría en tiempo real, `taekwondo/calibracion/<pierna>` para la publicación de los

resultados de calibración, y `taekwondo/comandos/<pierna>` para la recepción de órdenes de calibración remota emitidas desde la interfaz del deportista.

El fragmento de código correspondiente a la conexión con el broker y la suscripción al tópico de comandos, del lado del firmware, se presenta en la **Figura 33**.

Figura 33

Fragmento de código – Conexión MQTT y suscripción a comandos

```
207  void conectarMQTT() {
208    while (!mqttClient.connected()) {
209      String clientID = "ESP32C3_" + pierna + "_" + String(random(0xffff), HEX);
210
211      if (mqttClient.connect(clientID.c_str(), mqttUser, mqttPassword)) {
212        String topicComandos = "taekwondo/comandos/" + pierna;
213        mqttClient.subscribe(topicComandos.c_str());
214      } else {
215        delay(2000);
216      }
217    }
218  }
```

Nota. El fragmento corresponde al firmware del ESP32-C3 Super Mini. El identificador de cliente se genera de forma aleatoria en cada intento de conexión para evitar colisiones entre ambas placas. El código fuente completo se encuentra documentado en el Anexo E. Fuente: Elaboración propia.

En el extremo del nodo central, la orden de calibración emitida desde la interfaz web del deportista se retransmite hacia el tópico MQTT correspondiente mediante un nodo de función en Node-RED, tal como se presenta en la .

Figura 34

Fragmento de código – Retransmisión de comando de calibración (Node-RED)

```
1   // Extraemos el comando (BASAL o MAXIMO) que viene de la web
2   let comando = msg.req.body.comando || "";
3
4   // SALIDA 1: Preparamos el texto limpio para el ESP32 (Arriba)
5   let msgMQTT = { payload: String(comando).trim() };
6
7   // SALIDA 2: Respondemos a la web para liberar el botón (Abajo)
8   msg.payload = { ok: true, message: "Comando enviado a Derecha" };
9
10  // Disparamos ambos cables
11  return [msgMQTT, msg];
```

Nota. El fragmento corresponde al nodo `function "Procesar Comando Der"` del flujo de Node-RED, activado por el endpoint `/calibrarDerecha` . La primera salida envía el comando limpio hacia un nodo `mqtt out` configurado con el tópico `taekwondo/comandos/derecha`; la segunda salida responde a la interfaz web para liberar el botón de calibración, teniendo que esta configuración es la misma para la pierna izquierda. El flujo completo se encuentra documentado en el Anexo F (Bloque Q). Fuente: Elaboración propia.

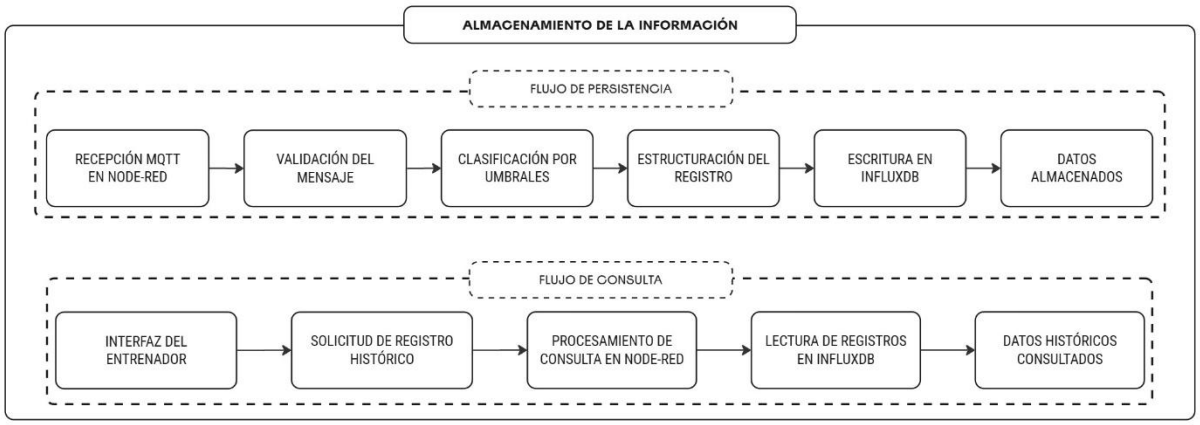
Finalmente, en cuanto a la puesta en marcha del sistema, la secuencia de arranque se encuentra parcialmente automatizada mediante un servicio `systemd` configurado en la Raspberry Pi, el cual levanta automáticamente el servidor de las interfaces web al iniciar el sistema operativo, sin intervención manual, reduciendo la secuencia de encendido a la activación del router y la espera de conexión automática de los módulos ESP32-C3 Super mini, verificable mediante el indicador LED descrito en la **Figura 32**.

3.3.1.5 Almacenamiento de la Información

El bloque de almacenamiento de la información integra la capa de middleware y persistencia del sistema, debido a que recibe los datos normalizados provenientes del bloque de comunicación, ejecuta su organización lógica mediante Node-RED y direcciona los registros hacia InfluxDB para su conservación como series temporales. En esta etapa, Node-RED actúa como intermediario funcional entre la mensajería MQTT y la base de datos, permitiendo validar el contenido recibido, aplicar la clasificación por umbrales, estructurar la información de sesión y entregar a InfluxDB un registro compuesto por porcentaje de activación muscular, pierna evaluada, deportista, sesión, nivel funcional y tiempo asociado.

Figura 35

Diagrama de bloques de almacenamiento de la información



Nota. La figura representa los dos flujos funcionales del bloque de almacenamiento de la información: la persistencia de datos del deportista en tiempo real y la consulta histórica realizada por el entrenador. Fuente: Elaboración propia.

El bloque de almacenamiento de la información se representa mediante dos subprocesos debido a que el sistema ejecuta operaciones distintas según el origen y propósito de la información. El flujo de persistencia corresponde al registro de los datos generados durante la sesión del deportista, donde Node-RED recibe los mensajes MQTT, valida su contenido, aplica la clasificación por umbrales, estructura el registro y lo almacena en InfluxDB. En cambio, el flujo de consulta corresponde a la recuperación de información histórica solicitada por el entrenador, por lo que no se realiza una nueva clasificación de la señal, sino una lectura de registros previamente almacenados en la base de datos. Esta separación permite diferenciar el proceso de almacenamiento en tiempo real del proceso de consulta histórica, evitando confundir la lógica de clasificación con la recuperación de datos ya persistidos.

Subproceso 1. El primer bloque del flujo de persistencia corresponde a la recepción MQTT en Node-RED, etapa en la que los datos normalizados provenientes de los módulos ESP32-C3 ingresan al entorno de integración mediante un nodo suscriptor. En este punto,

Node-RED permanece conectado al broker Mosquitto ejecutado en la Raspberry Pi y escucha los tópicos definidos para el sistema, recibiendo los mensajes publicados por cada módulo de adquisición. La información que llega a esta etapa corresponde al dato procesado transmitido desde el bloque de comunicación, incluyendo el porcentaje de activación muscular, la pierna evaluada y el tiempo de muestra; por tanto, Node-RED actúa como punto de entrada lógico entre la comunicación MQTT y la capa de persistencia del sistema, desacoplando el hardware de adquisición de las operaciones posteriores de validación, clasificación y almacenamiento.

El segundo bloque corresponde a la validación del mensaje, etapa en la que Node-RED verifica que la información recibida desde MQTT tenga una estructura adecuada antes de continuar con el almacenamiento. Esta validación permite comprobar que el mensaje contenga los campos requeridos, como el valor %MVC, la identificación de la pierna y el tiempo asociado a la muestra, evitando que datos incompletos, mal formateados o fuera de estructura ingresen a la base de datos. En esta fase, el sistema no modifica todavía la interpretación funcional de la señal, sino que confirma la consistencia mínima del registro recibido, asegurando que el flujo de persistencia trabaje únicamente con datos válidos y preparados para la clasificación por umbrales.

A partir del valor normalizado, recibido en Node-RED desde el bloque de comunicación, se establecen los umbrales de clasificación que permiten identificar el estado funcional del músculo recto femoral durante la ejecución técnica. En este flujo, la clasificación se aplica únicamente a los datos del deportista generados durante la sesión en tiempo real, debido a que estos registros corresponden a señales electromiográficas normalizadas que requieren interpretación antes de su almacenamiento. Para este sistema, se define un primer umbral U_1 en 15 %, correspondiente a reposo o activación mínima, y un segundo umbral U_2 en 75 %, correspondiente al inicio de una condición de activación elevada o sobrecarga muscular.

$$U_1 = 15\% \tag{22}$$

$$U_2 = 75\% \tag{23}$$

Con estos valores, Node-RED organiza la señal normalizada en niveles de interpretación muscular, permitiendo diferenciar estados de reposo, ejecución funcional, sobrecarga y fatiga dentro del flujo de persistencia del deportista. Los tres primeros niveles se determinan directamente mediante rangos porcentuales, mientras que el cuarto nivel se interpreta a partir del comportamiento temporal de la señal, debido a que la fatiga no se representa únicamente por superar un porcentaje fijo, sino por la pérdida de estabilidad de la activación muscular durante la ejecución.

Tabla 31

Clasificación de niveles de activación muscular mediante %MVC

Nivel	Rango de activación	Condición matemática	Interpretación técnica
Nivel 1	0% a 15%	$\%MVC \leq U_1$	Reposo o activación muscular mínima.
Nivel 2	15.01% a 74.9%	$U_1 < \%MVC < U_2$	Activación funcional durante la ejecución técnica.
Nivel 3	Desde 75%	$\%MVC \geq U_2$	Sobrecarga o activación elevada respecto al máximo calibrado.
Nivel 4	Comportamiento variable	Pico elevador seguidos de caídas abruptas hacia niveles.	Fatiga muscular por pérdida de respuesta sostenida.

Nota. La tabla presenta la clasificación funcional de la activación muscular normalizada mediante $\%MVC$, considerando los umbrales definidos para reposos, ejecución, sobrecarga y fatiga. Fuente: Elaboración Propia.

La clasificación mediante $\%MVC$ permite que el sistema no dependa de un único umbral absoluto pata todos los deportistas, ya que el valor de referencia se obtiene durante la calibración individual de cada extremidad; por tanto, el análisis se ajusta a la respuesta muscular real del usuario y permite interpretar la activación del recto femoral de forma proporcional al máximo registrado en su propia sesión de calibración.

El **Nivel 1** corresponde a una condición de reposo o baja activación, donde la señal no supera el 15% del valor máximo de calibración; el **Nivel 2** representa el rango esperado durante la ejecución de la técnica, ya que la activación muscular se mantiene por encima del reposo sin alcanzar una condición crítica; el **Nivel 3** indica una activación elevada desde el 75%, asociada con mayor exigencia muscular; finalmente, el **Nivel 4** se considera un estado de fatiga cuando la gráfica evidencia picos elevados seguidos de caídas abruptas hacia niveles bajos, comportamiento que indica que el músculo no mantiene una respuesta estable durante la repetición del movimiento.

El bloque de estructuración del registro corresponde a la etapa en la que Node-RED transforma el mensaje recibido desde MQTT en un formato compatible con el modelo de almacenamiento de InfluxDB. En este punto, el dato ya fue validado y clasificado por umbrales, por lo que se organiza como un registro de sesión que conserva el valor normalizado (%MVC), la pierna evaluada, el nivel funcional identificado, el identificador del deportista, el identificador de sesión y el tiempo asociado a la muestra. Esta organización permite que la información no se almacene como un dato aislado, sino como una unidad de telemetría vinculada a una sesión deportiva específica.

La estructuración se realiza dentro de Node-RED mediante un nodo de función, encargado de procesar y formatear los datos MQTT antes de enviarlos hacia InfluxDB. En la configuración documentada, el flujo MQTT hacia InfluxDB incluye un nodo receptor MQTT, una función de procesamiento y una conexión de escritura hacia la base de datos, lo que permite convertir la información recibida en un registro persistente dentro del sistema.

El bloque de escritura en InfluxDB corresponde a la etapa en la que Node-RED envía el registro estructurado hacia la base de datos de series temporales. En la implementación realizada, InfluxDB v2 se ejecuta en la Raspberry Pi y queda disponible en el puerto 8086, mientras que Node-RED utiliza una conexión configurada con el token de operador, la organización KIM y el bucket `emg_system` para escribir los registros del sistema.

En esta etapa, InfluxDB no clasifica ni interpreta la señal, sino que almacena los registros previamente organizados por Node-RED. La información se conserva como series temporales, lo cual resulta adecuado para datos electromiográficos generados de manera continua, debido a que cada muestra queda asociada a un instante de tiempo. Esta estructura permite registrar sesiones completas y recuperar posteriormente la evolución de la activación muscular según deportista, pierna, sesión o rango temporal.

El bloque de datos almacenados representa el resultado final del flujo de persistencia. En este punto, los registros quedan guardados en el bucket `emg_system` de InfluxDB, permitiendo su consulta posterior desde la interfaz del entrenador o desde el explorador de datos de InfluxDB. En la configuración documentada, la persistencia fue verificada mediante el Data Explorer, consultando el measurement “sesiones” dentro del bucket `emg_system`, lo que confirma que los datos de los sensores se almacenan correctamente.

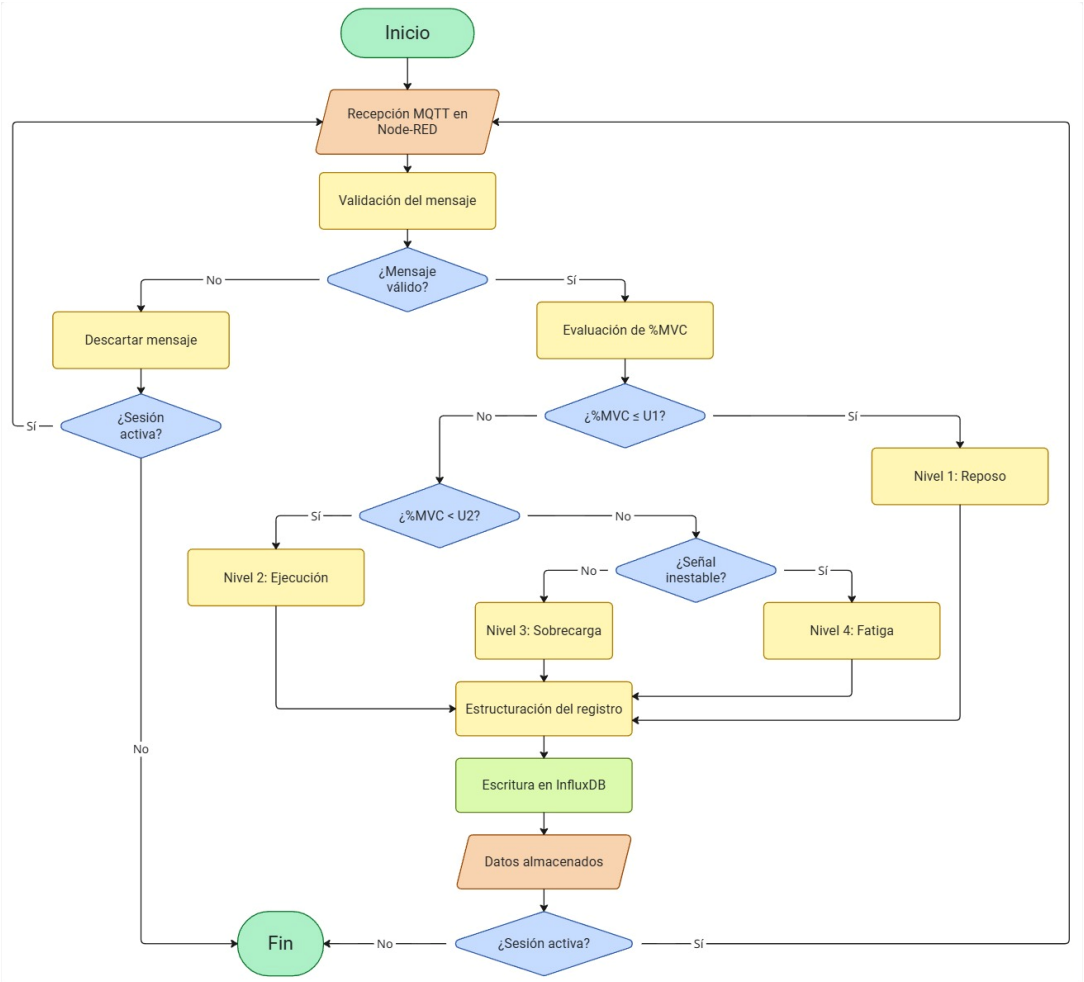
Esta persistencia permite que el sistema trabaje tanto con información en tiempo real como con consultas históricas. Durante la sesión, Node-RED recibe y almacena los datos conforme llegan desde MQTT; posteriormente, el entrenador puede solicitar registros por día,

semana, deportista o sesión, recuperando información previamente guardada en InfluxDB. De esta manera, el bloque de almacenamiento no solo conserva los datos de monitoreo, sino que habilita el análisis posterior del rendimiento mediante consultas temporales estructuradas.

Para representar la secuencia operativa del flujo de persistencia de datos del deportista, en la **Figura 36** se presenta el diagrama de flujo correspondiente al registro de la información electromiográfica durante una sesión activa. Este proceso inicia con la recepción del mensaje MQTT en Node-RED, continúa con la validación del contenido recibido, la clasificación funcional mediante umbrales, la estructuración del registro y la escritura en InfluxDB, permitiendo que los datos generados en tiempo real queden almacenados como registros de sesión para su posterior consulta y análisis.

Figura 36

Diagrama de flujo del subproceso de persistencia de datos del deportista



Nota. La figura representa la secuencia operativa aplicada en Node-RED para validar, clasificar, estructurar y almacenar en InfluxDB los datos electromiográficos normalizados generados durante una sesión activa del deportista. Fuente: Elaboración propia.

El diagrama de flujo inicia con la recepción del mensaje MQTT en Node-RED, donde ingresa el dato normalizado proveniente del ESP32-C3. Luego se valida la estructura del mensaje para confirmar que contenga los campos requeridos antes de continuar con el procesamiento. Si el mensaje no es válido, se descarta y el sistema verifica si la sesión continua activa para esperar una nueva muestra. Si el mensaje es válido, Node-RED evalúa el valor %MVC y aplica la clasificación por umbrales, asignando el nivel funcional correspondiente según los rangos definidos. Después, el registro se estructura con las

variables de sesión, deportista, pierna, tiempo, %MVC y nivel identificado, para finalmente ser escrito en InfluxDB. Una vez almacenado el dato, el flujo verifica si la sesión continua activa; si es así, retorna a la recepción MQTT para procesar la siguiente muestra, caso contrario finaliza el subproceso.

En cuanto a la recepción del mensaje MQTT, es seguida de una etapa de validación que verifica, mediante una bandera de control en memoria (`is_recording`), que exista una sesión de captación activa antes de admitir el dato; en caso contrario, el mensaje se descarta sin procesar. Superada esta validación, el payload recibido se parsea de forma segura forma segura y la extremidad de origen se determina a partir del propio tópico MQTT. El valor obtenido se normaliza mediante acotación estricta al rango 0-100%, y se recuperan de la memoria global las variables de sesión activa (deportista, técnica y entrenador), asignando el valor `Unassigned` por defecto en caso de no encontrarse definidas. El dato se estructura finalmente conforme al esquema de campos `mvc`, `student_name`, `technique`, `trainer_id` y `leg`, correspondientes al measurement `muscular_activity` dentro del bucket `emg_system` (organización KIM), tal como se presenta en la **Figura 37**.

Figura 37

Fragmento de código – Estructuración del registro de telemetría (Node-RED)

```
// 1. SEMÁFORO DE GRABACIÓN
// Si la interfaz no ha dado la orden de iniciar, bloqueamos la entrada.
if (global.get("is_recording") !== true) {
    return null;
}

// 3. DETECCIÓN DE PIERNA
let pierna = String(msg.topic).toLowerCase().includes("izq") ? "izquierda" : "derecha";
let mvc_value = 0.0;

if (typeof mvc_raw === 'object' && mvc_raw[pierna] !== undefined) {
    mvc_value = parseFloat(mvc_raw[pierna]);
} else {
    mvc_value = parseFloat(mvc_raw) || 0.0;
}

// 7. ETIQUETAS VITALES PARA EL RESTO DEL FLUJO
// Intocables: aseguran que el Clasificador y Grafana funcionen
msg.measurement = "muscular_activity";
msg.pierna_detectada = pierna;
```

Nota. La figura muestra un extracto del nodo `function 1`, correspondiente a las etapas de verificación de sesión activa, detección de la extremidad de origen a partir del

tópico MQTT, y estructuración final del registro para su escritura en InfluxDB. Las etapas intermedias de parseo del payload, normalización por acotación (clamping) y recuperación de variables de contexto (deportista, técnica, entrenadores activos) se omiten de la figura por brevedad, y se describen en el cuerpo del texto. El nodo completo se encuentra documentado en el Anexo F (Bloque N). Fuente: Elaboración propia.

Previo a su escritura definitiva, cada muestra es evaluada por un algoritmo de clasificación funcional que asigna uno de cuatro niveles de esfuerzo: N1_Reposo, N2_Accion, N3_Sobrecarga, N4_Fatiga; en función de dos umbrales porcentuales (15% y 75% de %MVC). El algoritmo mantiene una memoria de contexto independiente por extremidad `mvcAnterior_<pierna>`, lo que permite distinguir un estado de reposo ordinario de una caída abrupta desde sobrecarga, clasificada como fatiga neuromuscular, según se detalla en la **Figura 38**.

Figura 38

Fragmento de código – Clasificación funcional por niveles (Node-RED)

```
// 1. Leer directamente del objeto plano que entrega function 1
let mvc = msg.payload.mvc;
let pierna = msg.pierna_detectada || "derecha";

// 2. RAM AISLADA: El secreto para que no choquen los 2 ESP32
let mvcAnterior = context.get(`mvcAnterior_${pierna}`) || 0.0;
const UMBRAL_REPOSO = 15.0;
const UMBRAL_SOBRECARGA = 75.0;
let nivel = "Unclassified";

// 4. Algoritmo de Clasificación
if (mvc <= UMBRAL_REPOSO) {
    if (mvcAnterior >= UMBRAL_SOBRECARGA) {
        nivel = "N4_Fatiga";
    } else {
        nivel = "N1_Reposo";
    }
} else if (mvc < UMBRAL_SOBRECARGA) {
    nivel = "N2_Accion";
} else {
    nivel = "N3_Sobrecarga";
}

// 5. Guardamos el valor actual SOLO en el cajón de esa pierna específica
context.set(`mvcAnterior_${pierna}`, mvc);

// 6. Inyectamos la etiqueta directamente en el objeto plano
msg.payload.effort_level = nivel;

// 7. Estructura exacta para que los velocímetros del HTML no se crucen
msg.telemetry = {
    leg: pierna,
    mvc: mvc,
    status: nivel
};

return msg;
```

Nota. El fragmento corresponde al nodo `function Clasificador de Niveles`. La variable `mvcAnterior`, almacenada en memoria de contexto separada por extremidad `context.get/context.set`, evita que ambos módulos ESP32 interfieran entre sí, y permite distinguir un reposo ordinario de una caída abrupta desde sobrecarga. El objeto `msg.telemetry` constituye la estructura reenviada hacia el canal WebSocket para la visualización en tiempo real del deportista. Fuente: Elaboración propia.

Una vez clasificado, el registro se escribe en el bucket `emg_system` mediante el nodo de salida `influxdb out`. De forma simultánea a esta escritura, el mismo dato clasificado se ramifica hacia un canal WebSocket `/telemetria`, constituyendo el reporte en tiempo real dirigido al deportista: un modelo de transmisión inmediata, sin mediar consulta a la base de

datos, que prioriza la mínima latencia por sobre la agregación histórica, permitiendo observar el nivel de activación muscular durante la ejecución misma de la técnica.

Subproceso 2. El primer bloque del flujo de consulta histórica corresponde a la interfaz del entrenador, desde la cual se solicita la recuperación de información previamente almacenada en InfluxDB. Esta interfaz no recibe directamente la señal electromiográfica en tiempo real ni ejecuta la adquisición desde los sensores, sino que funciona como punto de acceso para consultar registros asociados a deportistas, sesiones, días específicos o periodos semanales. En este flujo, el entrenador trabaja sobre información ya persistida, por lo que la finalidad no es generar nuevos datos EMG, sino recuperar el historial disponible para analizar el comportamiento muscular del deportista durante sesiones anteriores.

El segundo bloque corresponde a la solicitud de consulta histórica, etapa en la que la interfaz envía hacia Node-RED los parámetros requeridos para filtrar la información. Estos parámetros pueden incluir el identificador del deportista, el identificador de la sesión, la fecha seleccionada o el rango temporal correspondiente a una semana de entrenamiento. Esta solicitud permite delimitar la búsqueda dentro de la base de datos, evitando recuperar registros innecesarios y facilitando que el sistema entregue únicamente la información relacionada con el criterio elegido por el entrenador. En el entorno implementado, Node-RED dispone de endpoints HTTP asociados con funciones de gestión del sistema, como el registro de entrenadores y el inicio de sesiones, lo cual evidencia su papel como capa intermedia para recibir solicitudes desde la interfaz y dirigirlas hacia los servicios internos del sistema.

El tercer bloque corresponde al procesamiento de consulta en Node-RED, donde se interpreta la solicitud enviada desde la interfaz y se prepara la consulta hacia InfluxDB. En esta etapa, Node-RED actúa como middleware, validando los parámetros recibidos, construyendo el filtro temporal y definiendo las condiciones de búsqueda necesarias para recuperar los registros almacenados. A diferencia del flujo de persistencia, aquí no se aplica

nuevamente la clasificación por umbrales, debido a que los datos consultados ya fueron procesados y almacenados previamente. La función principal de este bloque consiste en convertir la solicitud del entrenador en una consulta estructurada hacia la base de datos, manteniendo la separación entre la interfaz de usuario y el motor de almacenamiento.

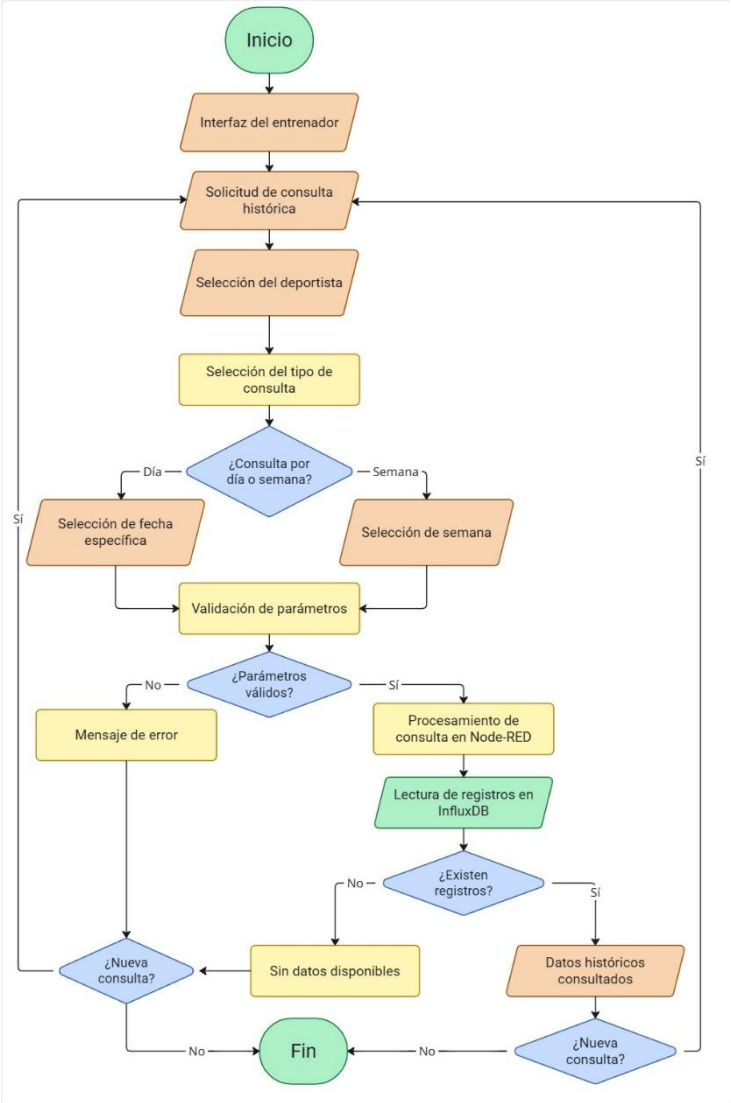
El cuarto bloque corresponde a la lectura de registros en InfluxDB, etapa en la que la base de datos responde a la consulta generada desde Node-RED. InfluxDB v2 se encuentra configurado en la Raspberry Pi y opera como base de datos de series temporales, con la organización KIM y el bucket `emg_system`, lo que permite almacenar y recuperar registros electromiográficos asociados a sesiones de monitoreo. La configuración inicial de InfluxDB generó un token de operador utilizado posteriormente para su integración con Node-RED, mientras que el servicio quedó disponible mediante la interfaz web en el puerto 8086. Esta estructura permite filtrar información por tiempo, deportista, sesión o pierna evaluada, facilitando consultas por día específico o por semana de entrenamiento sin requerir una nueva adquisición de datos.

El quinto bloque corresponde a los datos históricos consultados, los cuales representan la salida del flujo de consulta del entrenador. En este punto, Node-RED recibe desde InfluxDB los registros solicitados y los deja disponibles para su presentación posterior en la interfaz correspondiente. Los datos recuperados pueden incluir el porcentaje de activación muscular, nivel funcional previamente clasificado, pierna evaluada, tiempo de muestra, sesión y deportista asociado. Esta salida permite que el entrenador analice el desempeño de forma retrospectiva, comparando resultados diarios o semanales a partir de los registros almacenados. La persistencia del sistema fue verificada en InfluxDB mediante el Data Explorer, consultando el measurement “sesiones” dentro del bucket `emg_system`, lo cual confirma que los datos de los sensores quedan disponibles para consultas posteriores.

Para representar la secuencia operativa del subproceso de consulta histórica del entrenador, en la **Figura 39** se presenta el diagrama de flujo correspondiente a la recuperación de registros previamente almacenados en InfluxDB. Este flujo inicia con la solicitud realizada desde la interfaz del entrenador, continua con la validación de parámetros y el proceso de consulta en Node-RED, y finaliza con la lectura de datos históricos según los criterios seleccionados, como deportista, día o semana de entrenamiento.

Figura 39

Diagrama de flujo del subproceso de consulta histórica del entrenador.



Nota. La figura representa la secuencia operativa utilizada para consultar registros históricos almacenados en InfluxDB, considerando la selección del deportista, el tipo de

consulta, la validación de parámetros y la recuperación de datos mediante Node-RED.
Fuente: Elaboración propia.

El diagrama de flujo inicia en la interfaz del entrenador, donde se solicita la consulta histórica y se selecciona el deportista correspondiente. Posteriormente, el sistema permite definir el tipo de consulta, ya sea por día específico o por semana, con el fin de delimitar el rango temporal que será procesado. Una vez ingresados estos criterios, Node-RED valida los parámetros recibidos antes de ejecutar la consulta; si los datos no son válidos, se emite un mensaje de error y el flujo permite iniciar una nueva consulta o finalizar el proceso. Si los parámetros son correctos, Node-RED procesa la solicitud y realiza la lectura de registros en InfluxDB, verificando la existencia de datos asociados al deportista y al periodo seleccionado. Cuando no existen registros, el sistema informa que no hay datos disponibles y ofrece la posibilidad de realizar una nueva consulta; cuando los registros existen, se entregan los datos históricos consultados y el flujo permite repetir el proceso o finalizar. De esta manera, el subproceso permite recuperar información previamente almacenada sin intervenir en la adquisición en tiempo real ni en la clasificación por umbrales.

Respecto a este segundo sub - flujo, la interfaz del entrenador solicita el historial mediante el endpoint `/getDatosEntrenador`, el cual dispara la construcción de una consulta Flux diferenciada según el tipo de solicitud recibido (día o semana), tal como se presenta en la **Figura 40**. Para consultas de tipo semanal, el nodo incorpora adicionalmente una función utilitaria que traduce una semana en formato ISO (por ejemplo, 2026-W29) a su rango real de fechas de lunes a viernes, así como un filtro opcional por técnica específica cuando esta es indicada por el entrenador.

Figura 40

Fragmento de código – Construcción de consulta histórica (Node-RED)

```
// ================= Lectura de parámetros del frontend ================
const atleta = msg.req.query.atleta;
const tipo = msg.req.query.tipo;
const fecha = msg.req.query.fecha;
const tecnica = msg.req.query.tecnica;
const semanaISO = msg.req.query.semanaISO;

msg.tipoConsulta = tipo;
msg.atletaConsultado = atleta;

if (tipo === "dia") {
    const inicio = fecha + "T00:00:00Z";
    const fechaFin = new Date(fecha + "T00:00:00Z");
    fechaFin.setDate(fechaFin.getDate() + 1);
    const fin = fechaFin.toISOString();

    msg.query = `
        from(bucket: "emg_system")
          |> range(start: ${inicio}, stop: ${fin})
          |> filter(fn: (r) => r._measurement == "muscular_activity")
          |> filter(fn: (r) => r._field == "mvc" or r._field == "leg" or r._field == "technique" or r._field == "student_name" or r._field == "effort_level")
          |> aggregateWindow(every: 2s, fn: last, createEmpty: false)
          |> pivot(rowKey:["_time"], columnKey: ["_field"], valueColumn: "_value")
          |> filter(fn: (r) => r.student_name == "${atleta}")
          |> sort(columns: ["_time"])
    `;
```

Nota. La figura muestra la rama de consulta diaria del nodo `Preparar Query Entrenador`. El nodo completo (71 líneas) incluye además una función utilitaria para convertir una semana ISO en su rango real de fechas, y una rama equivalente para consultas semanales, con ventana de agregación de 5 segundos y filtrado opcional por técnica. El nodo completo se encuentra documentado en el Anexo F. Fuente: Elaboración propia.

Esta consulta constituye el reporte histórico dirigido al entrenador que a diferencia del reporte en tiempo real, aquí los datos ya fueron persistidos previamente, y solo se recuperan bajo demanda al momento de abrir la interfaz del entrenador. La resolución de agregación se estima en 2 segundos para consulta diaria y 5 segundos para semanal lo que constituye una decisión deliberada de balance entre fidelidad de la señal y estabilidad del servidor ante volúmenes de datos considerables y habilita funcionalidades propias de análisis retrospectivo, como la exportación a PDF y Excel y la generación del análisis textual por pierna, ambas desarrolladas en la siguiente sección.

Diseño de la base de datos. En cuanto al diseño de la base de datos como tal, este contempla cuatro `measurements` independientes dentro del mismo bucket `emg_system`:

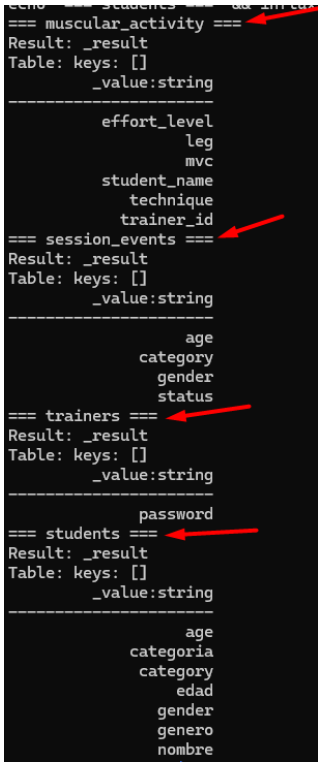
- `muscular_activity` – telemetría EMG, alimentado por el flujo de persistencia descrito

- `session_events` – registro de apertura de sesión
- `trainers` – credenciales de entrenador
- `students` – perfil del deportista.

El esquema real de campos correspondiente a cada uno se presenta en la **Figura 41**.

Figura 41

Esquema de campos por measurement (consulta CLI)



Nota. La figura muestra el resultado de la consulta al esquema real del bucket `emg_system`, obtenida mediante el cliente CLI de InfluxDB, confirmando los campos correspondientes a cada uno de los cuatro `measurements`. Fuente: Elaboración propia.

A nivel de infraestructura, el motor InfluxDB almacena sus datos en el directorio `/var/lib/influxdb/`, estructurado en una subcarpeta `engine/` para los datos de series temporales y archivos `influxd.bolt` e `influxd.sqlite` para los metadatos de organización, buckets y usuarios. Por su parte, el middleware Node-RED mantiene su

directorio de trabajo `userDir` en `~/.node-red/`, donde reside el archivo `flows.json` correspondiente a la totalidad de la lógica de integración documentada en el Anexo F.

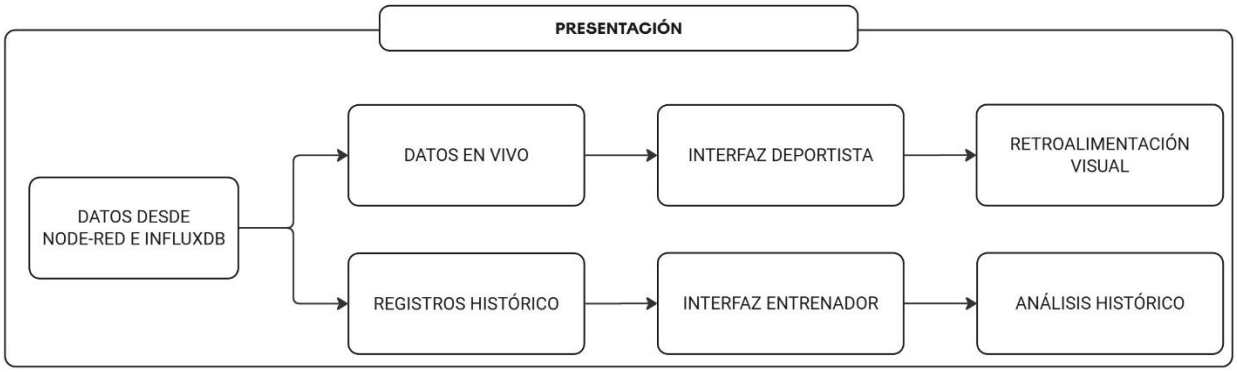
3.3.1.6 Presentación

El bloque de presentación corresponde a la etapa final del sistema, encargada de mostrar la información procesada y almacenada mediante interfaces diferenciadas para el deportista y el entrenador. En esta sección, los datos dejan de tratarse como registros internos del sistema y se transforman en elementos visuales que permiten interpretar el comportamiento de la activación muscular durante una sesión en tiempo real o a partir de información histórica previamente almacenada.

Para el deportista, la presentación se orienta al monitoreo inmediato de la sesión, incorporando elementos como calibración por pierna, inicio y cierre de sesión, gráfica de activación muscular, indicadores visuales y conclusión automática del desempeño. Para el entrenador, la presentación se enfoca en la consulta de registros históricos, permitiendo seleccionar deportistas, periodos de análisis y resultados almacenados por día o semana. De esta manera, el bloque de presentación actúa como la capa de interacción visual del sistema, sin realizar adquisición, comunicación ni almacenamiento de datos, sino mostrando la información ya integrada para facilitar su análisis técnico como se muestra en la **Figura 42**.

Figura 42

Diagrama de bloques del proceso de presentación.



Nota. La figura representa la organización interna del bloque de presentación, considerando la visualización en tiempo real para el deportista y la consulta histórica para el entrenador a partir de los datos gestionados por Node-RED e InfluxDB. Fuente: Elaboración propia.

El primer bloque corresponde a datos desde Node-RED e InfluxDB, etapa que conecta el bloque de presentación con la integración y el almacenamiento de la información. Node-RED entrega los datos disponibles para la visualización en tiempo real del deportista, mientras que InfluxDB proporciona los registros históricos recuperados para la consulta del entrenador. Este bloque permite diferenciar las dos fuentes de presentación del sistema: datos activos durante la sesión y datos almacenados para análisis posterior.

El segundo bloque corresponde a datos en vivo, asociado al flujo de presentación del deportista. En esta etapa se consideran los valores recibidos durante la sesión activa, como el porcentaje de activación muscular, la pierna evaluada, el nivel funcional identificado y el tiempo de muestra. La finalidad de este bloque es disponer de información actualizada para representar el estado muscular del deportista mientras ejecuta la técnica, evitando que la interfaz dependa de lecturas crudas del sensor. Por tanto, los datos en vivo funcionan como la base de la visualización inmediata del sistema.

El tercer bloque corresponde a la interfaz del deportista `deportista.html`, la cual consume los datos en vivo mediante un canal WebSocket gestionado por Node-RED y presenta la activación muscular mediante paneles de Grafana embebidos. En esta interfaz se presentan los datos del deportista, los controles de calibración independiente para pierna izquierda y pierna derecha, el inicio de sesión, la detención y guardado de datos, junto con la gráfica de activación muscular en tiempo real. Su función es mostrar de forma organizada la información generada durante el monitoreo, combinando la interfaz web propia con el motor de visualización de Grafana para la representación gráfica en vivo.

El cuarto bloque corresponde a la retroalimentación visual, generada dentro de la interfaz del deportista a partir de los datos recibidos y clasificados por el sistema. Esta salida puede incluir gráfica temporal mediante Grafana, indicadores por nivel, semáforo visual, cronómetro de sesión y cuadro de conclusión automática. Su propósito es convertir los datos técnicos en información comprensible para el deportista durante la ejecución, manteniendo claro que la conclusión emitida no reemplaza una valoración médica, fisioterapéutica o clínica.

El quinto bloque corresponde a datos históricos, asociado al flujo de presentación del entrenador. Estos datos provienen de InfluxDB y representan registros ya almacenados durante sesiones previas. A diferencia de los datos en vivo, esta información no se actualiza por adquisición inmediata, sino que se recupera mediante consultas históricas gestionadas por Node-RED. El bloque permite disponer de información organizada por deportista, sesión, día o semana, lo cual facilita el seguimiento longitudinal del rendimiento muscular.

El sexto bloque corresponde a la interfaz del entrenador `entrenador.html`, la cual consulta los registros históricos almacenados en InfluxDB a través de Node-RED y los representa gráficamente mediante la librería Chart.js. Desde esta interfaz se selecciona el deportista y el criterio de análisis, ya sea por día específico o por semana, permitiendo recuperar los datos almacenados y representarlos gráficamente para el seguimiento técnico del rendimiento. Esta interfaz no ejecuta adquisición de señales, sino que presenta información histórica previamente procesada y persistida.

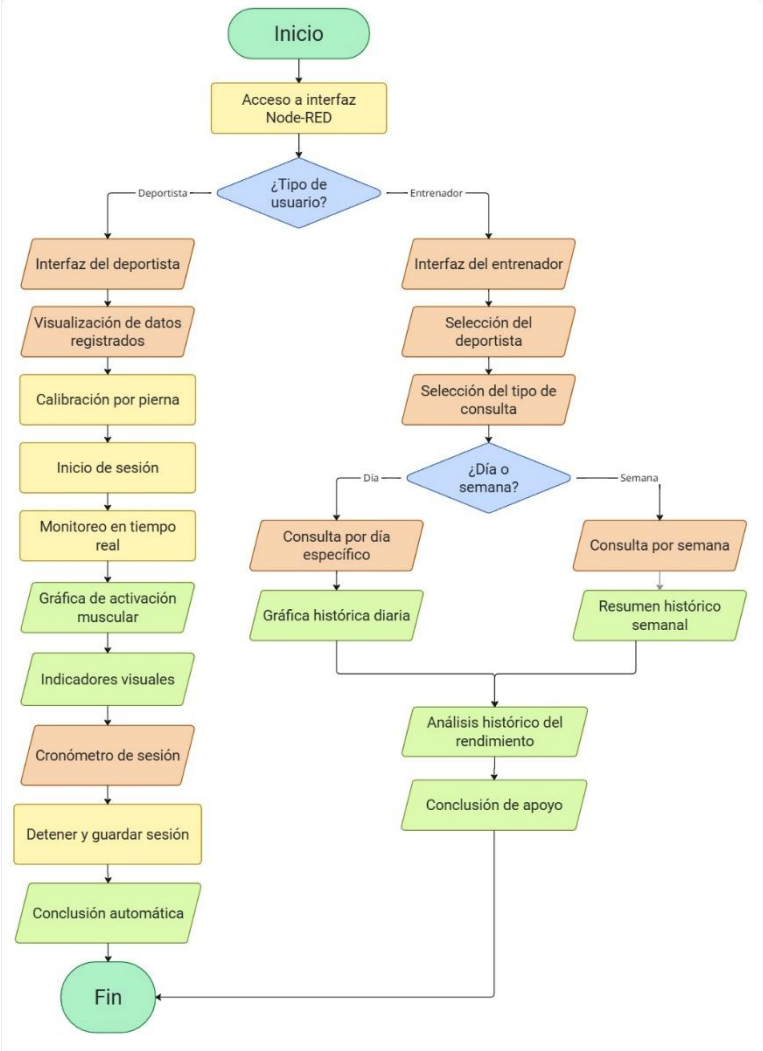
El séptimo bloque corresponde al análisis histórico, desarrollado en la interfaz del entrenador a partir de los registros consultados desde InfluxDB. En esta etapa, los datos se representan mediante gráficas temporales generadas con Chart.js, resúmenes o comparaciones que permiten revisar el comportamiento del porcentaje de activación muscular, la distribución de niveles funcionales y la evolución del deportista por sesión, día o

semana. Esta salida facilita el seguimiento deportivo del entrenador sin modificar los datos almacenados ni intervenir en el proceso de adquisición.

Para representar la secuencia operativa del bloque de presentación, en la **Figura 43** se presenta el diagrama de flujo correspondiente a la interacción visual del deportista y del entrenador. Este flujo permite diferenciar la visualización en tiempo real durante la sesión del deportista, basada en datos activos gestionados por Node-RED y representados mediante Grafana, de la consulta histórica del entrenador, basada en registros recuperados desde InfluxDB y representados mediante Chart.js, para su análisis por día o semana.

Figura 43

Diagrama de flujo del bloque de presentación



Nota. La figura representa la secuencia de interacción visual del sistema mediante las interfaces web propias del deportista y del entrenador, diferenciando la visualización en tiempo real mediante Grafana y la consulta histórica mediante Chart.js. Fuente: Elaboración propia.

El diagrama de flujo inicia con el acceso a la interfaz correspondiente, donde se identifica el tipo de usuario para dirigir la interacción hacia la ruta correspondiente. En la ruta del deportista, la interfaz muestra sus datos registrados, permite ejecutar la calibración independiente por pierna y habilita el inicio de la sesión. Durante el monitoreo, se presenta la activación muscular mediante una gráfica en tiempo real gestionada por Grafana, indicadores visuales y cronómetro, facilitando la lectura inmediata del comportamiento muscular durante la ejecución técnica. Al finalizar, la sesión se detiene y se guarda, luego se genera una conclusión automática basada en la información registrada, entendida como apoyo técnico y no como diagnóstico clínico.

En la ruta del entrenador, el sistema permite seleccionar el deportista y definir el tipo de consulta histórica. Cuando se elige una consulta diaria, se presenta una gráfica mediante Chart.js correspondiente al día seleccionado; cuando se selecciona una consulta semanal, se genera un resumen del periodo definido. Ambos caminos convergen en el análisis histórico del rendimiento, donde los datos previamente almacenados se organizan para revisar el comportamiento muscular, comparar sesiones y observar tendencias de activación. Esta ruta no interviene en la adquisición ni en el procesamiento primario de la señal, ya que trabaja únicamente con registros recuperados desde el sistema.

La presentación constituye la capa de interacción visual del prototipo, al convertir los datos procesados y almacenados en información comprensible para cada usuario. La separación entre deportista y entrenador permite diferenciar la retroalimentación inmediata durante la sesión y el análisis posterior del rendimiento, manteniendo a Node-RED como

middleware de integración entre el almacenamiento y las interfaces de visualización, las cuales se implementan mediante páginas web propias, Grafana para la telemetría en vivo del deportista y Chart.js para el análisis histórico del entrenador.

En cuanto a la implementación técnica de esta capa de presentación, la comunicación entre el middleware y la interfaz del deportista se resuelve mediante un único canal WebSocket `/telemetria`, a través del cual se transmiten dos tipos de mensaje distintos: telemetría en vivo (activación muscular clasificada) y resultados de calibración, diferenciados mediante el campo `tipoMensaje` en el `frontend`. El fragmento de código correspondiente al procesamiento de mensajes de calibración se presenta en la **Figura 44**.

Figura 44

Fragmento de código – Procesamiento de mensajes de calibración (Node-RED)

```
const topic = msg.topic || ""; // ej. "taekwondo/calibracion/derecha"
const partes = topic.split("/");
const pierna = partes[2]; // "derecha" o "izquierda"

let datos;
try {
    datos = (typeof msg.payload === 'object') ? msg.payload : JSON.parse(msg.payload);
} catch (e) {
    return null; // payload mal formado, ignoramos
}

if (!pierna || !datos || !datos.tipo || datos.valor === undefined) {
    return null;
}

// Guardamos en memoria global, por si algo más adelante necesita consultarlo
const clave = "calibracion_" + datos.tipo + "_" + pierna; // ej. calibracion_basal_derecha
global.set(clave, Number(datos.valor));

// Armamos el mensaje que el frontend va a reconocer como "calibración"
// (distinto de un mensaje de telemetría normal, que trae mvc/leg/status)
msg.payload = {
    tipoMensaje: "calibracion",
    leg: pierna,
    campo: datos.tipo,   // "basal" o "maximo"
    valor: Number(datos.valor)
};

return msg;
```

Nota. El fragmento corresponde al nodo `function Procesar Calibracion`, conectado entre el `mqtt in` que escucha `taekwondo/calibracion/#` y el `nodo ws out` compartido con la telemetría en vivo. El valor de calibración se conserva adicionalmente en memoria global, indexado por pierna y tipo (basal o máximo), para eventual consulta

posterior. El flujo completo se encuentra documentado en el Anexo F. Fuente: Elaboración propia.

Respecto a la verificación del estado de conexión, la interfaz del deportista incorpora una función de diagnóstico de tres capas, que evalúa de forma secuencial la disponibilidad del middleware, la apertura efectiva del canal WebSocket y la recepción reciente de datos del sensor, evitando así que la interfaz reporte una conexión exitosa cuando el sensor físico se encuentra apagado o sin señal.

Finalmente, en cuanto a los formatos de reporte disponibles para el entrenador, la interfaz `entrenador.html` incorpora dos mecanismos de exportación sobre los datos históricos ya consultados: exportación a formato PDF, mediante la combinación de las librerías `html2canvas` y `jsPDF`, y exportación a formato Excel/CSV, mediante la librería `SheetJS`. Ambos formatos están disponibles tanto para la vista de consulta diaria como semanal, y las librerías correspondientes se sirven de forma local desde el propio servidor de la Raspberry Pi, sin depender de una red de distribución de contenido (CDN), condición necesaria para el funcionamiento del sistema en sedes de competencia sin conectividad a internet.

3.3.2 Consolidación de la arquitectura hardware-software

La consolidación de la arquitectura hardware-software permite relacionar las etapas funcionales definidas previamente con los componentes físicos y lógicos seleccionados para la implementación del sistema. En esta sección, la arquitectura deja de presentarse únicamente como una organización por bloques y se describe desde una perspectiva de integración, considerando la correspondencia entre validación de plataforma, adquisición de datos, tratamiento de la información, comunicación, almacenamiento y presentación. Esta correspondencia no es meramente descriptiva: cada uno de estos seis bloques fue previamente derivado de un requerimiento de arquitectura específico como se muestra en la **Tabla *13***, el

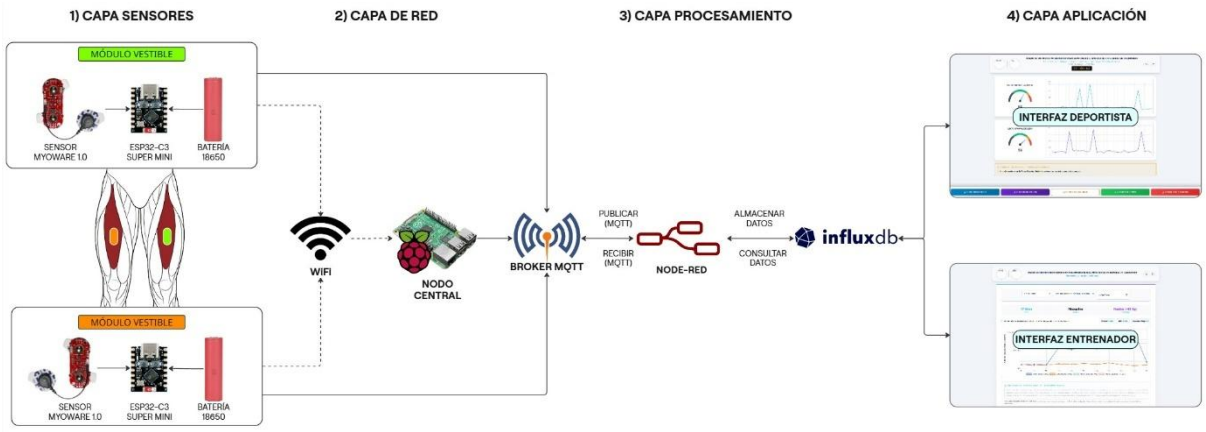
cual a su vez se sustenta en un requerimiento del sistema y de stakeholders, conforme a la trazabilidad transitiva ya documentada. La consolidación aquí presentada constituye, por tanto, el cierre de ese ciclo: la verificación de que cada decisión de diseño, originada en una necesidad real del entrenador y del deportista, se materializó en un componente físico o lógico concreto y operativo.

El sistema se estructura a partir de módulos de adquisición ubicados en el tren inferior del deportista, encargados de captar la actividad electromiográfica y entregar la señal al microcontrolador correspondiente. A partir de esta etapa, la información es tratada localmente, transmitida mediante una red inalámbrica y recibida por el nodo central, donde se gestionan los procesos de recepción, organización, almacenamiento y visualización. Esta distribución permite diferenciar funciones realizadas en el borde del sistema de aquellas ejecutadas en la capa central de software.

En la **Figura 45** se presenta la arquitectura consolidada hardware-software del sistema de monitoreo electromiográfico. La representación permite identificar los componentes seleccionados para cada etapa, así como el recorrido general de la información desde la captación de la señal muscular hasta su presentación en las interfaces destinadas al deportista y al entrenador. De esta manera, se evidencia la integración final del prototipo bajo una estructura modular y distribuida.

Figura 45

Arquitectura consolidada hardware-software del sistema de monitoreo electromiográfico

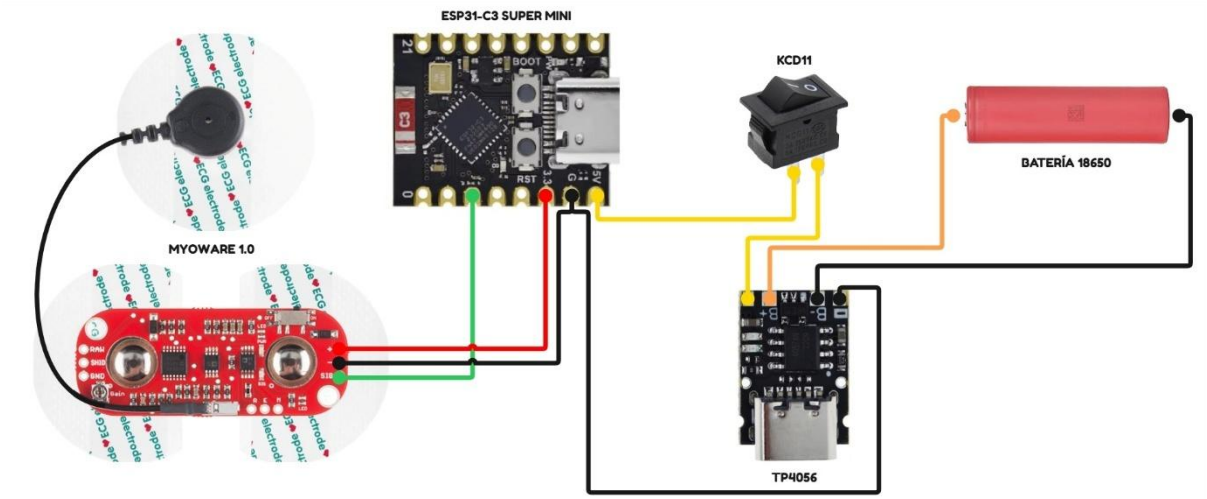


Nota. La figura representa la integración de las etapas funcionales del sistema con los componentes hardware y software seleccionados, evidenciando el recorrido de la información desde la captación de la señal electromiográfica en el tren inferior hasta su gestión, almacenamiento y presentación mediante las interfaces desarrolladas. Fuente: Elaboración propia.

A un nivel de mayor detalle físico, en la **Figura 46** se presenta el circuito consolidado correspondiente a un módulo de adquisición completo, integrando en un solo esquema la interfaz de señal descrita en la sección de adquisición de datos junto con el circuito de alimentación descrito en la sección de tratamiento de la información. Este circuito es idéntico para ambas extremidades inferiores, diferenciándose únicamente por la constante de identificación de pierna definida en el firmware, según se documentó en la sección de tratamiento de la información.

Figura 46

Circuitería consolidada de un módulo de adquisición completo



Nota. La figura representa el circuito consolidado de un módulo de adquisición completo, integrando la interfaz de señal y el circuito de alimentación previamente descritos por separado. Este circuito es idéntico para ambas extremidades. Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, con el propósito de evidenciar la integración física real del sistema y no únicamente su representación esquemática, en la **Figura 47** se presenta el prototipo consolidado, correspondiente a ambos módulos de adquisición ensamblados sobre la prenda vestible y en condición de funcionamiento.

Figura 47

Prototipo consolidado en funcionamiento



Nota. La figura muestra el prototipo consolidado en funcionamiento durante una sesión real de entrenamiento, con el módulo de adquisición visiblemente integrado sobre la extremidad del deportista mientras ejecuta una técnica de pateo, evidenciando la operación conjunta de ambos módulos bajo condiciones reales de uso. Fuente: Elaboración propia.

De esta manera, la arquitectura consolidada hardware-software materializa la integración completa del sistema de monitoreo electromiográfico, articulando de forma coherente los seis bloques funcionales que lo componen, desde la captación de la señal muscular sobre el deportista hasta su presentación final en las interfaces destinadas al entrenador y al propio deportista. El resultado es un prototipo vestible funcionalmente distribuido, en el que cada componente físico y lógico responde a un requerimiento previamente definido, evidenciando que el diseño planteado no permanece como una propuesta conceptual, sino que se traduce en una implementación real, operativa y verificable.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS

En el presente capitulo se presentan las pruebas realizadas para comprobar el funcionamiento del sistema de monitoreo electromiográficos desarrollado para el seguimiento de deportistas de taekwondo durante sesiones de entrenamiento precompetitivas. Se exponen los casos de prueba aplicados a nivel eléctrico, de hardware, de software y de aplicación en condiciones reales de uso, seguidos de la evaluación de aceptación del sistema por parte del entrenador y del deportista, y de la validación del cumplimiento de los requerimientos establecidos para el proyecto.

4.1 Casos de prueba

Los casos de prueba presentados a continuación permiten verificar, de manera puntual el funcionamiento de cada componente del sistema de monitoreo electromiográfico, desde el suministro eléctrico hasta la interacción con el usuario final. Cada caso de prueba estructura a partir de una descripción del elemento evaluado, los prerrequisitos necesarios para su ejecución, los pasos aplicados y el contraste entre el resultado esperado y el resultado obtenido, con el fin de documentar evidencia objetiva del comportamiento del prototipo.

4.1.1 Test eléctrico

Se presenta la validación del sistema de alimentación eléctrica del prototipo, verificando su estabilidad durante la transmisión inalámbrica.

Tabla 32

Caso de prueba - Test eléctrico

Sistema/Subsistema **Prueba:** Eléctrico	**¿Prueba de despliegue?** Sí
Descripción	Prueba de alimentación eléctrica de los módulos portátiles (ESP32-C3, sensor Myoware, batería 18650UR18650F y módulo de carga y módulo de protección TP4056) y del nodo central (Raspberry Pi), verificando la estabilidad de voltaje durante la transmisión inalámbrica activa de datos.
Prerrequisitos	1. Módulos ensamblados según el diseño descrito en el Capítulo III. 2. Baterías 18650 cargadas mediante el módulo TP4056. 3. Conexiones eléctricas verificadas.
Pasos	▪ Medición de voltaje de salida del módulo TP4056 con el sistema en reposo (interruptor apagado). ▪ Encendido de módulos y establecimiento de conexiones WiFi y MQTT. ▪ Mediciones de voltaje de salida durante la transmisión activa de datos. ▪ Verificación de ausencias de reinicios y perdida de calibración durante la operación sostenida.
Resultados esperados	Módulos encendidos de forma estable, sin reinicios ni caídas significativas de voltaje durante la transmisión de datos.

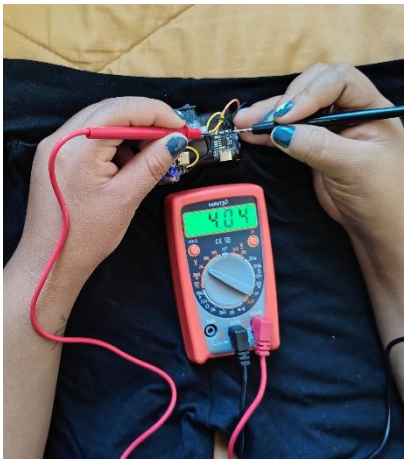
Nota. Caso de prueba aplicado al sistema eléctrico del prototipo. Fuente: Elaboración Propia.

Resultado obtenido. Durante la ejecución de la prueba, se midió el voltaje de salida del módulo de carga y protección TP4056 en dos condiciones: con el sistema en reposo con el interruptor apagado, y con el sistema encendido, en conexiones WiFi activa y transmisión de datos establida hacia el broker MQTT.

En la primera condición, con el interruptor apagado, se registró un voltaje de salida de 4.04V como se muestra en la **Figura 48**. En la segunda condición, con el módulo ESP32-C3 encendido, conectado a la red WiFi y transmitiendo datos activamente hacia el broker MQTT, el voltaje de salida se mantuvo en 3.95V como se muestra en la **Figura 49**, evidenciando una caída de apena 0.09V entre ambas condiciones.

Figura 48

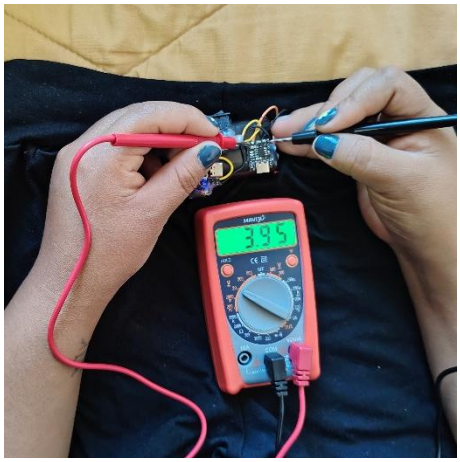
Voltaje de salida del módulo TP4056 en reposo



Nota. La medición se realizó con el sistema apagado, previo al establecimiento de la conexión WiFi y MQTT, registrando un valor de 4.04V. Fuente: Elaboración Propia.

Figura 49

Voltaje de salida del módulo TP4056 en transmisión activa



Nota. La medición se realizó con el sistema encendido, en conexiones WiFi activa y transmisión de datos hacia el broker MQTT, registrando un valor de 3.95V. Fuente: Elaboración Propia.

Este resultado confirma que el sistema de alimentación confirmada por la batería 18650 y el módulo TP4056 sostiene, sin colapso de voltaje, la demanda de corriente del microcontrolador durante la transmisión inalámbrica dé datos, sin presentar reinicios ni pérdidas de las variables de calibración almacenadas en memoria RAM.

4.1.2 Test de hardware

Se valida la integración física del prototipo sobre el deportista, verificando la ubicación de los sensores, la estabilidad del cableado y del soporte vestible durante la ejecución técnica.

Tabla 33

Caso de prueba – Test de Hardware

Sistema/Subsistema **Prueba:** Hardware	**¿Prueba de despliegue?** Sí
Descripción	Prueba de integración física del prototipo, evaluando el soporte vestible confeccionado en licra tipo Power, la ubicación de los sensores electromiográficos MyoWare sobre el músculo recto femoral de ambas extremidades inferiores, el trayecto del cableado por los laterales externos de la prenda y la disposición posterior de los módulos ESP32-C3 y de la batería.
Prerrequisitos	1. Licra confeccionada conforme al patronaje definido en el Capítulo III. 2. Sensores MyoWare instalados sobre el músculo recto femoral, en ambas extremidades. 3. Módulos ESP32-C3 y baterías sujetos en la zona posterior de la cintura.
Pasos	▪ Colocación del prototipo sobre el deportista. ▪ Verificación de la ubicación bilateral de los sensores sobre el recto femoral. ▪ Revisión de la estabilidad del cableado durante la ejecución de movimientos dinámicos. ▪ Verificación de la sujeción de los módulos posteriores durante la ejecución de la técnica.

Resultados esperados	Sensores ubicados correctamente sobre el recto femoral y módulos estables durante la ejecución de la técnica, sin restricciones de la movilidad del deportista.

Nota. La tabla presenta el caso de prueba aplicado para validar la integración física del prototipo durante una sesión real de captación. Fuente: Elaboración Propia.

Resultado obtenido. Durante una sesión real de captación, se verificó la disposición bilateral de los sensores electromiográficos sobre el músculo recto femoral de ambas extremidades inferiores como se muestra en la **Figura 50.** Asimismo, se comprobó que, durante la ejecución de la técnica de patada, el sensor y el cableado se mantuvieron en su posición original, sin desplazamiento ni interferencia con el movimiento de la extremidad como se muestra en la **Figura 51**. El deportista no reportó molestia alguna asociada al soporte vestible, los sensores o el cableado durante la ejecución técnica.

Figura 50

Disposición bilateral de los sensores electromiográficos



Nota. Fotografía tomada durante una sesión real de captación, evidenciando la disposición bilateral de los sensores sobre el recto femoral. Fuente: Elaboración Propia.

Figura 51

Estabilidad del sensor durante la ejecución de la técnica

(a)  (b)  (c) 

Nota. Fotografía tomada durante la ejecución de la técnica (a) Ap Chagui, (b) Dollyo Chagui, (c) Yop Chagui; evidenciando la estabilidad del sensor y del cableado sin restricción del movimiento. Fuente: Elaboración Propia.

4.1.3 Test de software

Se valida el funcionamiento del software del sistema, verificando el registro y acceso de usuarios, la normalización de la señal electromiográfica, la comunicación inalámbrica, la clasificación por umbrales, el almacenamiento de datos y las interfaces de presentación tanto para el entrenador como para el deportista.

Tabla 34

Caso de prueba – Test de Software

Sistema/Subsistema **Prueba:** Software	**¿Prueba de despliegue?** Sí
Descripción	Prueba del funcionamiento del software del sistema, evaluando el registro y autenticación de usuarios, la normalización de la señal electromiográfica, la comunicación MQTT, la clasificación por umbrales, el almacenamiento de datos y las interfaces de presentación.

Prerrequisitos	1. Plataforma web, broker MQTT, Node-RED e InfluxDB en funcionamiento. 2. Módulos ESP32-C3 calibrados y conectados a la red WiFi local.
Pasos	▪ Verificación del registro y autenticación de usuarios. ▪ Verificación de la normalización de la señal en el ESP32-C3. ▪ Verificación de la comunicación MQTT entre módulos y Node-RED. ▪ Verificación de la clasificación funcional por umbrales. ▪ Verificación del almacenamiento en InfluxDB. ▪ Verificación de las interfaces de presentación del deportista y del entrenador.
Resultados esperados	Funcionamiento correcto e integrado de los módulos de software que conforman el sistema, sin errores durante el procesamiento y presentación de los datos.

Nota. La tabla presenta el caso de prueba aplicado para validar el funcionamiento del software del sistema. Fuente: Elaboración Propia.

Resultados obtenidos. A continuación, se detallan cada uno de los resultados obtenidos para el caso de prueba en software.

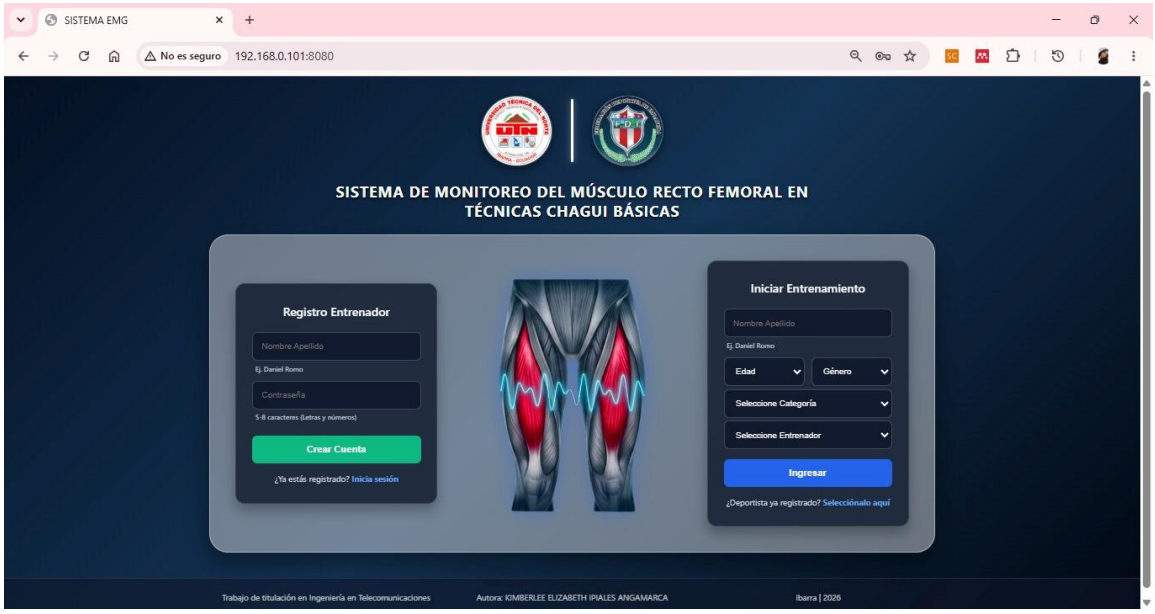
4.1.3.1 Pruebas de validación de plataforma

Verifica el registro y la autenticación de entrenador y deportistas en la plataforma, asi como la correcta vinculación entre ambos roles para el inicio de una sesión de entrenamiento.

Se comprobó el funcionamiento del módulo de registro y acceso del sistema, correspondiente a la interfaz inicial de la plataforma tal como se muestra a continuación:

Figura 52

Interfaz inicial del sistema de monitoreo electromiográfico

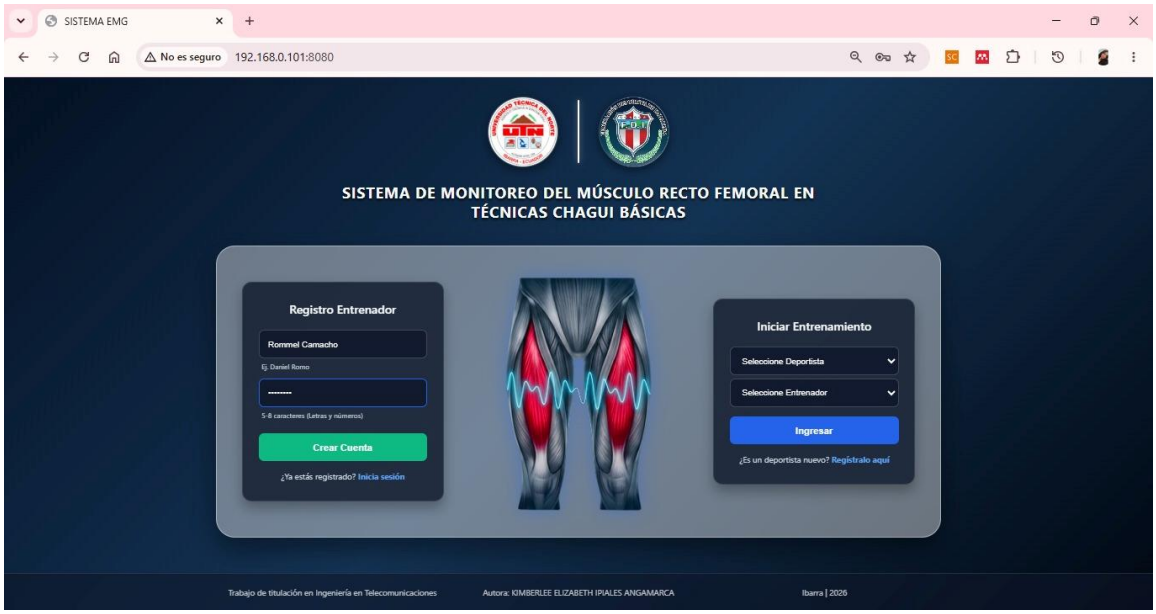


Nota. Interfaz de acceso al sistema, correspondiente al portal desarrollado en index.html. Fuente: Elaboración Propia.

En primera instancia se tiene en la **Figura 53**, se registró un nuevo entrenador mediante el formulario registro Entrenador", ingresando el nombre completo y la contraseña correspondiente.

Figura 53

Registro de un nuevo entrenador en la plataforma

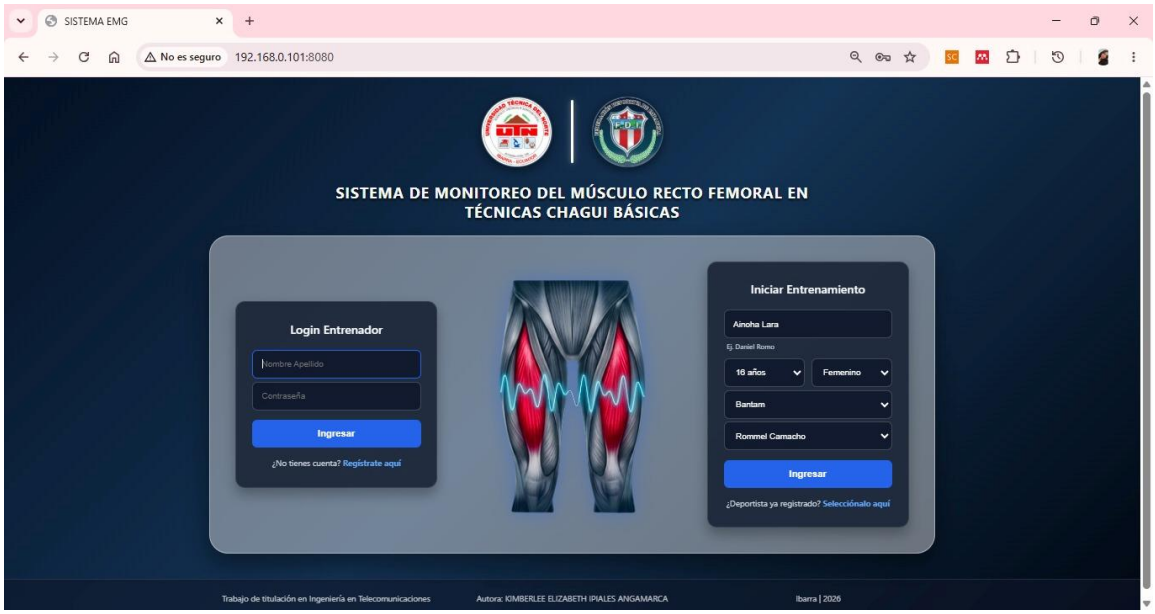


Nota. Registro del entrenador Rommel Camacho mediante el formulario de creación de cuenta. Fuente: Elaboración Propia.

A continuación, en la **Figura 54** se registró un nuevo deportista a través del panel “Iniciar Entrenamiento”, incorporando los datos de edad, género y categoría, y vinculándolo al entrenador previamente registrado mediante el selector “Seleccione Entrenador”

Figura 54

Registro de un nuevo deportista vinculado a su entrenador

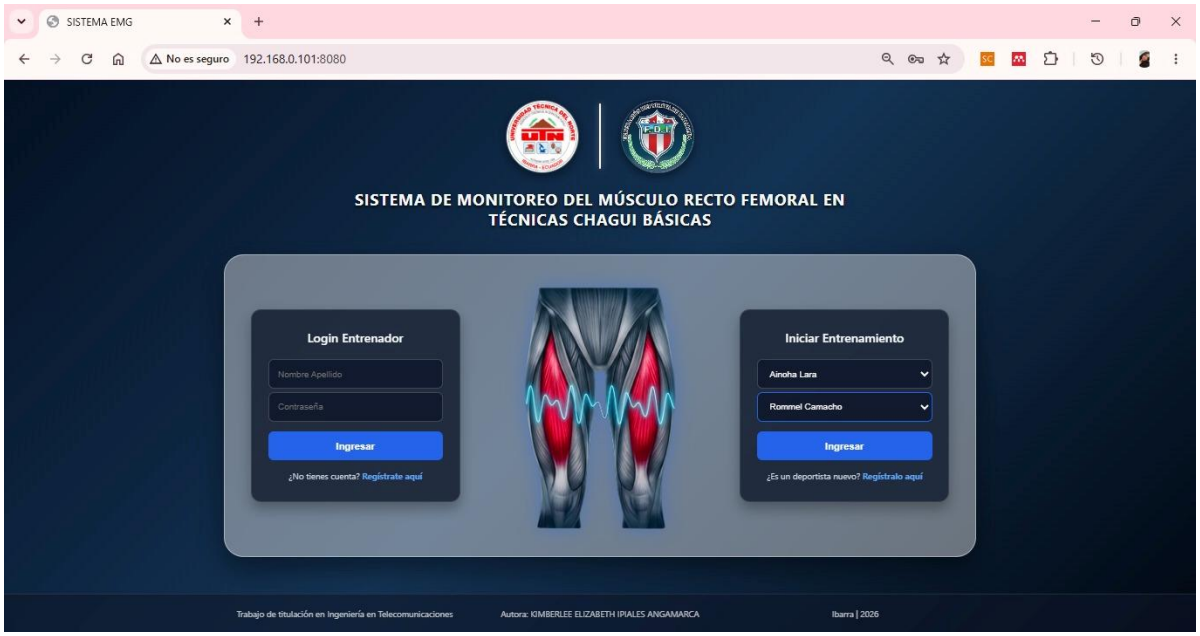


Nota. Registro de la deportista Ainoha Lara, con vinculación al entrenador previamente registrado. Fuente: Elaboración Propia.

Posteriormente, en la **Figura 55** se verificó la funcionalidad de selección de usuarios ya registrados, comprobando que tanto el deportista como el entrenador pudieran ser seleccionados de la lista desplegable correspondiente para iniciar una nueva sesión de entrenamiento.

Figura 55

Selección de deportista y entrenador registrados

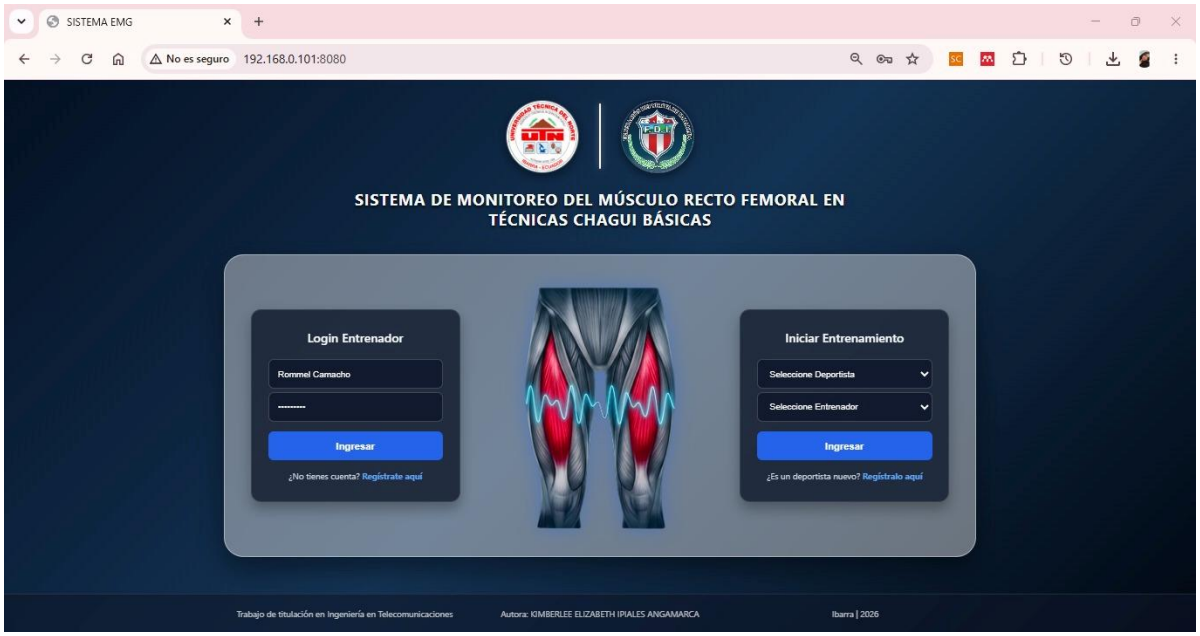


Nota. Selección conjunta de deportista y entrenador como paso previo al inicio de sesión. Fuente: Elaboración Propia.

Finalmente, en la **Figura 56**, se validó el proceso de autenticación del entrenador mediante el formulario “Login entrenador”, ingresando las credenciales previamente registradas.

Figura 56

Autenticación del entrenador en la plataforma



Nota. Proceso de autenticación del entrenador mediante las credenciales previamente registradas. Fuente: Elaboración Propia.

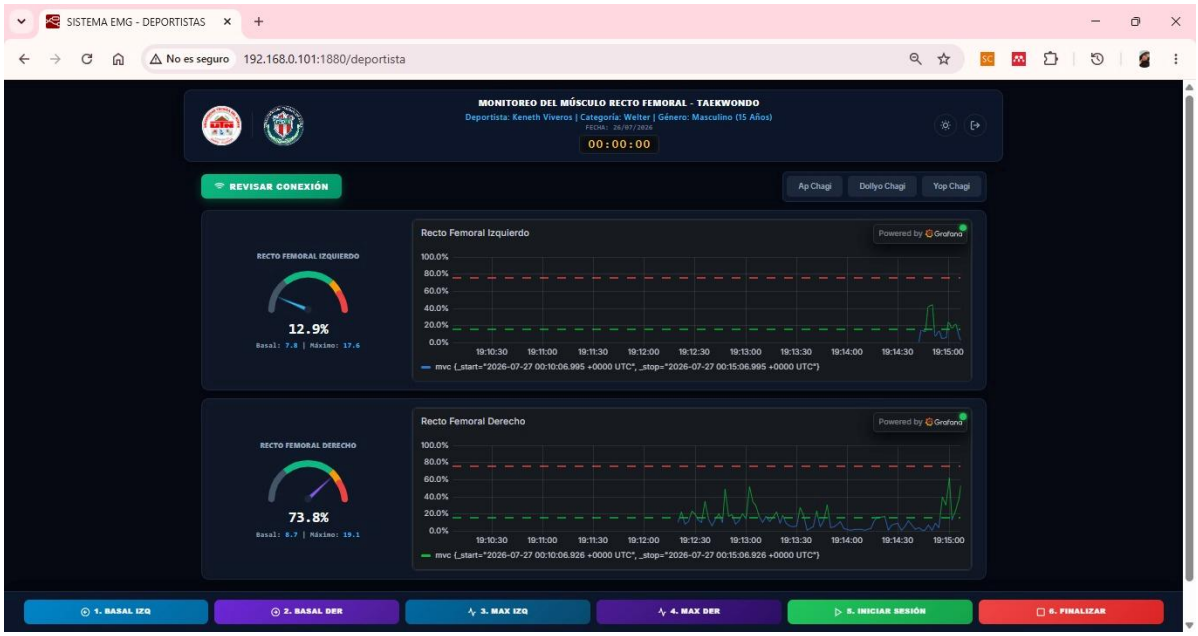
Los resultados obtenidos confirman que el sistema permite tanto el registro de nuevos usuarios como la autenticación de usuarios existentes, establecidos correctamente la vinculación entre deportistas y entrenador previa al inicio de la sesión de monitoreo, sin presentar errores durante el proceso de validación.

4.1.3.2 Pruebas de normalización en ESP32–C3

Se valida la correcta normalización de la señal electromiografía para amabas extremidades inferiores como se muestra en la **Figura 57**, mediante los valores de calibración registrados en el dashboard del deportista. Para el primero caso evaluado, se obtuvieron valores de Basal de 7.8 y Máximo de 17.6 en el recto femoral izquierdo, y de Basal 8.7 y Máximo 19.1 en el recto femoral derecho, confirmando que cada extremidad mantiene una calibración independiente conforme al diseño bilateral del sistema.

Figura 57

Normalización de la señal electromiográfica en %MVC durante sesión activa - Deportista 1



Nota. Interfaz de monitoreo en vivo, los valores de Basal y Máximo por extremidad, junto con el porcentaje de activación muscular (%MVC) normalizado en tiempo real. Fuente: Elaboración Propia.

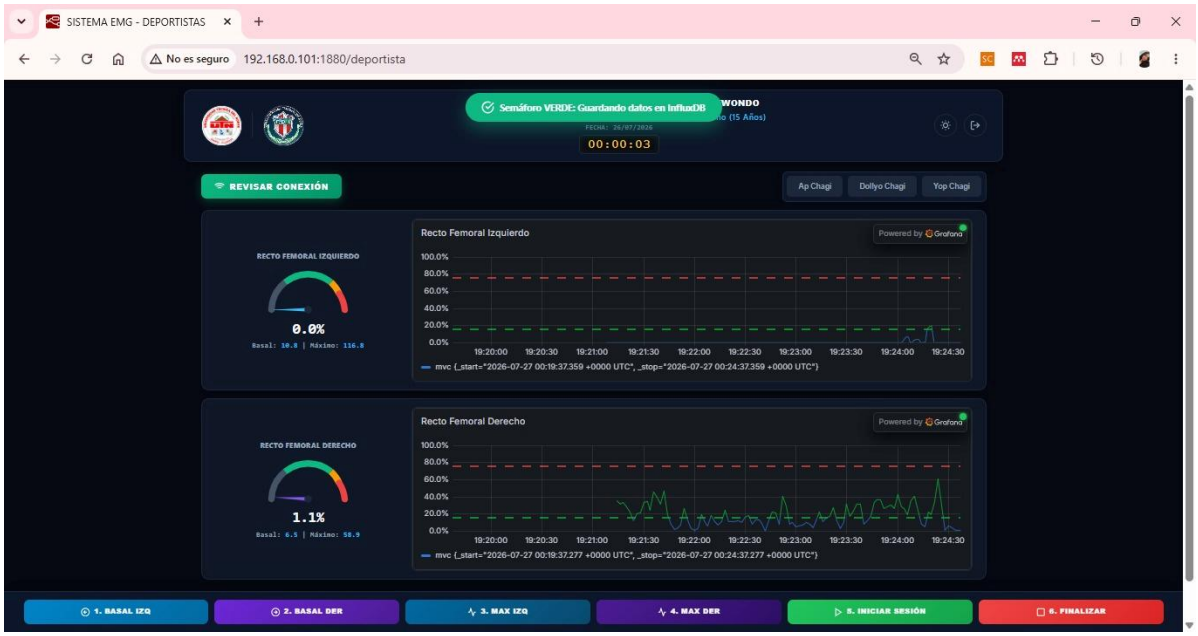
A partir de estos valores de referencia, el sistema normalizó la señal cruda en tiempo real, mostrando un 12.9% de activación en el recto femoral izquierdo y un 73.8% en el recto femoral derecho durante el instante capturado, valores coherentes con los rangos de calibración establecidos para cada extremidad. Asimismo, se observó que las gráficas de tendencia incorporan líneas de referencia correspondieres a los umbrales de clasificación funcional U1 (15%) y U2 (75%) definidos en el Capítulo III, permitiendo contrastar visualmente la señal normalizada contra dichos niveles.

Con el propósito de verificar la consistencia del proceso de calibración entre distintos usuarios, se registró un segundo caso, en el cual se obtuvieron valores de Basal de 10.8 y Máximo de 116.8 en el recto femoral izquierdo, y de Basal 6.5 y Máximo 58.9 en el recto femoral derecho como se muestra en la **Figura 58**. Estos valores, notablemente distintos a los

del primer caso evaluado, confirman de forma empírica que los valores absolutos de calibración dependen de las condiciones particulares de cada deportista, como la ganancia del sensor y el contacto del electrodo con la piel; lo cual no constituyen una referencia comparable entre sesiones o usuarios, siendo el porcentaje de activación muscular normalizado (%MVC) el valor efectivamente comparable entre deportistas.

Figura 58

Normalización de la señal electromiográfica en %MVC durante sesión activa - Deportista 2



Nota. Interfaz de monitoreo en vivo de un segundo deportista, evidenciando valores de calibración distintos a los del primer caso evaluado. Fuente: Elaboración Propia.

Los resultados obtenidos confirman que el módulo ESP32-C3 realiza correctamente la normalización de la señal electromiográfica de forma independiente para cada extremidad y para cada deportista, sin presentar inconsistencias entre los valores de calibración individuales y el porcentaje de activación muscular mostrado en pantalla.

4.1.3.3 Pruebas de comunicación MQTT

Esta subprueba verifica la comunicación entre los nodos sensores ESP32-C3 y el middleware Nore-RED a través del protocolo MQTT, gestionado por el broker Mosquitto

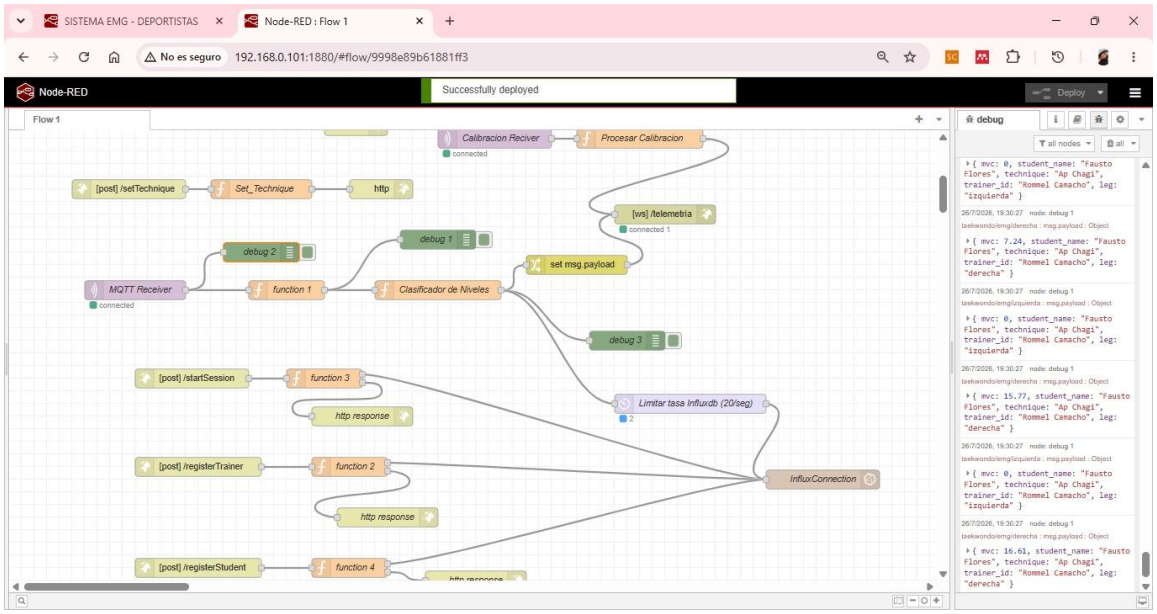
alojado en la Raspberry Pi 4(192.168.0.101, puerto 1883). Se comprueba que los mensajes publicados en los tópicos `taekwondo/emg/izquierda` y `taekwondo/emg/derecha` sean recibidos íntegros y en tiempo real por el nodo `MQTT Receiver`, sin pérdida ni alteración de la estructura del payload.

La verificación se ejecutó bajo condiciones reales de operación: ambos módulos ESP32-C3, conectados a los sensores MyoWare 1.0 de cada pierna, publicaron continuamente sus lecturas durante una sesión de entrenamiento, mientras el nodo `MQTT Receiver` permaneció suscrito a ambos tópicos. Un nodo de depuración conectado a su salida permitió observar cada mensaje recibido en tiempo real, confirmando el funcionamiento del canal de extremo a extremo.

La **Figura 59** muestra el flujo de Node-RED en estado desplegado (`Successfully deployed`), con el nodo `MQTT Receiver` en estado `connected`. El panel de depuración registra mensajes del deportista Fausto Flores, técnica Ap Chagui, entrenador Rommel Camacho, en ambas piernas. Los valores de %MVC (0, 7.24, 15.77, 16.61) muestran una variación progresiva propia de una lectura dinámica del sensor, no de un valor simulado o estático.

Figura 59

Flujo de Node-RED con nodo MQTT Receiver activo y panel de depuración

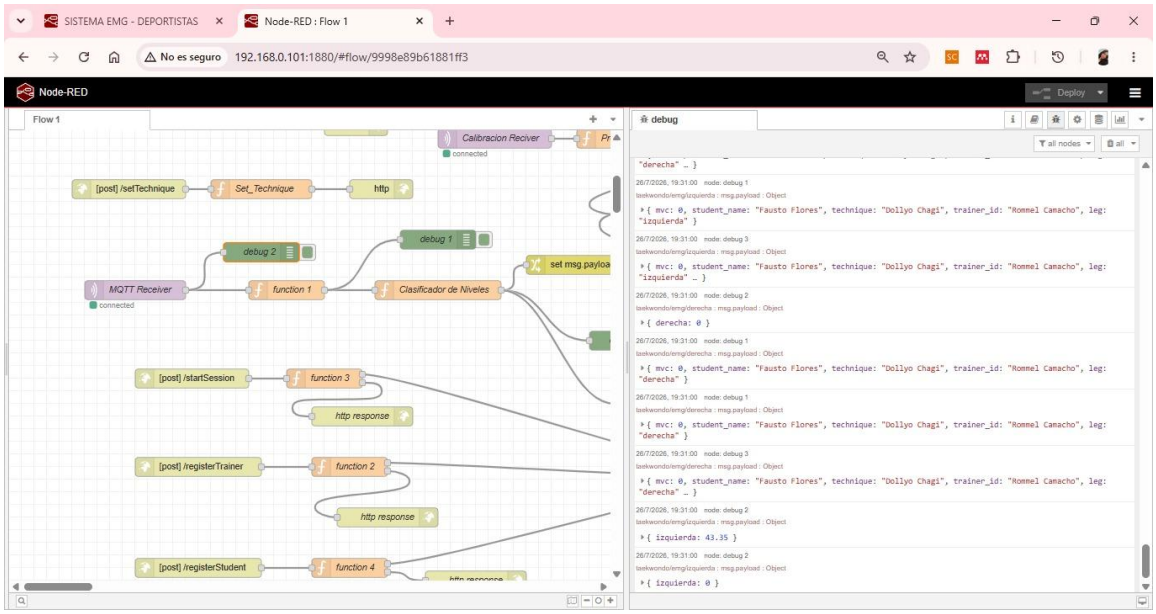


Nota. El nodo `MQTT Receiver` se muestra en estado `connected`, confirmando la suscripción activa al broker Mosquitto. El panel de depuración registra los mensajes recibidos en los tópicos `taekwondo/emg/izquierda` y `taekwondo/emg/derecha`, con la estructura de payload esperada (mvc, student_name, technique, trainer_id, leg).

La amplía el panel de depuración durante la transición hacia la técnica Dollyo Chagui, manteniendo la misma estructura de payload en ambos tópicos. Se registran también mensajes con *%MVC = 0* en los instantes de reposo entre repeticiones, consistentes con el comportamiento fisiológico esperando del músculo recto femoral entre impactos de patada.

Figura 60

Detalle ampliado del panel de depuración durante la técnica Dollyo Chagui



Nota. Vista ampliada de la consola de depuración de Node-RED, correspondiente a la misma sesión de la **Figura 59**, con la técnica Dollyo Chagui en ejecución.

El funcionamiento correcto de esta comunicación resulta de dos correcciones previas: el ajuste del patrón de suscripción de tópico a `taekwondo/emg/+` (antes desalineado con el patrón de publicación de los ESP32-C3), y la corrección de la lectura del WebSocket de telemetría, que originalmente extraía el mensaje completo en lugar del payload y referencia un campo `value` inexistente en vez de `mvc`.

Como verificación complementaria y no excluyente, el canal puede aislarse del hardware mediante publicación manual con `mosquitto_pub` (por ejemplo, `mosquitto_pub -h 192.168.0.101 -p 1883 -u kim -t "taekwondo/emg/derecha" -m '{"mvc":50}'`), útil para diferencia fallas de broker frente a fallas de firmware. Dado que la comunicación ya fue validada con datos reales del sistema en operación, esta prueba adicional no es indispensable para sustentar el cumplimiento de la subprueba.

Por tanto, la comunicación MQTT queda verificada a través de la activación muscular de ambas piernas las cuales reciben de forma íntegra, continua y en tiempo real los datos durante una sesión de entrenamiento real, respaldando el cumplimiento de los requerimientos ARCR asociados a la arquitectura de comunicación distribuida.

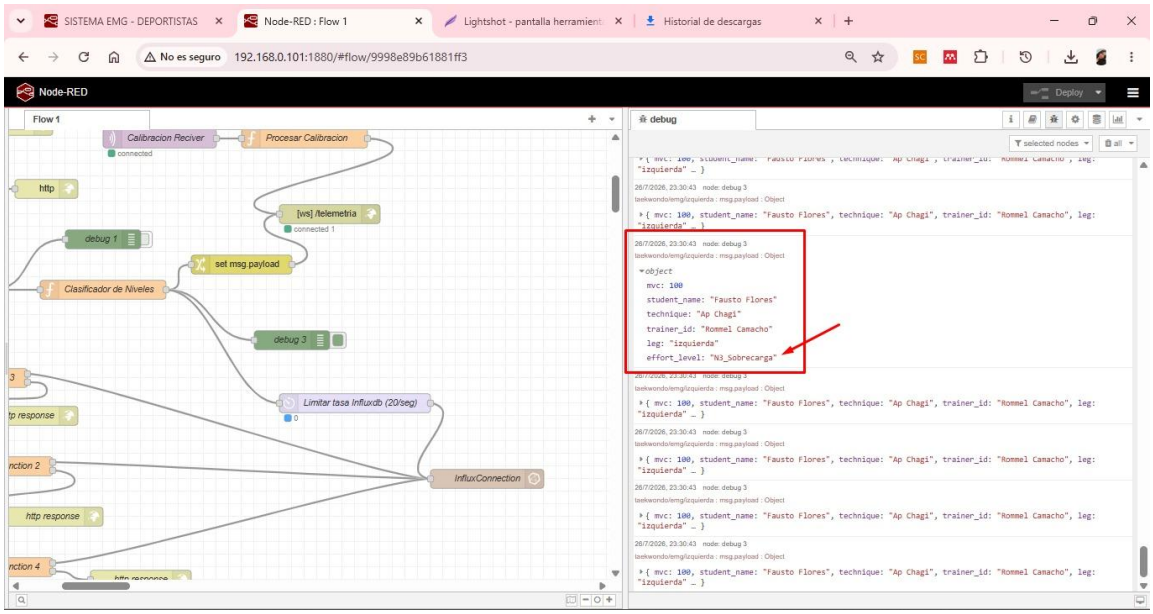
4.1.3.4 Pruebas de clasificación por umbrales en Node-RED

Esta subprueba tiene como propósito verificar el funcionamiento del nodo *Clasificador de Niveles*, encargado de asignar un nivel funcional de esfuerzo (`effort_level`) a cada muestra de %MVC recibida, conforme a los umbrales establecidos U=15% (umbral de acción/reposo) y U2=75% (umbral de sobrecarga), según la clasificación funcional presentada en la **Tabla 31**. La evaluación se realiza sobre cada muestra discreta, de forma independiente, a una frecuencia de 100 Hz (una lectura cada 10 ms), previo a cualquier proceso de suavizado.

Para constatar el comportamiento del clasificador ante un valor de alta intensidad, se expandió el objeto completo del mensaje recibido en el nodo de depuración conectado a su salida como se muestra en la **Figura 61**, correspondiente al deportista Fausto Flores, técnica Ap Chagui, pierna izquierda. Se observa que un valor de `mvc: 100` fue clasificado correctamente como `effort_level: "N3_Sobrecarga"`, al superar el umbral U2 establecido.

Figura 61

Clasificación N3_Sobrecarga ante valor máximo de %MVC (pierna izquierda)

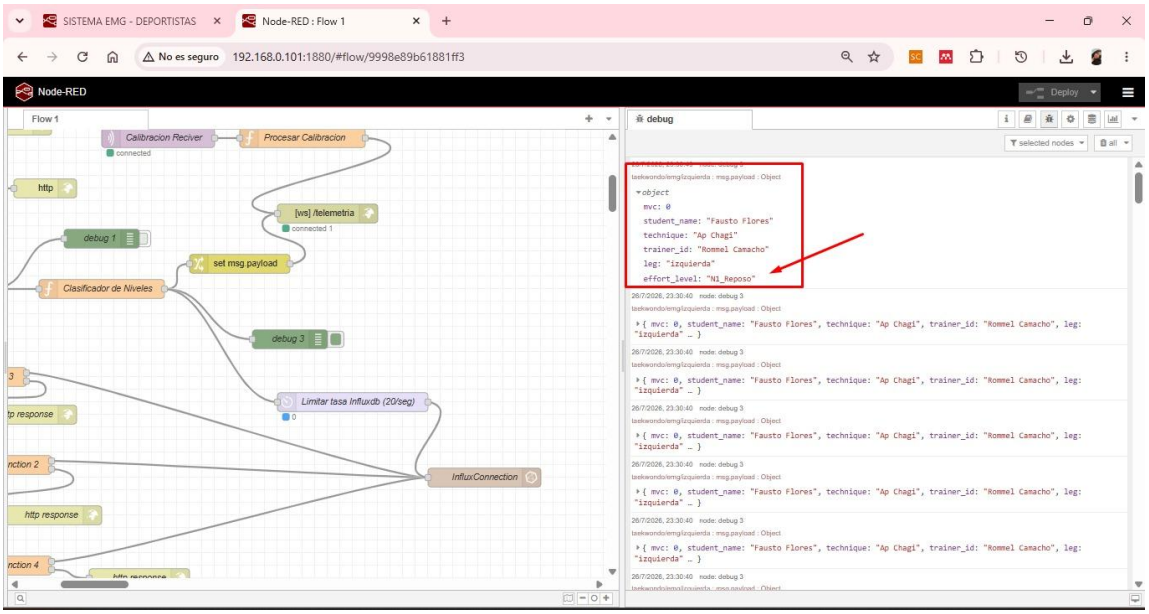


Nota. Objeto completo del mensaje recibido por el nodo de depuración conectado a la salida del Clasificador de Niveles, en el que se evidencia el campo `effort_level` generado automáticamente por el sistema.

De manera complementaria, se verifico el comportamiento del clasificador ante un valor mínimo de activación muscular, dentro de la misma sesión de prueba como se muestra en la **Figura 62**. En este caso, un valor de `mvc: 0` fue clasificado como `effort_level: "N1_Reposo"`, en concordancia con la regla establecida para valores inferiores al umbral N1.

Figura 62

Clasificación N1_Reposo ante valor mínimo de %MVC (pierna izquierda)

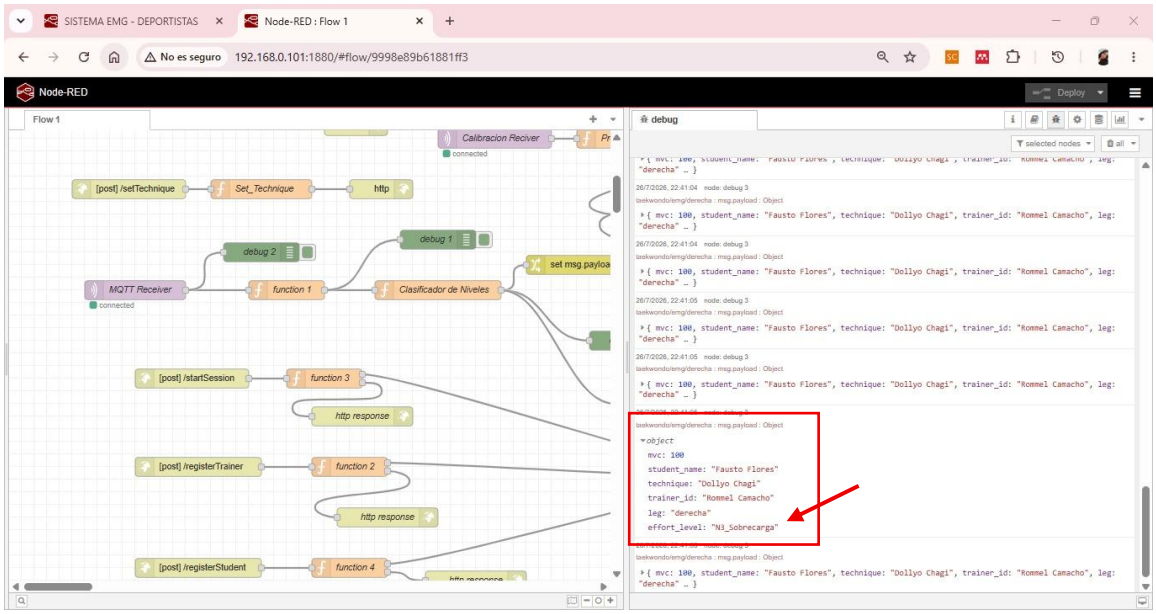


Nota. Objeto completo del mensaje recibido por el nodo de depuración, correspondiente a la misma sesión de la **Figura 61**, en el que se confirman la asignación del nivel de reposo ante ausencia de actividad muscular significativa.

Con el fin de descartar un comportamiento aislado o dependiente de la extremidad evaluada, se replicó la verificación en la pierna derecha, durante la ejecución de la técnica Dollyo Chagui como se indica la siguiente **Figura 63**. El resultado obtenido replicó el comportamiento observado en la **Figura 61**, con un valor de `mvc: 100` clasificado nuevamente como `N3_Sobrecarga`, confirmando la consistencia del clasificador entre ambas extremidades.

Figura 63

Clasificación N3_Sobrecarga en la pierna derecha durante la técnica Dollyo Chagui



Nota. Objeto completo del mensaje recibido por el nodo de depuración, que confirman la consistencia de la lógica de clasificación de umbrales en la pierna opuesta.

Un aspecto relevante identificado durante esta verificación es la ausencia de muestras clasificadas como `N2_Acción` en el conjunto de datos analizado, pese a que las herramientas de visualización en este caso Chart.js y Grafana muestran, en apariencia, un tránsito por dicho nivel intermedio. Este fenómeno se explica por la naturaleza balística de la contracción muscular durante el impacto de una patada de Taekwondo, capaz de generar variaciones de amplitud superiores a 60 puntos porcentuales en el intervalo de 10ms existente entre dos muestras consecutivas. En tales circunstancias, el sensor no llega a capturar ningún valor real dentro del rango 15-75%, por lo que el clasificador, al evaluar cada muestra de manera discreta e independiente, no dispone de un dato que etiquetar dentro de dicho nivel. La aparente transición visual observada en las gráficas corresponde, en consecuencia, a una interpolación lineal realizada por la herramienta para graficar al conectar dos puntos de datos consecutivos, y no a una medición real registrada por el sensor. Este comportamiento no

representa una falla del clasificador, sino una consecuencia esperada de la relación entre la frecuencia de muestreo del sistema y la velocidad de contracción muscular propia de movimiento explosivos, por lo que se documenta con una limitación de interpretación visual y no como un defecto de la lógica de clasificación implementada.

4.1.3.5 Pruebas de almacenamiento en InfluxDB

Esta subprueba tiene como propósito verificar la persistencia de los datos procesados por el middleware Node-RED en la de datos histórica InfluxDB, correspondiente al bucket `emg_system`, organización `KIM`, measurement `muscular_activity`. Específicamente, se busca confirmar que cada registro almacenado converse la relación entre el valor de conserve la relación entre el valor de activación muscular (`mvc`), el nivel funcional clasificado (`effort_level`) y los metadatos de sesión asociados (`student_name`, `technique`, `leg`).

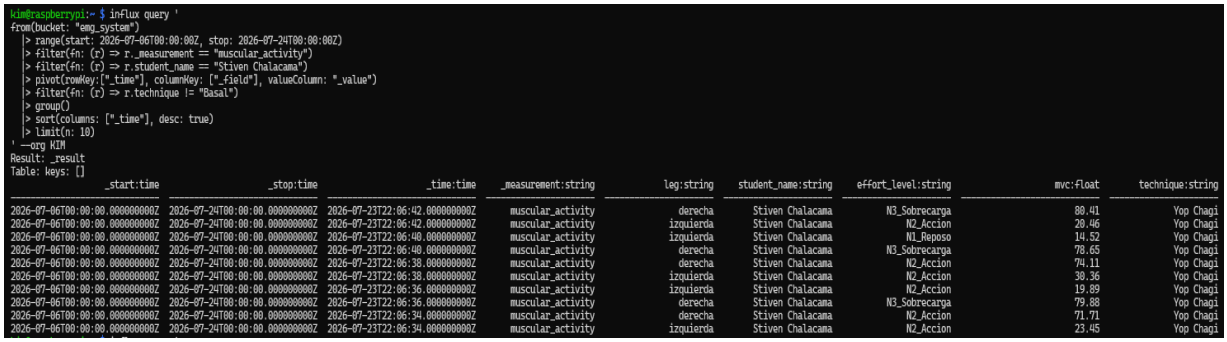
La verificación se realizó mediante consulta directa a la base de datos, utilizando el cliente de línea de comandos de InfluxDB (`influx query`) con lenguaje flux, con el find e obtener evidencia de la persistencia real de los datos independiente de cualquier capa de visualización. La consulta filtró los registros correspondientes al deportista Stiven Chalacama, excluyó las muestras de calibración (`technique != “Basal”`) y consolidó el resultado en una sola tabla mediante las funciones `pivot()` y `group()`, presentando cada muestra como una fila de la totalidad de sus campos.

El resultado, presentando en la **Figura 64**, muestra múltiples registros correspondientes a la técnica Yop Chagui en ambas piernas, con la estructura de campos completa. Entre ellos destaca un registro con `mvc: 80.41` en la pierna derecha, clasificado como `effort_level: “N3_Sobrecarga”`, en concordancia con la lógica de umbrales validada en la subprueba 4.1.3.4. Se observan además valores intermedios clasificados como `N2_Accion` y un caso en `N1_Reposo`, lo que evidencia que la base de datos conserva la

totalidad de los niveles funcionales generados por el clasificador, sin pérdida de información durante el proceso de escritura.

Figura 64

Consulta Flux mostrando registros almacenados en InfluxDB para el deportista Stiven Chalacama



```
kim@raspberrypi:~ $ influx query '
from(bucket: "emg_system")
  |> range(start: 2026-07-06T00:00:00Z, stop: 2026-07-24T00:00:00Z)
  |> filter(fn: (r) => r._measurement == "muscular_activity")
  |> filter(fn: (r) => r.student_name == "Stiven Chalacama")
  |> pivot(rowKey:["_time"], columnKey: ["_field"], valueColumn: "_value")
  |> filter(fn: (r) => r.technique != "Basal")
  |> group()
  |> sort(columns: ["_time"], desc: true)
  |> limit(n: 10)
' --org KIM
Result: _result
Table: keys: []
```

_start:time	_stop:time	_time:time	_measurement:string	leg:string	student_name:string	effort_level:string	mvc:float	technique:string
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:42.000000000Z	muscular_activity	derecha	Stiven Chalacama	N3_Sobrecarga	80.41	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:42.000000000Z	muscular_activity	izquierda	Stiven Chalacama	N2_Accion	20.46	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:40.000000000Z	muscular_activity	izquierda	Stiven Chalacama	N1_Reposo	14.52	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:40.000000000Z	muscular_activity	derecha	Stiven Chalacama	N3_Sobrecarga	78.65	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:38.000000000Z	muscular_activity	derecha	Stiven Chalacama	N2_Accion	74.11	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:38.000000000Z	muscular_activity	izquierda	Stiven Chalacama	N2_Accion	30.36	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:36.000000000Z	muscular_activity	izquierda	Stiven Chalacama	N2_Accion	19.89	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:36.000000000Z	muscular_activity	derecha	Stiven Chalacama	N3_Sobrecarga	79.88	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:34.000000000Z	muscular_activity	derecha	Stiven Chalacama	N2_Accion	71.71	Yop Chagi
2026-07-06T00:00:00.000000000Z	2026-07-24T00:00:00.000000000Z	2026-07-23T22:06:34.000000000Z	muscular_activity	izquierda	Stiven Chalacama	N2_Accion	23.45	Yop Chagi

Nota. Resultado de la consulta ejecutada desde el cliente de línea de comando de InfluxDB, correspondiente al bucket `emg_system`, measurement `muscular_activity`, filtrado por deportista y excluyendo muestras de calibración.

Este resultado respalda el cumplimiento de los requerimientos SYSR y ARCR relacionados con la persistencia y trazabilidad de la información generada durante las sesiones de entrenamiento.

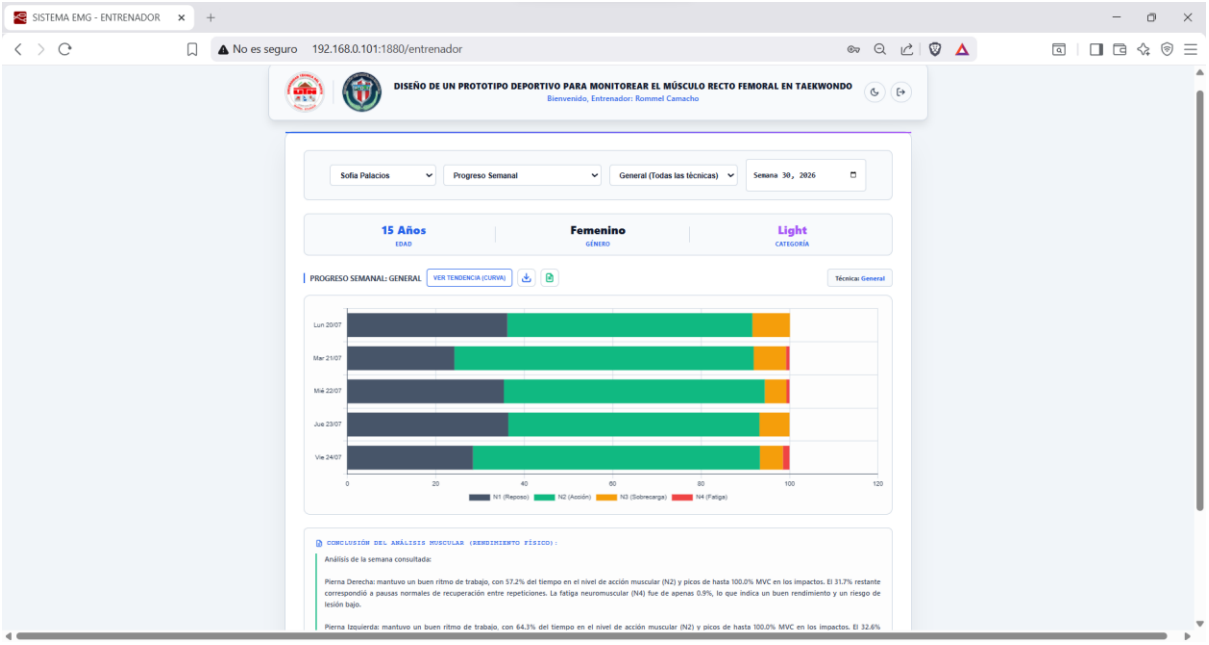
4.1.3.6 Pruebas de interfaces de presentación

Esta subprueba tiene como propósito verificar el correcto funcionamiento visual de las interfaces web del sistema, en cuanto a renderizado, navegación y presentación de la información al usuario final. El acceso inicial del entrenamiento, el registro del deportista y el dashboard en tiempo real de este último fueron evidenciados previamente en la subprueba 4.1.3.1, correspondiente al test de hardware y conexión, mediante la **Figura 55**, **Figura 56**, **Figura 57**. En consecuencia, la presente subprueba se enfoca en la interfaz histórica del entrenador, correspondiente al archivo `entrenador.html`, y en sus mecanismos de exportación de reportes.

La interfaz del entrenador permite seleccionar al deportista, el tipo de consulta y el período de análisis correspondiente, presentando los resultados mediante graficas generadas con la librería Chart.js. En la **Figura 65** se presenta la consulta de Progreso Semanal correspondiente a la deportista Sofía Palacios durante la Semana 30 de 2026, en la cual se observa un gráfico de barras apiladas horizontales que distribuye, para cada día, el porcentaje de tiempo transcurrido en cada nivel funcional (N1 a N4), acompañado de un bloque de conclusión textual generado automáticamente con los porcentajes de tiempo en nivel de acción muscular y de fatiga neuromuscular por pierna.

Figura 65

Consulta de progreso semanal en vista de barras apiladas por nivel funcional



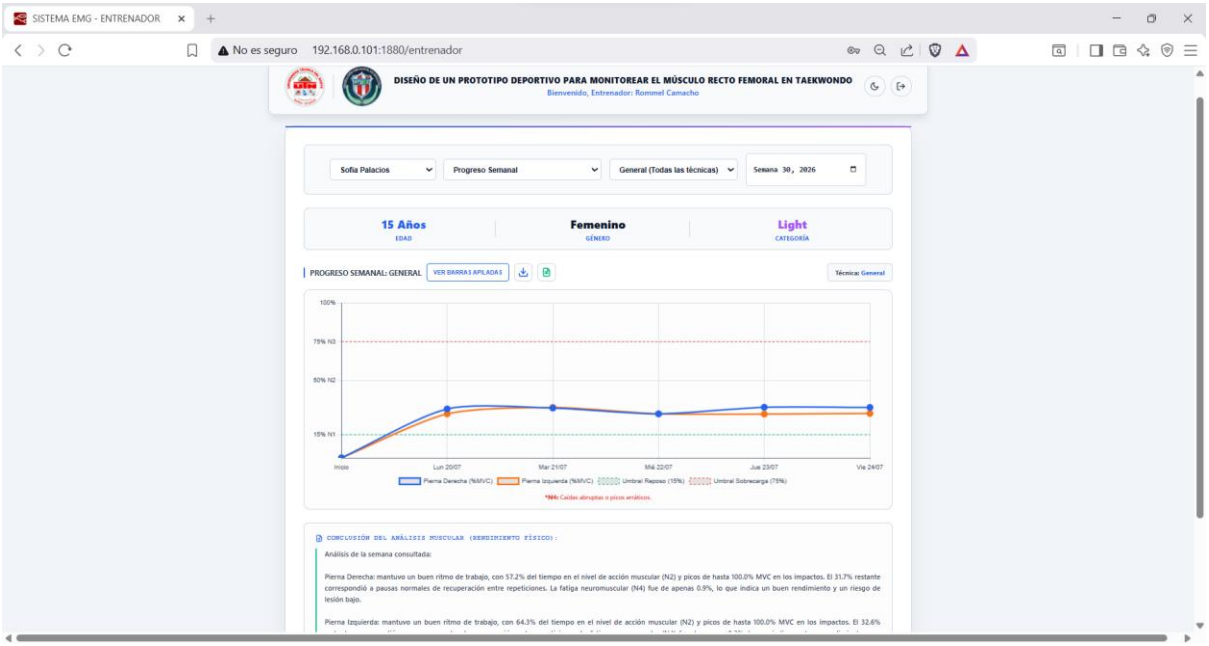
Nota. Interfaz del entrenador, sección Progreso Semanal, vista General, deportista Sofía Palacios, Semana 30 de 2026.

La misma consulta semana admite una representación alternativa mediante una vista de tendencia en curva, seleccionable a través del botón de conmutación ubicado junto al título del gráfico. Como se aprecia en la **Figura 66**, esta vista gráfica el valor promedio de %MVC por pierna a lo largo de los días de la semana, incorporando las líneas de referencia

correspondientes a los umbrales U1 (15%) y U2 (75%), lo que permite una interpretación complementaria del progreso muscular sin requerir una nueva consulta a la base de datos.

Figura 66

Consulta de progreso semanal en vista de tendencia por curva

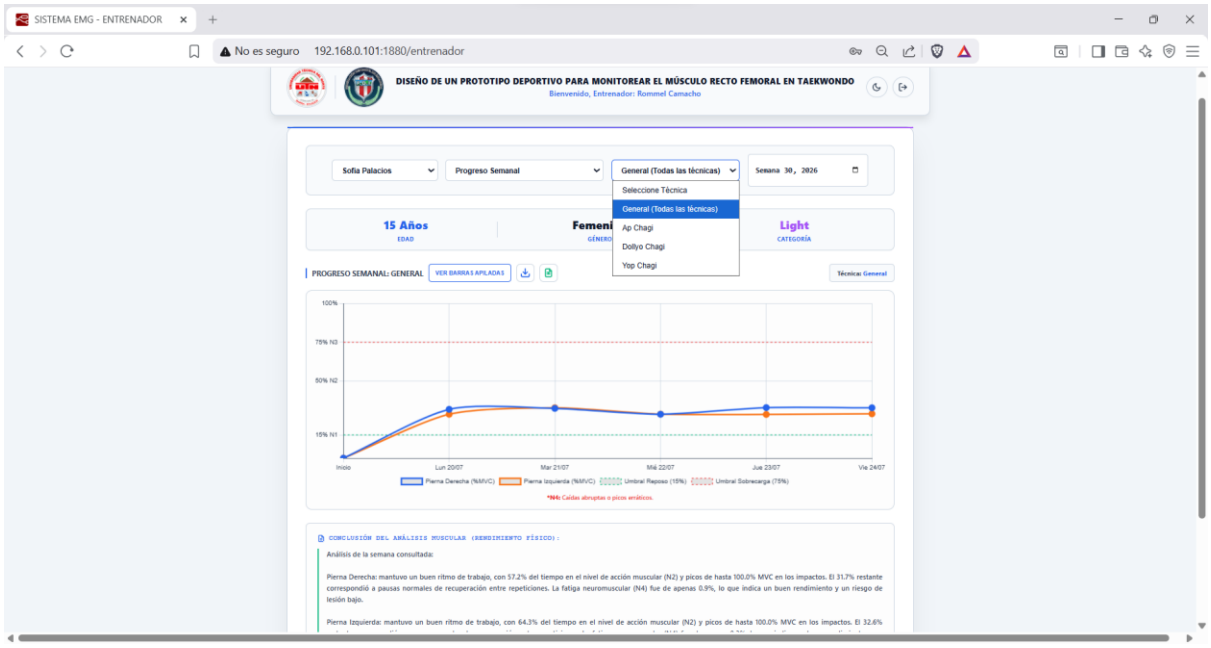


Nota. Interfaz del entrenador, misma consulta representada en la **Figura 65**, alternada a vista de curva de tendencia.

Adicionalmente, la interfaz permite acotar el análisis a una técnica específica mediante un selector desplegable, como se muestra en la **Figura 67**, el cual ofrece las opciones Ap Chagui, Dollyo Chagui y Yop Chagui, además de una vista general que integra las tres técnicas de forma conjunta, otorgando al entrenador flexibilidad para analizar el rendimiento muscular de manera agregada o diferenciada por tipo de patada.

Figura 67

Selector desplegable de técnica en la interfaz del entrenador

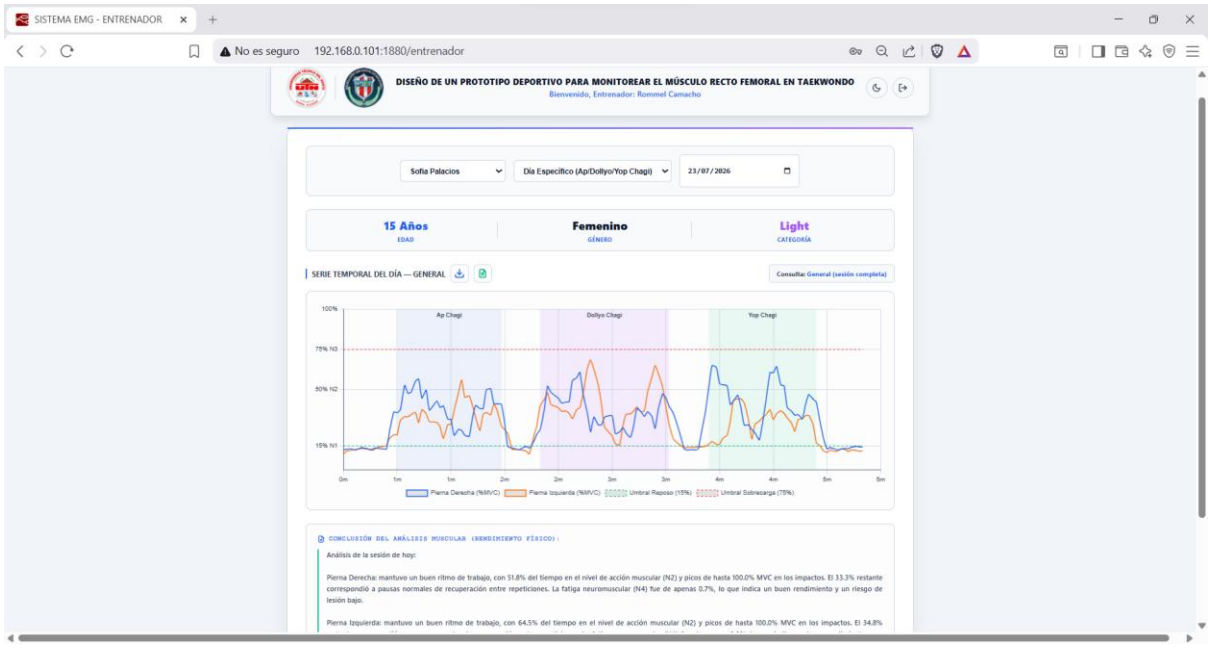


Nota. Interfaz del entrenador, menú de selección de técnica, con las opciones Ap Chagui, Dollyo Chagui, Yop Chagui y vista General.

Por otra parte, la interfaz permite consultar un día específico de entrenamiento. La **Figura 68** presenta la serie temporal continua del %MVC de ambas piernas para la deportista Sofía Palacios, correspondiente al 23 de julio de 2026, segmentada visualmente por técnica mediante bandas de color diferenciadas para Ap chagui, Dollyo Chagui, Yop Chagui, lo que permite identificar el comportamiento muscular durante cada técnica dentro de una misma sesión de entrenamiento.

Figura 68

Consulta de serie temporal para un día específico de entrenamiento



Nota. Interfaz del entrenador, sección Día Específico, deportista Sofía Palacios, sesión del 23 de julio del 2026, con segmentación visual por técnica.

En cuanto a los mecanismos de exportación, la interfaz incorpora dos botones juntos a cada gráfica: uno genera un reporte en formato PDF y otro exporta los datos subyacentes en formato CSV/Excel. El reporte PDF reproduce el contenido visual de la consulta activa en el dashboard, incluyendo el grafico correspondiente y el bloque de conclusión del análisis muscular, mientras que el archivo CSV exporta los valores numéricos utilizados para generar dicho gráfico, permitiendo su tratamiento posterior en hojas de cálculo. Ambos formatos fueron generados y verificados para las consultas de Progreso Semanal y de Día de Específico correspondiente a la deportista Sofía Palacios.

La **Figura 69** presenta el reporte en formato PDF correspondiente a la consulta de Progreso Semanal, generado mediante las librerías jsPDF y html2candvas, en el cual se aprecia la reproducción fiel del gráfico de barras apiladas y del bloque de conclusión mostrados previamente en la **Figura 65**.

Figura 69

Reporte PDF exportado desde la consulta de Progreso Semanal

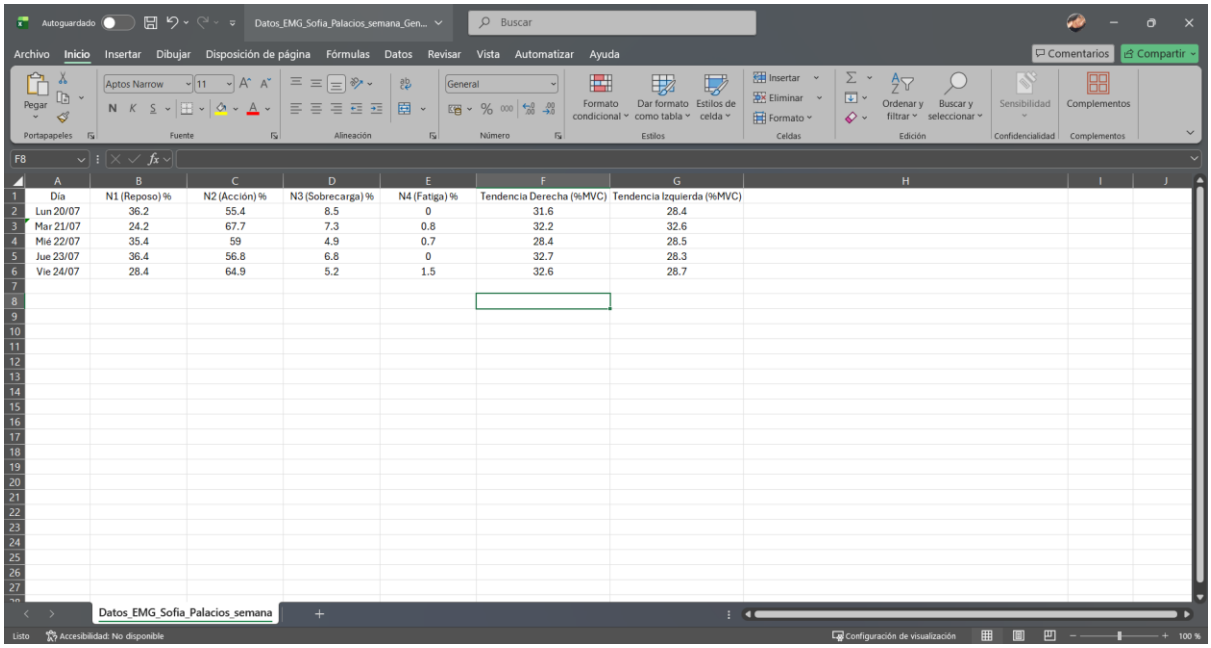


Nota. Reporte generado por el sistema para la deportista Sofía Palacios, correspondientes a la Semana 30 de 2026.

De manera complementaría, la **Figura 70** muestra el archivo de datos exportado en formato CSV correspondiente a la misma consulta, en el cual se registra, para cada día de la semana analizada, el porcentaje de tiempo transcurrido en cada nivel funcional (N1 a N4) y la tendencia promedio de %MVC por pierna, replicando de forma estructurada la información representada gráficamente en el dashboard.

Figura 70

Archivo de datos exportados en formato CSV desde la consulta de Progreso Semanal



Día	N1 (Reposo) %	N2 (Acción) %	N3 (Sobrecarga) %	N4 (Fatiga) %	Tendencia Derecha (%MVC)	Tendencia Izquierda (%MVC)
Lun 20/07	36.2	55.4	8.5	0	31.6	28.4
Mar 21/07	24.2	67.7	7.3	0.8	32.2	32.6
Mié 22/07	35.4	59	4.9	0.7	28.4	28.5
Jue 23/07	36.4	56.8	6.8	0	32.7	28.3
Vie 24/07	28.4	64.9	5.2	1.5	32.6	28.7

Nota. Datos correspondientes al reporte de la **Figura 69**, exportados para su análisis complementario en hojas de cálculo.

Los resultados obtenidos confirman que las interfaces de presentación cumplen con su función de visualización, segmentación y exportación de la información histórica, respaldando los requerimientos STKR y SYSR relacionados con la consulta histórica y la generación de reportes del sistema.

4.1.4 Test de aplicación

Tabla 35

Caso de prueba – Test de aplicación

Sistema/Subsistema **Prueba:** Aplicación	**¿Prueba de despliegue?** Sí
Descripción	Pruebas de despliegue del sistema completo, basado en la aplicación web utilizadas por el entrenador y los deportistas del club de Taekwondo.
Prerrequisitos	1. Pruebas eléctricas completas 2. Pruebas de diseño de hardware completas. 3. Pruebas de diseño de software completas. 4. Ubicación del sistema dentro del área de entrenamiento del club de Taekwondo.
Pasos	▪ Visualización de deportistas y entrenadores registrados en la base de datos. ▪ Verificación de la disponibilidad y conexión de los módulos ESP32-C3. ▪ Monitoreo del entrenamiento en tiempo real mediante la interfaz web del deportista. ▪ Visualización de los niveles funcionales de esfuerzo (N1 – N4) durante la sesión. ▪ Visualización de los reportes históricos generados por el entrenador.

Resultados esperados	El entrenador tendrá acceso al registro de deportistas del sistema, podrá monitorear el entrenamiento en tiempo real a través de la interfaz web, verificando la disponibilidad de conexión de los sensores y la clasificación funcional del esfuerzo muscular. Al finalizar la sesión, el entrenador tendrá acceso a los reportes históricos, tanto en formato PDF como en formato Excel/CSV.

Nota. Prueba de despliegue del sistema completo en el entorno real de entrenamiento del club de Taekwondo, una vez validados los componentes de hardware y software de forma individual. Fuente: Elaboración Propia.

Resultado Obtenido. El despliegue del sistema se verificó en condiciones reales de operación dentro del club de Taekwondo, con la participación de nueve deportistas, durante tres semanas de captación distribuidas de la siguiente manera: semana 28 (lunes 06 y martes 07 de julio), semana 29 (lunes 13, martes 14 y miércoles 15 de julio) y semana 30 (lunes 20 a viernes 24 de julio de 2026). Durante este período, el entrenador registró y gestionó a los deportistas a través de la interfaz web, mientras para módulos ESP32C3, mantuvieron conexión estable con el broker Mosquitto para la transmisión continua de los datos de activación muscular. La evidencia recopilada a lo largo de estas sesiones, las cuales se presentan de forma constituida por los reportes históricos exportados en formato PDF y Excel/CSV, asi como por las consultas realizadas directamente sobre la base de datos InfluxDB mediante el lenguaje Flux, presentadas en las subpruebas 4.1.3.5 y 4.1.3.6, que confirma que el sistema mantuvo su funcionamiento de forma estable durante todo el periodo de despliegue, sin pérdida de datos ni interrupciones en el registro de las sesiones de entrenamiento.

4.1.4.1 Periodo de captación experimental

Con el fin de evidenciar la operación sostenida del sistema en condiciones reales de entrenamiento, se realizó el seguimiento longitudinal de un mismo deportista, Keneth Viveros, a lo largo de las tres semanas que comprendió la fase de captación experimental. Para ello, se generaron los reportes históricos de Progreso Semanal correspondientes a cada una de las semanas registradas, permitiendo contrastar la consistencia del sistema en la clasificación funcional del esfuerzo muscular a lo largo del tiempo.

La **Figura 71** corresponde al reporte de la Semana 28, con datos recolectados el lunes 6 y martes 7 de julio. En dicho período, la pierna derecha registró un 53,8 % del tiempo en nivel de acción muscular (N2), con picos de hasta 91,2 % de %MVC, mientras que la fatiga neuromuscular (N4) se mantuvo en apenas 1,5 % en ambas piernas, lo que indica un riesgo de lesión bajo durante esta primera etapa de captación.

Figura 71

Reporte de progreso semanal, Semana 28, deportista Keneth Viveros



Nota. Reporte generado por el sistema, correspondiente a las jornadas del lunes 6 y martes 7 de julio de 2026.

De manera análoga, la **Figura 72** presenta el reporte correspondiente a la Semana 29, con datos recolectados el lunes 13, martes 14 y miércoles 15 de julio. Se observa un incremento en el tiempo de actividad muscular respecto a la semana anterior, con un 61,1 % del tiempo en nivel N2 para la pierna derecha y picos de hasta 90,3 % de %MVC, mientras que la fatiga neuromuscular se mantuvo en un rango similarmente bajo (0,5 % y 1,0 % para pierna derecha e izquierda, respectivamente).

Figura 72

Reporte de progreso semanal, Semana 29, deportista Keneth Viveros



Nota. Reporte generado por el sistema, correspondiente a las jornadas del lunes 13 al miércoles 15 de julio de 2026.

Finalmente, la corresponde al reporte de la Semana 30, con datos recolectados de lunes 20 a viernes 24 de julio, siendo esta la semana con mayor cantidad de jornadas registradas. En este período, ambas piernas alcanzaron picos de 100,0 % de %MVC, con un 58,7 % y 56,9 % del tiempo en nivel N2 para la pierna derecha e izquierda, respectivamente, y una fatiga neuromuscular que se mantuvo por debajo del 3,1 % en ambos casos.

Figura 73

Reporte de progreso semanal, Semana 30, deportista Keneth Viveros



Nota. Reporte generado por el sistema, correspondiente a las jornadas del lunes 20 al viernes 24 de julio de 2026.

El seguimiento realizado a lo largo de las tres semanas confirma que el sistema mantuvo su capacidad de clasificación y reporte de manera consistente durante todo el período de captación experimental, registrando de forma fiable la evolución del esfuerzo muscular del deportista sin interrupciones ni pérdida de continuidad en los datos históricos, lo cual respalda el cumplimiento del despliegue del sistema en un entorno real de entrenamiento a mediano plazo.

4.1.4.2 Técnica evaluadas durante el entrenamiento

Esta subprueba tiene como propósito verificar que el sistema permite diferenciar y cuantificar el esfuerzo muscular generado por cada una de las tres técnicas de patada

contempladas en el estudio: Ap Chagi, Dollyo Chagi y Yop Chagi, dentro de una misma sesión de entrenamiento.

Como se evidenció previamente en la **Figura 68** de la sección de pruebas de interfaces en InfluxDB, la interfaz del entrenador segmenta visualmente la serie temporal del %MVC mediante bandas de color diferenciadas para cada técnica, lo que permite identificar el comportamiento muscular específico durante la ejecución de cada una dentro de una misma sesión de entrenamiento, sin necesidad de generar consultas independientes por técnica. Dicha segmentación se sustenta en el campo `technique` almacenado junto con cada muestra en la base de datos InfluxDB, el cual es asignado por el sistema al momento de la captación según la técnica seleccionada por el entrenador previo al inicio de cada bloque de ejecución.

El análisis de la sesión correspondiente confirmó que las tres técnicas generan patrones de activación muscular distinguibles entre sí, evidenciados por las variaciones en la amplitud y frecuencia de los picos de %MVC dentro de cada banda de color, lo que permite al entrenador identificar qué técnica genera mayor demanda de esfuerzo muscular en el deportista y orientar así el ajuste de la carga de entrenamiento según la técnica ejecutada.

4.1.4.3 Resultados de captación por sesión

Con el fin de verificar la cobertura completa de la fase de captación experimental, se ejecutó una consulta agregada sobre la base de datos InfluxDB, contabilizando el número total de muestras de %MVC almacenadas por cada uno de los nueve deportistas participantes, dentro del rango comprendido entre el 6 y el 24 de julio de 2026, correspondiente a las Semanas 28, 29 y 30 de la fase de captación.

Como se observa en la **Figura 74**, el número de muestras registradas por deportista osciló entre 3050 (Luz Rocha) y 3274 (Valentina Portilla), con un promedio de 3168 muestras por deportista y una variación relativa inferior al 7 % entre el valor mínimo y

máximo registrados. Esta consistencia en el volumen de datos confirma que la fase de captación se completó de manera uniforme para la totalidad de los participantes, sin interrupciones significativas en el registro de ninguno de los nueve deportistas durante el período evaluado.

Figura 74

Conteo de muestras registradas por deportista durante la fase de captación experimental

```
kim@raspberrypi:~ $ influx query '
from(bucket: "emg_system")
  |> range(start: 2026-07-06T00:00:00Z, stop: 2026-07-25T00:00:00Z)
  |> filter(fn: (r) => r._measurement == "muscular_activity")
  |> filter(fn: (r) => r._field == "mvc")
  |> group(columns: ["student_name"])
  |> count()
  |> group()
  |> sort(columns: ["_value"], desc: true)
' --org KIM
Result: _result
Table: keys: []
                  _start:time                      _stop:time               _value:int     student_name:string
------------------------------  ------------------------------  ----------------------  ----------------------
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3274      Valentina Portilla
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3232            Ainoha Lara
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3226        Stiven Chalacama
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3188          Sofia Palacios
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3174          Keneth Viveros
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3150           Fausto Flores
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3142          Jeremy Jurado
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3078         Leonardo Jurado
2026-07-06T00:00:00.000000000Z  2026-07-25T00:00:00.000000000Z                    3050              Luz Rocha
```

Nota. Resultado de la consulta Flux ejecutada sobre el bucket `emg_system`, agrupando el número de muestras del campo `mvc` por deportista, correspondiente al período comprendido entre el 6 y el 24 de julio de 2026.

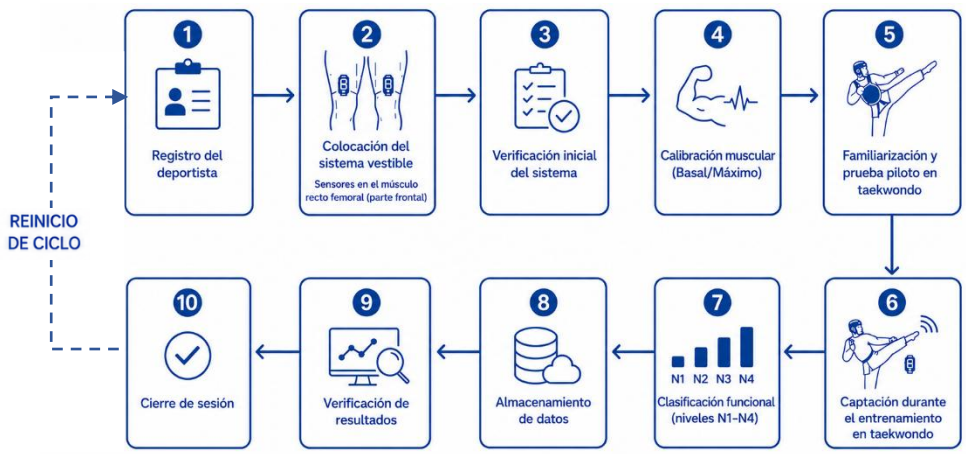
El total acumulado de 28 514 muestras almacenadas durante las tres semanas de captación respalda el cumplimiento de los requerimientos SYSR relacionados con la persistencia y trazabilidad de la información, evidenciando la capacidad del sistema para sostener un flujo continuo de adquisición de datos en un entorno real de entrenamiento, con una muestra poblacional representativa del club de Taekwondo.

4.1.5 Test Funcional

El test funcional tiene como proposito verificar el funcionamiento integral del sistema con un ciclo operativo cerrado, en el cual las fases individuales evaluadas en los test eléctrico, de hardware, de software y de aplicación se articulan de manera secuencial y repetible durante cada sesión de entrenamiento. La **Figura 75** ilustra dicho ciclo, compuesto por diez fases que abarcan desde el registro del deportista hasta el cierre de la sesión, retornado a la fase inicial para dar continuidad a la siguiente sesión o deportista.

Figura 75

Ciclo de funcionamiento del sistema de monitoreo electromiográfico



Nota. El ciclo integra las diez fases de la hoja de ruta experimental aplicada durante las pruebas con deportistas, cuyo detalle completo (procedimiento, tiempo/repeticiones y evidencia esperada por fase) se presenta en el

Anexo G.

Tabla 36

Caso prueba - Test funcional

Sistema/Subsistema	
Prueba: Funcionalidad	**¿Prueba de despliegue?** Sí
Descripción	Verificación del funcionamiento del sistema en su conjunto, mediante la interacción real del entrenador y de los deportistas del club de Taekwondo con las interfaces desarrolladas.
Prerrequisitos	1. Pruebas eléctricas, de hardware y de software completadas. 2. Test de aplicación completado. 3. Sistema implementado en el área de entrenamiento del club de Taekwondo.
Pasos	▪ Verificación de colocación del sistema vestible por parte del deportista. ▪ Verificar el monitoreo del entrenamiento en tiempo real desde la interfaz del deportista. ▪ Verificar la consulta del historial de sesiones desde la interfaz del entrenador. ▪ Verificar la disponibilidad del manual de usuario como guía de soporte para ambos roles.

Resultados esperados	El deportista colocará el sistema vestible de forma autónoma y visualizará en tiempo real su nivel de esfuerzo muscular durante el entrenamiento. El entrenador consultará el historial de sesiones de cada deportista y dispondrá de un manual de usuario como guía para la operación del sistema.

Nota. La tabla presenta el caso de prueba correspondiente al test funcional del sistema, detallando los prerrequisitos de despliegue, los pasos de verificación aplicados y el resultado esperado de la interacción conjunta entre el entrenador y los deportistas. Fuente: Elaboración Propia.

Resultado Obtenido. E Mediante las pruebas realizadas durante una sesión real de entrenamiento en las instalaciones del club de Taekwondo, con la participación del entrenador y de los deportistas, se verificó que el sistema funcionó correctamente en su conjunto, recorriendo el ciclo completo desde el acceso a la plataforma hasta el monitoreo del esfuerzo muscular en tiempo real. En la **Figura 76** se evidencia el acceso del entrenador a la interfaz principal del sistema, realizado desde un computador portátil dispuesto en el propio entorno de entrenamiento.

Figura 76

Entrenador accediendo a la interfaz principal del sistema durante una sesión de entrenamiento



Nota. La fotografía muestra al entrenador ingresando sus credenciales en la pantalla de inicio de sesión, dispuesta en un computador portátil dentro del área de entrenamiento del club de Taekwondo, rodeado de implementos propios de la disciplina, lo que evidencia la operación del sistema en condiciones reales de uso. Fuente: Elaboración propia.

Una vez verificado el acceso, se comprobó la colocación del sistema vestible sobre el deportista, confirmando en campo el procedimiento correspondiente a la fase de colocación de la hoja de ruta experimental. En la **Figura 77** se ilustra la colocación de los electrodos de superficie sobre el músculo recto femoral, junto con el conector snap y el cableado hacia el módulo ESP32-C3.

Figura 77

Colocación de los electrodos de superficie sobre el músculo recto femoral



Nota. La fotografía muestra la fijación de los electrodos de superficie sobre el músculo recto femoral de una deportista, junto con el conector snap que enlaza el par de electrodos al cableado del módulo ESP32-C3 correspondiente, procedimiento realizado previo al inicio de la calibración. Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, se verificó el monitoreo en tiempo real desde la interfaz del deportista, comprobando el correcto funcionamiento de la calibración guiada por mensajes flotantes y la confirmación de disponibilidad del sensor previa al inicio de la captación. En la **Figura 78** se muestra al deportista interactuando con el dashboard de monitoreo, con el electrodo ya colocado, mientras el resto del equipo continúa su entrenamiento en el tatami.

Figura 78

Deportista interactuando con la interfaz de monitoreo en tiempo real durante el entrenamiento



Nota. La fotografía muestra a la deportista, con el electrodo ya colocado y visible en el muslo, consultando el dashboard de monitoreo en tiempo real desde el computador portátil, mientras el resto del equipo continúa su entrenamiento en el tatami, lo que evidencia que el uso del sistema no interfiere con la dinámica normal de la sesión. Fuente: Elaboración propia.

Las pruebas realizadas permitieron confirmar que el sistema opera de manera funcional e integral en un entorno real de entrenamiento, completando de forma consistente el ciclo de diez fases ilustrado en la **Figura 75** y evidenciado a lo largo de las secciones 4.1.1 a 4.1.5, desde el registro del deportista hasta el cierre de la sesión. Como soporte operativo adicional para el entrenador y el deportista, se dispone de un manual de usuario que documenta el registro de tarjetas, el acceso a las interfaces y la operación general del sistema Anexo K.

4.2 Evaluación de aceptación del sistema

Con el fin de determinar el nivel de aceptación del sistema por parte de sus usuarios finales, se aplicaron dos encuestas dirigidas, respectivamente, al entrenador y a los deportistas que participaron en la fase de captación experimental descrita en la sección de

casos de prueba. Las preguntas se formularon a partir de los aspectos evaluados durante dichas pruebas, abarcando criterios de usabilidad de las interfaces, comodidad física del sistema vestible y utilidad percibida del monitoreo electromiográfico como herramienta de apoyo al entrenamiento. Las respuestas se registraron mediante una escala de calificación de 1 a 5, donde 1 corresponde al nivel de aceptación más bajo y 5 al nivel más alto, complementada con un conjunto de preguntas abiertas orientadas a recoger observaciones cualitativas y recomendaciones de mejora sobre el prototipo.

4.2.1 Evaluación por parte del entrenador

La encuesta dirigida al entrenador del club de Taekwondo, Rommel Camacho, constó de diez preguntas de escala y tres preguntas abiertas, orientadas a evaluar la usabilidad, la utilidad técnica y la aceptación general del sistema desde la perspectiva de quien administra las sesiones de entrenamiento.

Figura 79

Nombre del instructor para inicio de encuesta

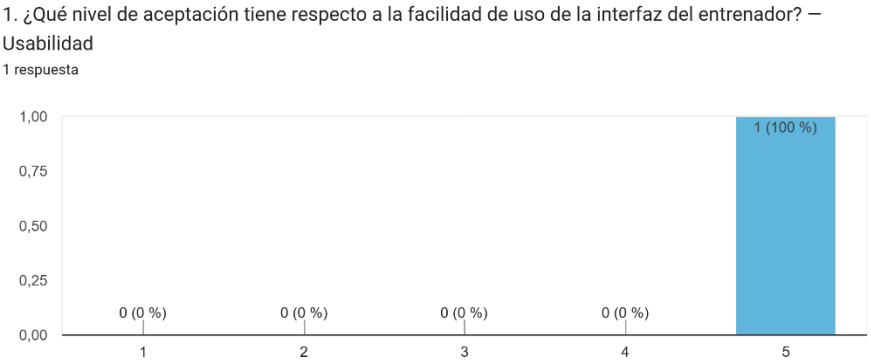


Nota. Elaboración Propia.

Pregunta 1: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la facilidad de uso de la interfaz del entrenador (Usabilidad), obteniendo una calificación de 5 sobre 5, equivalente al 100 % de aceptación. En la **Figura 80**se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 80

Tabulación de la pregunta 1 dirigida al entrenador

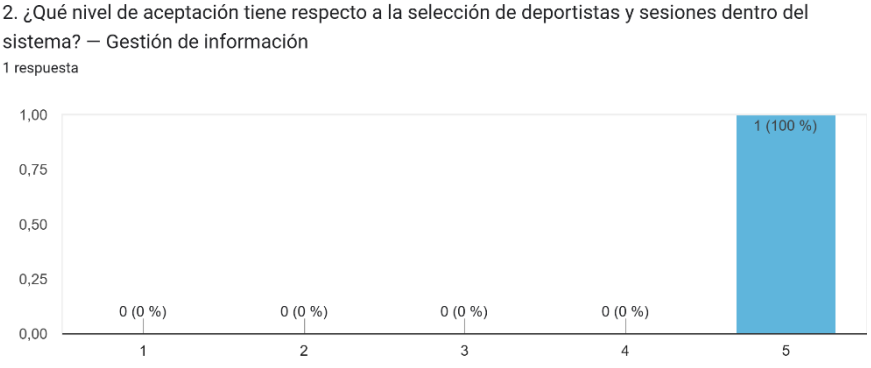


Nota. La pregunta evalúa la facilidad de uso de la interfaz del entrenador, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 2: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la selección de deportistas y sesiones dentro del sistema (Gestión de información), obteniendo igualmente una calificación de 5 sobre 5. La **Figura 81** ilustra el resultado.

Figura 81

Tabulación de la pregunta 2 dirigida al entrenador

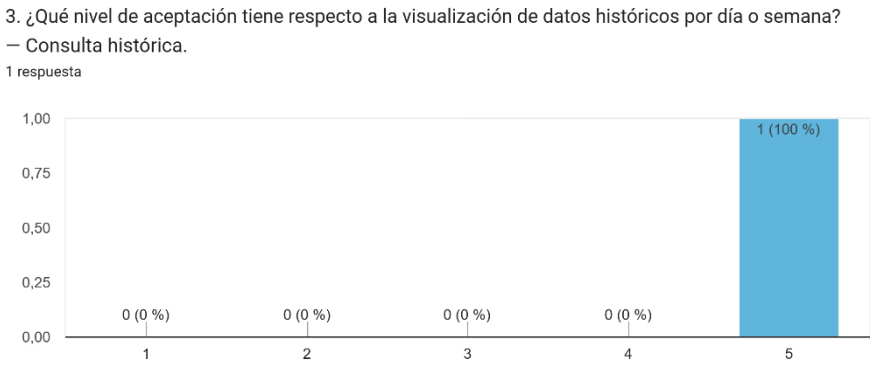


Nota. La pregunta evalúa la gestión de la selección de deportistas y sesiones dentro del sistema, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 3: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la visualización de datos históricos por día o semana (Consulta histórica), obteniendo una calificación de 5 sobre 5. En la **Figura 82** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 82

Tabulación de la pregunta 3 dirigida al entrenador

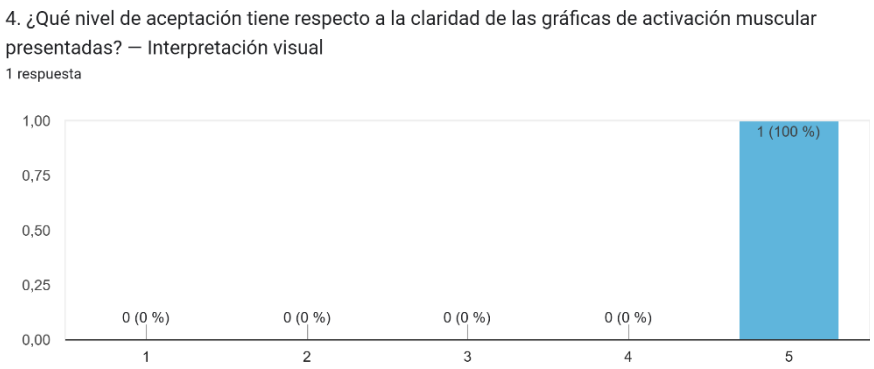


Nota. La pregunta evalúa la visualización de datos históricos por día o semana, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 4: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la claridad de las gráficas de activación muscular presentadas (Interpretación visual), obteniendo una calificación de 5 sobre 5. La **Figura 83**ilustra el resultado.

Figura 83

Tabulación de la pregunta 4 dirigida al entrenador

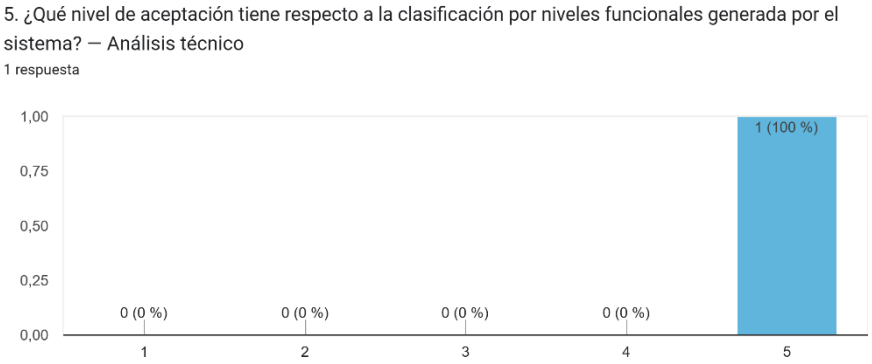


Nota. La pregunta evalúa la claridad de las gráficas de activación muscular presentadas, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 5: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la clasificación por niveles funcionales generada por el sistema (Análisis técnico), obteniendo una calificación de 5 sobre 5. En la **Figura 84** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 84

Tabulación de la pregunta 5 dirigida al entrenador

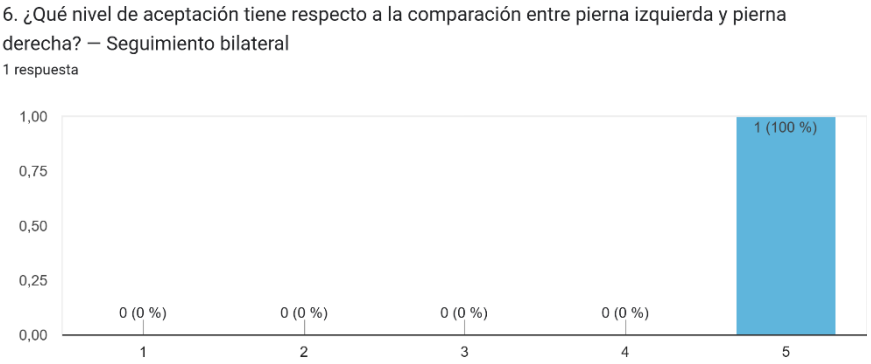


Nota. La pregunta evalúa la clasificación por niveles funcionales generada por el sistema, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 6: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la comparación entre pierna izquierda y pierna derecha (Seguimiento bilateral), obteniendo una calificación de 5 sobre 5. La **Figura 85** ilustra el resultado.

Figura 85

Tabulación de la pregunta 6 dirigida al entrenador

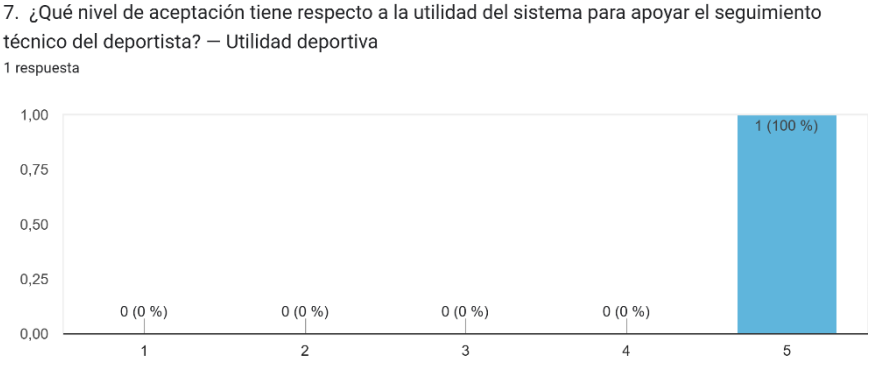


Nota. La pregunta evalúa la comparación entre pierna izquierda y pierna derecha, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 7: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la utilidad del sistema para apoyar el seguimiento técnico del deportista (Utilidad deportiva), obteniendo una calificación de 5 sobre 5. En la **Figura 86** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 86

Tabulación de la pregunta 7 dirigida al entrenador

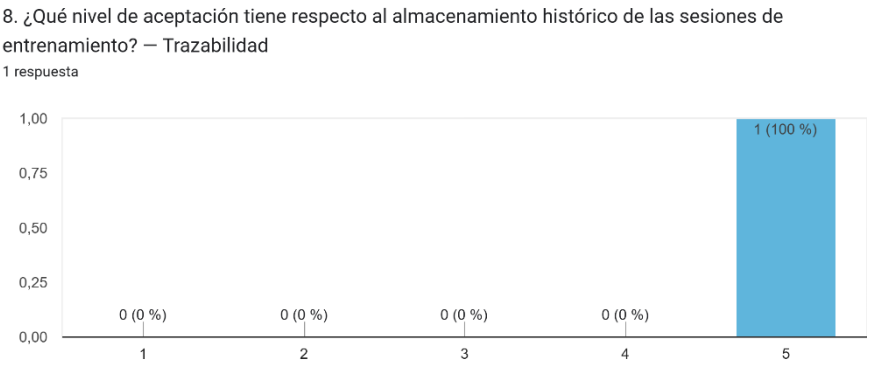


Nota. La pregunta evalúa la utilidad del sistema para apoyar el seguimiento técnico del deportista, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 8: Se evaluó el nivel de aceptación respecto al almacenamiento histórico de las sesiones de entrenamiento (Trazabilidad), obteniendo una calificación de 5 sobre 5. La **Figura 87** ilustra el resultado.

Figura 87

Tabulación de la pregunta 8 dirigida al entrenador

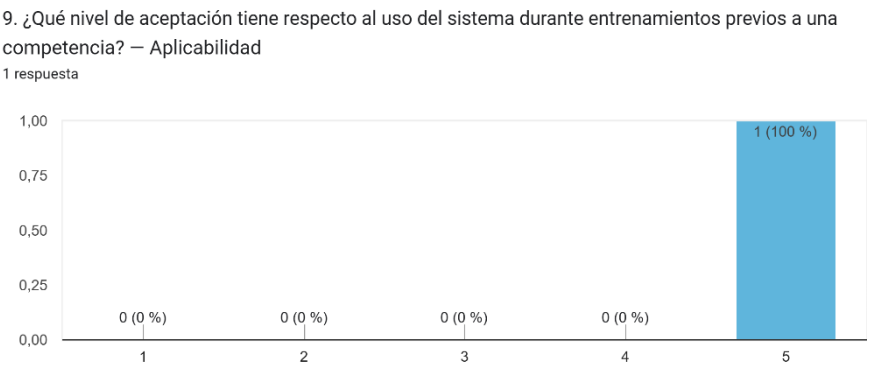


Nota. La pregunta evalúa el almacenamiento histórico de las sesiones de entrenamiento, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 9: Se evaluó el nivel de aceptación respecto al uso del sistema durante entrenamientos previos a una competencia (Aplicabilidad), obteniendo una calificación de 5 sobre 5. En la **Figura 88** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 88

Tabulación de la pregunta 9 dirigida al entrenador

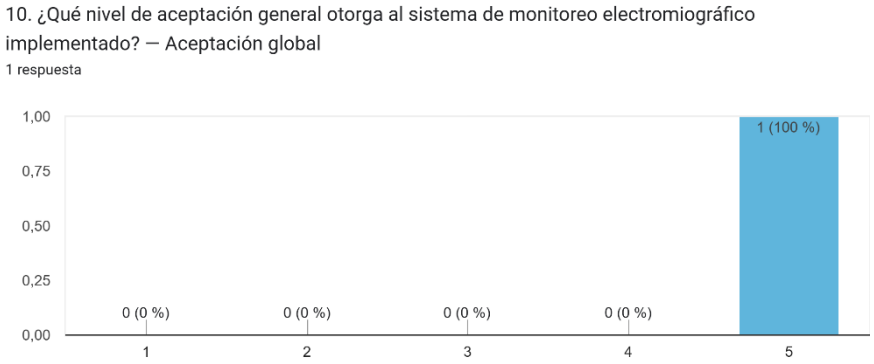


Nota. La pregunta evalúa el uso del sistema durante entrenamientos previos a una competencia, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 10: Se evaluó el nivel de aceptación general otorgado al sistema de monitoreo electromiográfico implementado (Aceptación global), obteniendo una calificación de 5 sobre 5. La **Figura 89** ilustra el resultado.

Figura 89

Tabulación de la pregunta 10 dirigida al entrenador

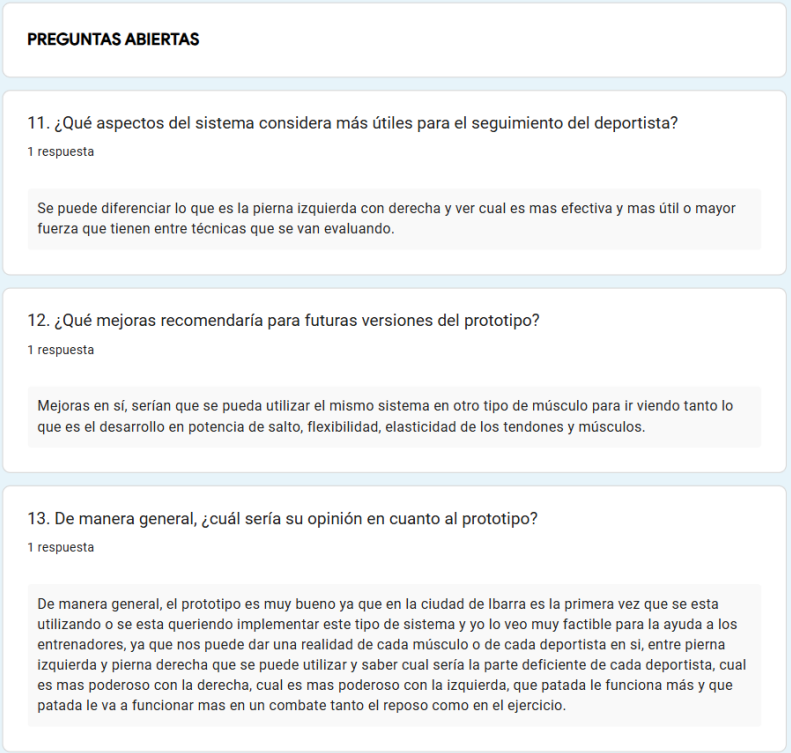


Nota. La pregunta evalúa el nivel de aceptación general otorgado al sistema, obteniendo una calificación de 5 sobre 5. Fuente: Elaboración propia.

En las preguntas abiertas, el entrenador destacó como aspecto más útil del sistema la posibilidad de diferenciar el desempeño muscular entre la pierna izquierda y la derecha, permitiendo identificar cuál extremidad genera mayor fuerza según la técnica evaluada. Como recomendación de mejora, sugirió explorar la aplicación del mismo sistema a otros grupos musculares, con el fin de analizar variables adicionales como la potencia de salto o la flexibilidad. En su valoración general, calificó el prototipo como una herramienta factible y de utilidad para los entrenadores, al permitir identificar el nivel de desarrollo muscular de cada deportista por pierna y por técnica, tanto en reposo como en ejercicio, señalando además que se trata de una de las primeras implementaciones de este tipo de sistema en la ciudad de Ibarra.

Figura 90

Respuestas abiertas proporcionadas por el entrenador



Nota. La figura muestra las respuestas del entrenador a las tres preguntas abiertas de la encuesta, relacionadas con los aspectos más útiles del sistema, las mejoras recomendadas y la opinión general sobre el prototipo. Fuente: Elaboración propia.

Los resultados obtenidos evidencian una aceptación máxima y uniforme del sistema por parte del entrenador en la totalidad de los criterios evaluados, respaldando el cumplimiento de los requerimientos STKR asociados a la experiencia de uso desde la perspectiva del personal técnico del club.

4.2.2 Evaluación por parte de los deportistas

La encuesta dirigida a los deportistas se aplicó a nueve participantes del club de Taekwondo, quienes ingresaron previamente su nombre, género, edad y categoría de competencia, con el fin de verificar la información de quienes completaron la encuesta y

contextualizar posteriormente los resultados obtenidos. En la **Figura 91** se muestran los nombres de los nueve deportistas participantes.

Figura 91

Nombres de los deportistas participantes en la encuesta

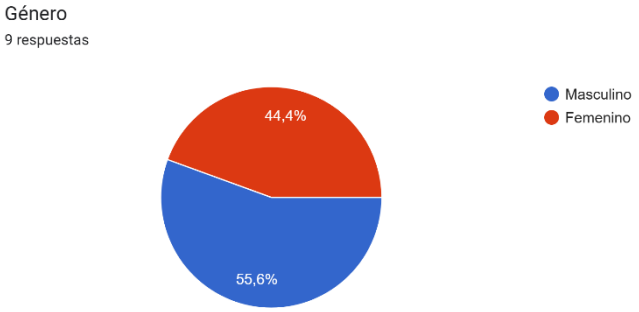


Nota. Los nueve deportistas registrados corresponden a la misma muestra poblacional que participó en la fase de captación experimental descrita en la sección 4.1.4.3. Fuente: Elaboración propia.

En cuanto al género de los participantes, el 55,6 % correspondió al género masculino y el 44,4 % al género femenino, evidenciando una distribución relativamente equilibrada entre ambos géneros dentro de la muestra evaluada, como se ilustra en la Figura 74.

Figura 92

Distribución por género de los deportistas participantes

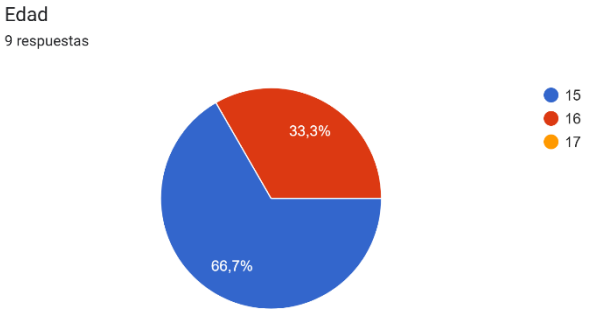


Nota. Fuente: Elaboración propia.

Respecto a la edad, el 66,7 % de los participantes tenía 15 años y el 33,3 % restante 16 años, lo que confirma que la muestra corresponde a un grupo etario homogéneo dentro de la categoría juvenil de la disciplina, según se observa en la **Figura 93**.

Figura 93

Distribución por edad de los deportistas participantes

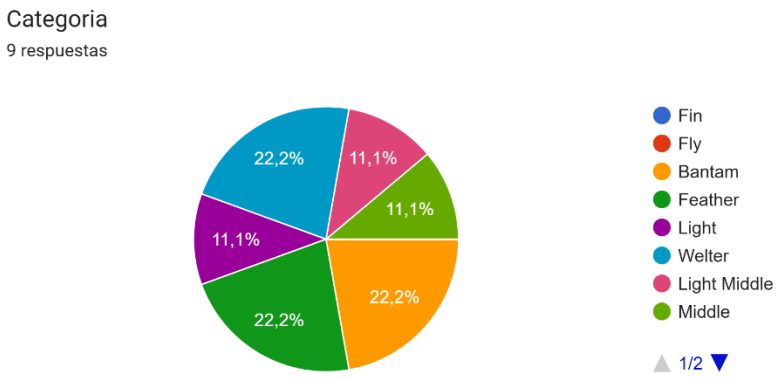


Nota. Fuente: Elaboración propia.

En cuanto a la categoría de competencia, los participantes se distribuyeron entre ocho categorías de peso distintas, concentrándose principalmente en Bantam, Feather y Welter, cada una con el 22,2 % de los encuestados, seguidas de Fly, Light y Light Middle, cada una con el 11,1 %, lo que refleja una diversidad representativa de las distintas categorías que conforman la selección juvenil del club. La **Figura 94**muestra la distribución completa por categoría.

Figura 94

Distribución por categoría de competencia de los deportistas participantes

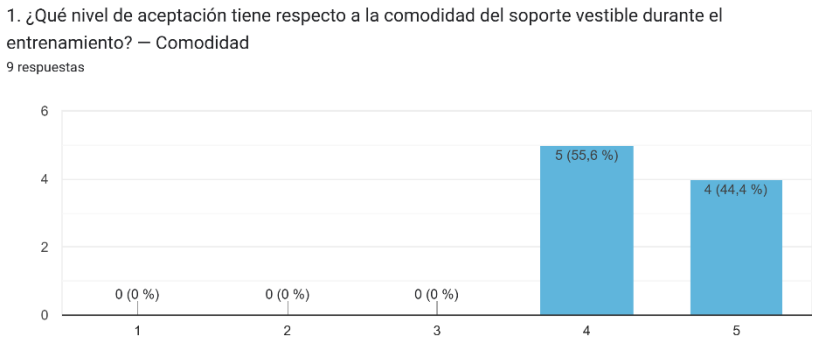


Nota. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 1: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la comodidad del soporte vestible durante el entrenamiento (Comodidad), obteniendo una calificación de 5 en el 55,6 % de los casos y de 4 en el 44,4 % restante, sin que ningún deportista otorgara una calificación inferior a 4. Este resultado sugiere que, si bien la comodidad general fue bien percibida, existe un margen de mejora relacionado con las observaciones recogidas posteriormente en las preguntas abiertas. En la **Figura 95** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 95

Tabulación de la pregunta 1 dirigida a los deportistas

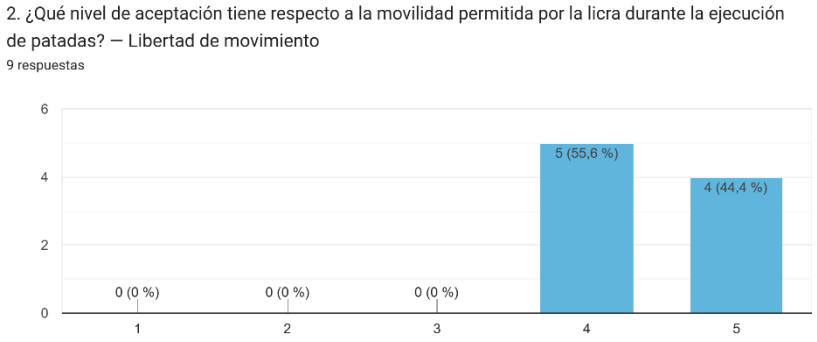


Nota. La pregunta evalúa la comodidad del soporte vestible durante el entrenamiento, obteniendo una calificación de 5 en el 55,6 % de los casos y de 4 en el 44,4 % restante. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 2: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la movilidad permitida por la licra durante la ejecución de patadas (Libertad de movimiento), replicando la misma distribución de calificaciones que la pregunta anterior (55,6 % con calificación 5 y 44,4 % con calificación 4), lo que indica una percepción consistente entre la comodidad general de la prenda y la libertad de movimiento que esta permite durante la ejecución técnica. La **Figura 96** ilustra el resultado.

Figura 96

Tabulación de la pregunta 2 dirigida a los deportistas



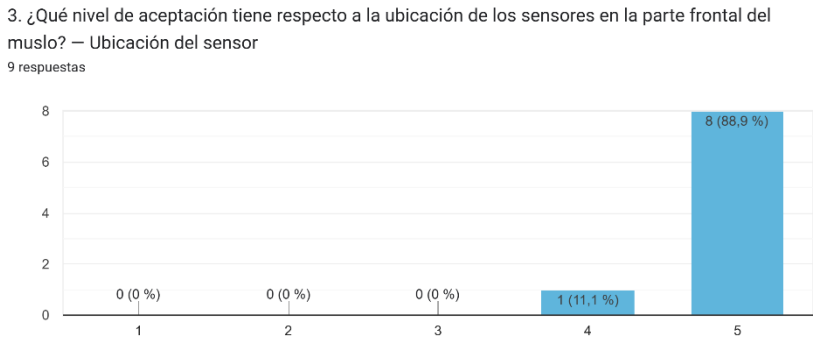
Nota. La pregunta evalúa la movilidad permitida por la licra durante la ejecución de patadas, obteniendo la misma distribución de calificaciones que la pregunta anterior. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 3: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la ubicación de los sensores en la parte frontal del muslo (Ubicación del sensor), obteniendo una calificación de 5 en el 88,9 % de los casos y de 4 en el 11,1 % restante, un resultado más favorable que el de las dos preguntas anteriores, lo que sugiere que la colocación de los sensores generó menor

incomodidad que la prenda en su conjunto. En la **Figura 97** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 97

Tabulación de la pregunta 3 dirigida a los deportistas

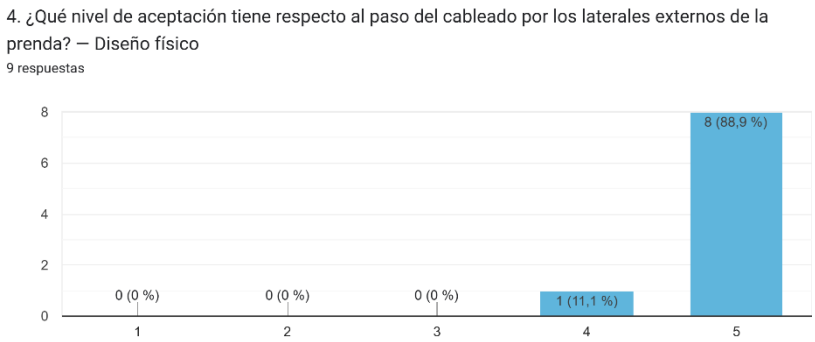


Nota. La pregunta evalúa la ubicación de los sensores en la parte frontal del muslo, obteniendo una calificación de 5 en el 88,9 % de los casos y de 4 en el 11,1 % restante. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 4: Se evaluó el nivel de aceptación respecto al paso del cableado por los laterales externos de la prenda (Diseño físico), manteniéndose la misma distribución favorable de la pregunta anterior (88,9 % con calificación 5). La **Figura 98** ilustra el resultado.

Figura 98

Tabulación de la pregunta 4 dirigida a los deportistas

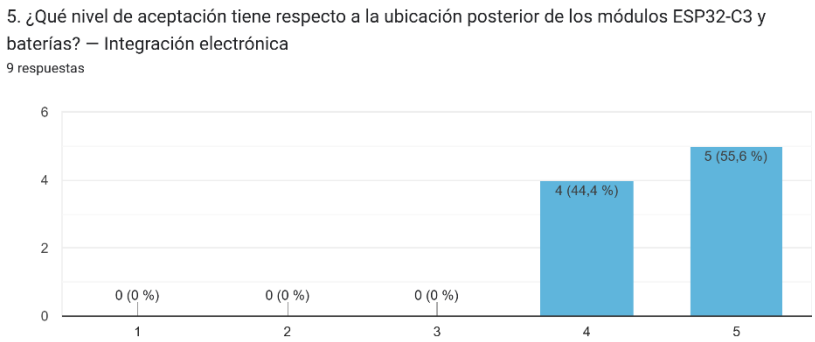


Nota. La pregunta evalúa el paso del cableado por los laterales externos de la prenda, obteniendo una calificación de 5 en el 88,9 % de los casos y de 4 en el 11,1 % restante. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 5: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la ubicación posterior de los módulos ESP32-C3 y las baterías (Integración electrónica), obteniendo una calificación de 5 en el 55,6 % de los casos y de 4 en el 44,4 % restante. Este resultado, ligeramente inferior al de la ubicación de los sensores, es consistente con las molestias relacionadas con el peso de las baterías reportadas posteriormente en las preguntas abiertas. En la **Figura 99** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 99

Tabulación de la pregunta 5 dirigida a los deportistas

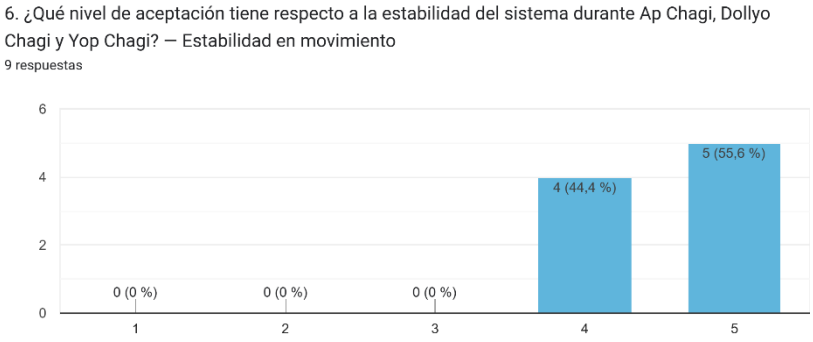


Nota. La pregunta evalúa la ubicación posterior de los módulos ESP32-C3 y las baterías, obteniendo una calificación de 5 en el 55,6 % de los casos y de 4 en el 44,4 % restante. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 6: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la estabilidad del sistema durante la ejecución de Ap Chagi, Dollyo Chagi y Yop Chagi (Estabilidad en movimiento), obteniendo una calificación de 5 en el 55,6 % de los casos y de 4 en el 44,4 % restante, lo que confirma que el sistema se mantuvo estable durante la ejecución de las tres técnicas evaluadas, sin registrarse calificaciones bajas asociadas a desprendimientos o fallos de sujeción. La **Figura 100** ilustra el resultado.

Figura 100

Tabulación de la pregunta 6 dirigida a los deportistas

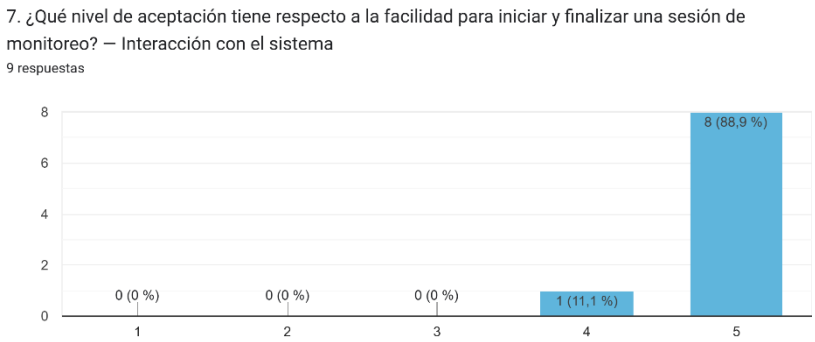


Nota. La pregunta evalúa la estabilidad del sistema durante la ejecución de Ap Chagi, Dollyo Chagi y Yop Chagi, obteniendo una calificación de 5 en el 55,6 % de los casos y de 4 en el 44,4 % restante. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 7: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la facilidad para iniciar y finalizar una sesión de monitoreo (Interacción con el sistema), obteniendo una calificación de 5 en el 88,9 % de los casos y de 4 en el 11,1 % restante, lo que evidencia que la interacción directa del deportista con los botones de control de sesión resultó intuitiva. En la **Figura 101** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 101

Tabulación de la pregunta 7 dirigida a los deportistas

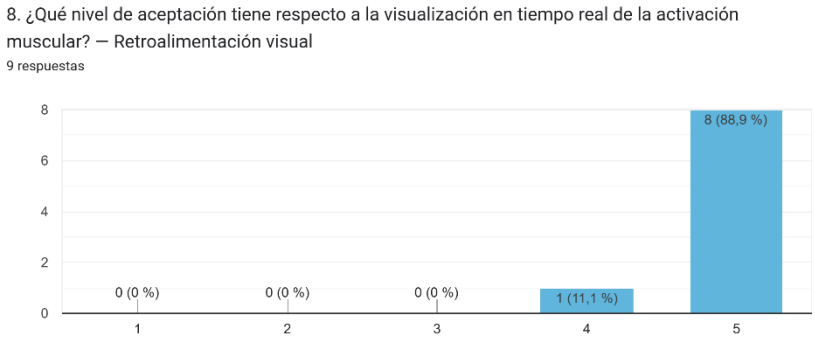


Nota. La pregunta evalúa la facilidad para iniciar y finalizar una sesión de monitoreo, obteniendo una calificación de 5 en el 88,9 % de los casos y de 4 en el 11,1 % restante. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 8: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la visualización en tiempo real de la activación muscular (Retroalimentación visual), manteniéndose la misma distribución favorable de la pregunta anterior. La **Figura 102** ilustra el resultado.

Figura 102

Tabulación de la pregunta 8 dirigida a los deportistas

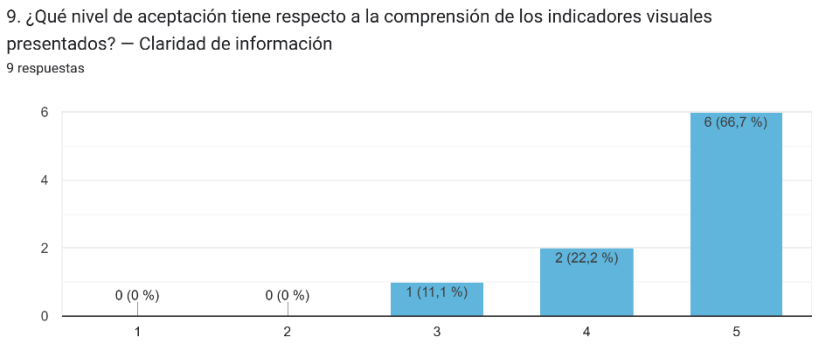


Nota. La pregunta evalúa la visualización en tiempo real de la activación muscular, obteniendo la misma distribución favorable de la pregunta anterior. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 9: Se evaluó el nivel de aceptación respecto a la comprensión de los indicadores visuales presentados (Claridad de información), obteniendo una calificación de 5 en el 66,7 % de los casos, de 4 en el 22,2 % y de 3 en el 11,1 % restante. Esta pregunta registró la mayor dispersión de respuestas de toda la encuesta, lo que sugiere que, si bien la mayoría de los deportistas comprendió adecuadamente los indicadores visuales, existe una oportunidad de mejora en la claridad de la interfaz para quienes tienen menor familiaridad con este tipo de herramientas digitales. En la **Figura 103** se muestra la tabulación correspondiente.

Figura 103

Tabulación de la pregunta 9 dirigida a los deportistas



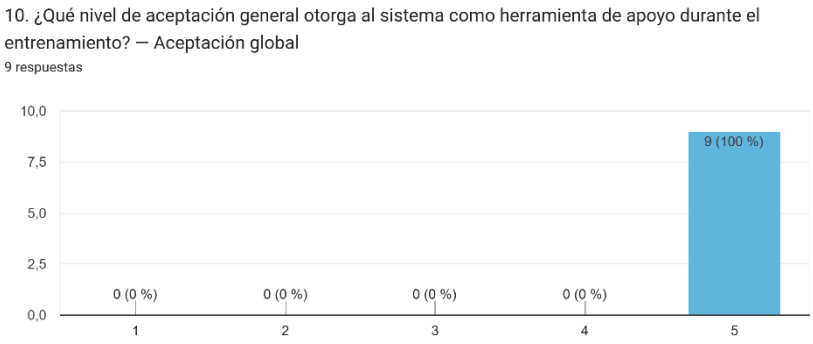
Nota. La pregunta evalúa la comprensión de los indicadores visuales presentados, obteniendo una calificación de 5 en el 66,7 % de los casos, de 4 en el 22,2 % y de 3 en el 11,1 % restante. Fuente: Elaboración propia.

Pregunta 10: Se evaluó el nivel de aceptación general otorgado al sistema como herramienta de apoyo durante el entrenamiento (Aceptación global), obteniendo la calificación máxima de 5 en la totalidad de los nueve casos, equivalente al 100 % de aceptación. Este resultado indica que, pese a las observaciones puntuales registradas en

preguntas específicas, la percepción general del sistema como herramienta de apoyo fue unánimemente positiva entre los deportistas. La **Figura 104** ilustra el resultado.

Figura 104

Tabulación de la pregunta 10 dirigida a los deportistas

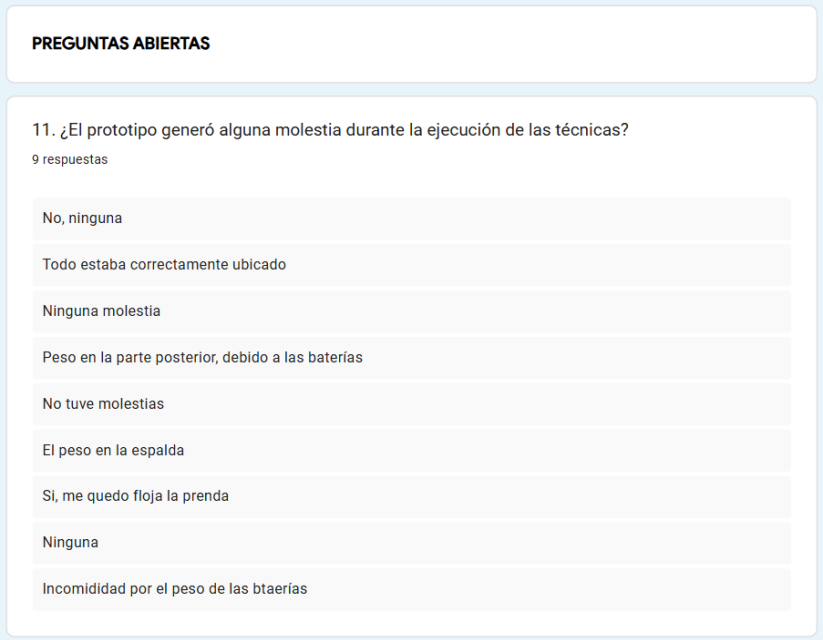


Nota. La pregunta evalúa el nivel de aceptación general otorgado al sistema, obteniendo la calificación máxima de 5 en la totalidad de los nueve casos. Fuente: Elaboración propia.

En la primera pregunta abierta, orientada a identificar posibles molestias generadas por el prototipo durante la ejecución de las técnicas, la mayoría de los deportistas no reportó incomodidad alguna, mientras que un grupo reducido señaló percibir el peso de las baterías en la parte posterior de la prenda como la principal molestia, y un caso puntual mencionó que la prenda le quedó floja durante la sesión. Estas observaciones coinciden con las calificaciones ligeramente inferiores obtenidas en las preguntas 1, 2 y 5, referidas a la comodidad general y a la integración electrónica del sistema. La **Figura 105** muestra las respuestas completas de los deportistas a esta pregunta.

Figura 105

Respuestas de los deportistas respecto a las molestias generadas por el prototipo

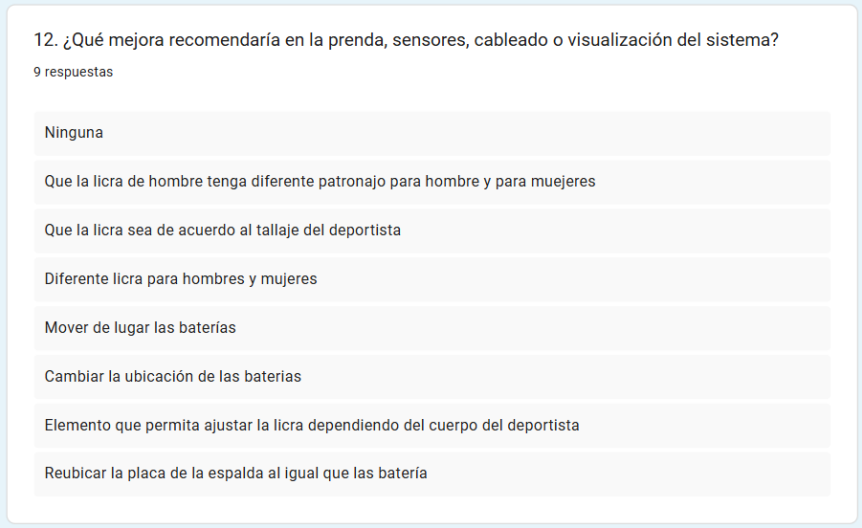


Nota. La figura muestra las respuestas individuales de los nueve deportistas a la pregunta sobre posibles molestias durante la ejecución de las técnicas. Fuente: Elaboración propia.

En la segunda pregunta abierta, relacionada con posibles mejoras a la prenda, los sensores, el cableado o la visualización del sistema, las recomendaciones se concentraron principalmente en dos aspectos: por un lado, la necesidad de un patronaje diferenciado de la licra según género y contextura del deportista, y por otro, la reubicación del peso de las baterías y la placa electrónica en la parte posterior de la prenda. Ambas recomendaciones son consistentes con las molestias físicas reportadas en la pregunta anterior y representan oportunidades concretas de mejora para futuras iteraciones del diseño vestible. La **Figura 106** muestra las respuestas completas de los deportistas a esta pregunta.

Figura 106

Respuestas de los deportistas respecto a las mejoras recomendadas para el sistema



Nota. La figura muestra las respuestas individuales de los nueve deportistas a la pregunta sobre mejoras recomendadas para la prenda, los sensores, el cableado o la visualización del sistema. Fuente: Elaboración propia.

Los resultados obtenidos evidencian un nivel de aceptación alto y consistente del sistema por parte de los deportistas en la totalidad de los criterios evaluados, con observaciones puntuales orientadas principalmente al confort físico de la prenda y a la distribución del peso de los componentes electrónicos, sin que ello afecte la aceptación general del prototipo. Estos hallazgos respaldan el cumplimiento de los requerimientos STKR y SYSR asociados a la ergonomía y usabilidad del sistema vestible, e identifican, a su vez, líneas concretas de mejora para futuras versiones del diseño.

4.3 Validación de requerimientos del sistema

En primer lugar, se presenta la trazabilidad correspondiente a los requerimientos de Stakeholders (STKR), definidos originalmente en la **Tabla *13*** del Capítulo III, contrastando cada uno de ellos con la fase de la hoja de ruta experimental en la que se generó su evidencia empírica, asi como con la subprueba específica del presente capitulo donde ducha evidencia quedó documentada. La **Tabla 37** resume esta trazabilidad para los diez requerimientos de stakeholders definidos.

Tabla 37

Trazabilidad de requerimientos de stakeholders (STKR)

Código	Requerimiento (Resumen)	Fase/s	Evidencia	Estado
STKR1	Cuantificar objetivamente la activación muscular.	4, 6	4.1.3.4, 4.1.4.1	Cumplido
STKR2	Monitoreo en tiempo real de señal EMG,	6, 9	4.1.3.6, 4.1.5	Cumplido
STKR3	Visualización mediante gráficas claras.	9	4.1.3.6	Cumplido
STKR4	Almacenamiento de datos para análisis posterior.	8	4.1.3.5	Cumplido
STKR5	Información comprensible para toma de decisiones.	9	4.1.3.6, 4.2.1	Cumplido
STKR6	Clasificación de niveles y reporte de fatiga/lesiones.	7, 10	4.1.3.4, 4.1.4.3	Cumplido
STKR7	Portabilidad y adaptabilidad al entorno de entrenamiento.	2	4.1.2, 4.2.2 (P1)	Cumplido

STKR8	No interferencia con movilidad ni técnica del deportista.	2, 6	4.1.2, 4.2.2 (P2, P6)	Cumplido
STKR9	Operación continua sin interrupciones durante la sesión.	3, 6	4.1.1, 4.1.4.3	Cumplido
STKR10	Estabilidad en la transmisión de datos durante el monitoreo.	3	4.1.3.3	Cumplido

Nota. La tabla conecta cada requerimiento de stakeholders con la fase de la hoja de ruta experimental en la que se generó evidencia empírica de su cumplimiento, asi como con la subprueba correspondiente del presente capítulo. Fuente: Elaboración Propia.

De manera similar, se presenta a continuación la trazabilidad correspondiente a los requerimientos del sistema (SYSR), definidos originalmente en la **Tabla 12** del Capítulo III, contrastando cada uno de los requerimientos con la fase de la hoja de ruta experimental en la que se generó su evidencia empírica, asi como con las subprueba específica del presente capitulo donde dicha evidencia quedó documentada y se resumen en la **Tabla 38**.

Tabla 38

Trazabilidad de requerimientos del sistema (SYSR)

Código	Requerimiento (Resumen)	Fase/s	Evidencia	Estado
SYSR1	Adquirir la señal EMG del recto femoral	6	4.1.1, 4.1.4.1	Cumplido
SYSR2	Procesar y visualizar la señal en tiempo real	9	4.1.3.6, 4.1.5	Cumplido
SYSR3	Clasificar niveles y generar reporte funcional	7	4.1.3.4	Cumplido

SYSR4	Presentar información mediante gráficas claras	9	4.1.3.6	Cumplido
SYSR5	Consulta de datos registrados para análisis posterior	9	4.1.3.5, 4.1.3.6	Cumplido
SYSR6	Latencia que permita visualización sin retrasos	6, 9	4.1.3.3, 4.1.5	Cumplido
SYSR7	Operación continua sin pérdida de datos	6	4.1.4.3	Cumplido
SYSR8	Estabilidad en la transmisión de datos	3, 6	4.1.3.3	Cumplido
SYSR9	Reporte de niveles funcionales al finalizar sesión	10	4.1.4.3, 4.1.3.6	Cumplido
SYSR10	Precisión en la adquisición de la señal	4	4.1.1, 4.1.3.4	Cumplido
SYSR11	Inicio controlado de la sesión de monitoreo	6	4.1.3.6, 4.1.5	Cumplido
SYSR12	Finalización controlada de la sesión de monitoreo	10	4.1.3.6, 4.1.4.3	Cumplido
SYSR13	Estado activo durante toda la sesión	6	4.1.3.3	Cumplido

SYSR14	Gestión del estado de transmisión de datos	3	4.1.3.3	Cumplido
SYSR15	Almacenamiento automático al finalizar la sesión	8, 10	4.1.3.5	Cumplido
SYSR16	Interfaz gráfica intuitiva	9	4.1.3.6, 4.2.1, 4.2.2	Cumplido
SYSR17	Información comprensible para toma de decisiones	9	4.1.3.6, 4.2.1	Cumplido
SYSR18	Visualización de datos históricos	9	4.1.3.6	Cumplido
SYSR19	Visualización en tiempo real durante el entrenamiento	6	4.1.3.6, 4.1.5	Cumplido
SYSR20	Acceso a datos almacenados para análisis posterior	9	4.1.3.5, 4.1.3.6	Cumplido
SYSR21	Dispositivo portátil y adaptable	2	4.1.2, 4.2.2 (P1)	Cumplido
SYSR22	No interferencia con movilidad ni técnica	2, 6	4.1.2, 4.2.2 (P2, P6)	Cumplido
SYSR23	Batería recargable con autonomía	2	4.1.1, 4.1.2	Cumplido
SYSR24	Funcionamiento continuo sin interrupciones	6	4.1.4.3	Cumplido
SYSR25	Operación estable en condiciones reales de uso	6	4.1.3.3, 4.1.4.3	Cumplido

Nota. La tabla conecta cada requerimiento del sistema con la fase de la hoja de ruta experimental en la que se generó evidencia empírica de su cumplimiento, asi como con la subprueba correspondiente del presente capítulo. Fuente: Elaboración Propia.

Por último, se presenta la trazabilidad correspondiente a los requerimientos de arquitectura (ARCR), definidos originalmente en la **Tabla 13** del Capítulo III, contrastando cada uno de los requerimientos con la fase de la hoja de ruta experimental en la que se generó su evidencia empírica y con la subprueba específica del presente capítulo donde dicha evidencia quedó documentada. A diferencia de los requerimientos anteriores, orientados al usuario y a la operación funcional del sistema, los requerimientos de arquitectura describen las condiciones estructurales, lógicas y físicas que sustentan dicha operación, motivo por el cual su evidencia se concentra principalmente en las fases tempranas de verificación de hardware y comunicación osea la fase 2 y fase 3 como se ilustra en la **Tabla 39** la cual resume su trazabilidad.

Tabla 39

Trazabilidad de requerimientos de arquitectura (ARCR)

Código	Requerimiento (Resumen)	Fase/s	Evidencia	Estado
ARCR1	Esquema distribuido (adquisición/procesamiento/almacenamiento/visualización)	3, 8	4.1.3.3, 4.1.3.5	Cumplido
ARCR2	Identificación única de sesión para registro	8	4.1.3.5	Cumplido
ARCR3	Integridad de datos ante interrupciones temporales	3, 6	4.1.3.3	Cumplido

ARCR4	Sincronización entre adquisición, transmisión y almacenamiento	6	4.1.3.3, 4.1.3.5	Cumplido
ARCR5	Trazabilidad entre sesión, mediciones y consulta posterior	9	4.1.3.5, 4.1.3.6	Cumplido
ARCR6	Estabilidad mecánica de sensores en movimientos dinámicos	2	4.1.2, 4.2.2 (P6)	Cumplido
ARCR7	Ubicación del módulo minimizando riesgo de desconexión	2	4.1.2, 4.2.2 (P5)	Cumplido
ARCR8	Posición del nodo central con cobertura adecuada	3	4.1.3.3	Cumplido
ARCR9	Integración física en prenda deportiva ajustada	2	4.1.2, 4.2.2 (P1-P4)	Cumplido
ARCR10	Disposición física que facilita montaje y mantenimiento	2	4.1.2 Anexo K	Cumplido
ARCR11	Servicio de mensajería en tiempo real (MQTT)	6	4.1.3.3	Cumplido
ARCR12	Motor de flujos para transformar y redirigir datos	7	4.1.3.4	Cumplido
ARCR13	Base de datos orientada a series temporales	8	4.1.3.5	Cumplido

ARCR14	Integración con herramientas de visualización web	9	4.1.3.6	Cumplido
ARCR15	Gestión de sesiones y asociación de registros	6	4.1.3.6	Cumplido
ARCR16	Capacidad de conversión analógica-digital	3	4.1.1	Cumplido
ARCR17	Capacidad de procesamiento del nodo central	6	4.1.4.3	Cumplido
ARCR18	Conectividad inalámbrica integrada	3	4.1.3.3	Cumplido
ARCR19	Interfaces compatibles con periféricos y servicios	3	4.1.3.3	Cumplido
ARCR20	Dimensiones y peso adecuados para sistema vestible	2	4.1.2, 4.2.2 (P5)	Cumplido
ARCR21	Fuente de alimentación portátil con autonomía	2	4.1.1, 4.1.2	Cumplido
ARCR22	Regulaciones de voltaje compatibles	3	4.1.1	Cumplido
ARCR23	Mecanismo de carga segura	2	4.1.1 Anexo K	Cumplido
ARCR24	Protección ante sobre corriente, inversión de polaridad o sobretensión	3	4.1.1	Cumplido

ARCR25	Compatibilidad eléctrica entre sensor, módulo y fuente	6	4.1.1, 4.1.4.3	Cumplido

Nota. En conjunto, la **Tabla 37**, **Tabla 38**, **Tabla 39** evidencian que, de los sesenta requerimientos definidos en el Capítulo III, cincuenta y nueve fueron validados con evidencia empírica directa, generada a lo largo de las diez fases de la hoja de ruta experimental y documentada en las subpruebas de las secciones 4.1.1 a 4.1.5, así como en los resultados de aceptación de la sección 4.2. El único caso que amerita una precisión es el requerimiento SYSR6, referido a la latencia de procesamiento, cuyo cumplimiento se sustenta en el diseño de la arquitectura de comunicación en tiempo real (MQTT y WebSocket, sin buffers intermedios), sin contar aún con una medición cuantitativa expresada en milisegundos; este aspecto se identifica como una línea de trabajo futuro para reforzar la validación técnica del sistema.

La trazabilidad establecida entre los requerimientos, las fases de la hoja de ruta y las subpruebas del presente capítulo confirma que el sistema de monitoreo electromiográfico desarrollado cumple, en su gran mayoría, con las condiciones de uso, desempeño, interfaz e integración física y electrónica definidas desde la etapa de levantamiento de requerimientos, quedando así validado el prototipo en su conjunto para su aplicación en el entorno real de entrenamiento del club de Taekwondo.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

En relación con el objetivo general, se concluye que se diseñó e implementó un prototipo deportivo vestible capaz de monitorear en tiempo real la activación del músculo recto femoral de ambas extremidades durante la ejecución de las técnicas chagi en taekwondo. Mediante sensores MyoWare 1.0, microcontroladores ESP32-C3 y una arquitectura integral de comunicación, almacenamiento y presentación, el sistema capturó y visualizó la señal electromiográfica sin interferir con la ejecución técnica, validando su funcionamiento en condiciones reales de entrenamiento con el registro de 28 514 muestras correspondientes a nueve deportistas.

En relación con el primer objetivo específico, se concluye que el análisis de los fundamentos teóricos del taekwondo, de la biomecánica del músculo recto femoral y de las técnicas de monitoreo mediante electromiografía de superficie permitió sustentar técnicamente el diseño del prototipo, al confirmar que este músculo cumple un rol determinante en la extensión de rodilla durante la ejecución de las técnicas Ap Chagi, Dollyo Chagi y Yop Chagi, y que la electromiografía de superficie constituye un método no invasivo adecuado para registrar su activación en condiciones reales de entrenamiento, sin necesidad de equipos clínicos especializados.

Respecto al segundo objetivo específico, se concluye que el levantamiento y la definición de los sesenta requerimientos funcionales, de sistema y de arquitectura, sustentados en las necesidades identificadas junto a los stakeholders del proyecto, permitieron establecer una base técnica clara para el desarrollo del prototipo, garantizando que el diseño de hardware y software respondiera directamente a las condiciones de uso real del entrenador y de los deportistas del club de Taekwondo.

En cuanto al tercer objetivo específico, se concluye que el diseño e integración de un prototipo compuesto por sensores de electromiografía de superficie, microcontroladores ESP32-C3, comunicación inalámbrica mediante el protocolo MQTT, procesamiento en Node-RED y almacenamiento en InfluxDB permitió obtener un sistema funcional capaz de adquirir, clasificar y visualizar en tiempo real la activación muscular del recto femoral en ambas piernas, cumpliendo con los criterios de portabilidad y de integración física establecidos durante la fase de diseño.

Finalmente, respecto al cuarto objetivo específico, se concluye que la validación del prototipo mediante pruebas de campo, desarrolladas a lo largo de tres semanas con la participación de nueve deportistas y el entrenador de la selección juvenil de la Federación Deportiva de Imbabura, confirmó el correcto funcionamiento del sistema en sus componentes eléctricos, de hardware, de software y de aplicación, así como un nivel de aceptación alto y consistente por parte de sus usuarios finales, respaldando el cumplimiento de los sesenta requerimientos definidos y validando al prototipo como una herramienta funcional para el monitoreo muscular objetivo en el entrenamiento del taekwondo.

Como conclusión general, el prototipo desarrollado demuestra ser una alternativa accesible, portátil y técnicamente viable frente a los sistemas de electromiografía de superficie convencionales, permitiendo a entrenadores de contextos con recursos limitados, como el de la provincia de Imbabura, contar con una herramienta objetiva de apoyo para el ajuste de cargas de entrenamiento y la identificación temprana de posibles sobreexigencias musculares, aportando así al desarrollo de una práctica deportiva más segura y sustentada en evidencia.

Recomendaciones

Se recomienda incorporar un módulo de reloj en tiempo real (RTC DS3231) en la Raspberry Pi, con el fin de garantizar la sincronización automática de la fecha y hora del sistema, evitando así la dependencia de una configuración manual previa a cada sesión de entrenamiento.

Se recomienda complementar la protección eléctrica del circuito de alimentación mediante la incorporación de un capacitor de 470 a 1000 µF, como refuerzo adicional frente a eventuales caídas de tensión (brownout) durante picos de consumo de los módulos ESP32-C3.

Se recomienda realizar una medición cuantitativa de la latencia de procesamiento del sistema, expresada en milisegundos, entre la adquisición de la señal en el sensor y su visualización en la interfaz del deportista, con el fin de fortalecer con evidencia numérica el cumplimiento del requerimiento SYSR6, actualmente sustentado únicamente en el diseño de la arquitectura de comunicación en tiempo real.

Se recomienda investigar la causa de los cortes intermitentes observados durante rutinas de captación prolongadas, considerando como hipótesis la carga de procesamiento de la Raspberry Pi o la congestión de la red inalámbrica local, con el fin de mejorar la estabilidad del sistema en sesiones de mayor duración.

Se recomienda ampliar la validación del mecanismo de detección de "golpe efectivo", contrastando de manera sistemática el conteo de episodios detectados por el sistema frente al conteo real observado por el entrenador, con una muestra de datos más amplia que la utilizada durante la fase de captación experimental.

En cuanto al diseño físico del sistema vestible, se recomienda desarrollar un patronaje de la licra diferenciado según género y contextura corporal del deportista, así como reubicar el módulo ESP32-C3 y la batería hacia una posición que reduzca la percepción de peso en la

parte posterior de la prenda, atendiendo a las observaciones recogidas en la encuesta de aceptación aplicada a los deportistas.

Finalmente, se recomienda explorar la extensión del sistema hacia el monitoreo de otros grupos musculares relevantes para el desempeño deportivo, tales como los relacionados con la potencia de salto o la flexibilidad, así como su adaptación a otras disciplinas de contacto, con el fin de ampliar el alcance y la aplicabilidad del prototipo desarrollado.

BIBLIOGRAFÍA

Aandahl, H. S., Von Heimburg, E., & Van den Tillaar, R. (2018). Effect of Postactivation Potentiation Induced by Elastic Resistance on Kinematics and Performance in a Roundhouse Kick of Trained Martial Arts Practitioners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *32*(4), 990–996. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001947

Adão Martins, N. R., Annaheim, S., Spengler, C. M., & Rossi, R. M. (2021). Fatigue Monitoring Through Wearables: A State-of-the-Art Review. *Frontiers in Physiology*, *12*, 790292. https://doi.org/10.3389/fphys.2021.790292

Advancer Technologies. (2015). *MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) Datasheet*. https://www.advancertechnologies.com

Advancer Technologies. (2016). *MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)*. https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf

Ahmad, G., Pedret, C., Naqui, J., & Bhatti, W. A. (2023). Rectus Femoris: From Imaging Anatomy to Diagnosing Injuries. *Aspetar Sports Medicine Journal*, *12*(1), 1–12.

Alcan, V., & Zïnnuroğlu, M. (2023). Current developments in surface electromyography. *Turkish Journal of Medical Sciences*, *53*(5), 1019–1031. https://doi.org/10.55730/1300-0144.5667

Barramuño Medina, M., Valdés-Badilla, P., Fonseca Oyarzún, F., & Gálvez-García, G. (2021). Surface electromyography in ballistic movement: a comparative methodological analysis from taekwondo athletes (Electromiografía de superficie en movimientos balísticos: un análisis metodológico comparativo en atletas de taekwondo). *Retos*, *44*, 146–154. https://doi.org/10.47197/retos.v44i0.90174

Benito Díaz, J. E., & Barrientos Varela, M. (2020). *Taekwondo: Técnica, táctica, estrategia, competición*. Paidotribo.

Benito, J. E., & Varela, M. B. (2020). *Taekwondo: Técnica-Táctica-Estrategia-Competición*. Paidotribo. https://books.google.com.ec/books?id=T2f7DwAAQBAJ

Blanco Ortega, A., Isidro Godoy, J., Szwedowicz Wasik, D. S., Martínez Rayón, E., Cortés García, C., Ramón Azcaray Rivera, H., & Gómez Becerra, F. A. (2022). Biomechanics of the Upper Limbs: A Review in the Sports Combat Ambit Highlighting Wearable Sensors. *Sensors*, *22*(13), 4905. https://doi.org/10.3390/s22134905

Buendía Solano, S. E. (2024). Evaluación de las capacidades condicionales y su relación con los fundamentos técnicos del Taekwondo en el Club UTN. *Entrenamiento Deportivo*. https://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/15881

Campanini, I., Disselhorst-Klug, C., Rymer, W. Z., & Merletti, R. (2020). Surface EMG in clinical assessment and neurorehabilitation: Barriers limiting its use. *Frontiers in Neurology*, *11*, 934. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00934

Cappellini, G., Sylos-Labini, F., Assenza, C., Libernini, L., Morelli, D., Lacquaniti, F., & Ivanenko, Y. (2020). Clinical Relevance of State-of-the-Art Analysis of Surface Electromyography in Cerebral Palsy. *Frontiers in Neurology*, *11*. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.583296

Chander, H., Burch, R. F., Talegaonkar, P., Saucier, D., Luczak, T., Ball, J. E., Turner, A., Kodithuwakku Arachchige, S. N. K., Carroll, W., Smith, B. K., Knight, A., & Prabhu, R. K. (2020). Wearable Stretch Sensors for Human Movement Monitoring and Fall Detection in Ergonomics. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(10), 3554. https://doi.org/10.3390/ijerph17103554

Cheng, L., Li, J., Guo, A., & Zhang, J. (2023). Recent advances in flexible noninvasive electrodes for surface electromyography acquisition. *Npj Flexible Electronics*, *7*(1), 39. https://doi.org/10.1038/s41528-023-00273-0

Claudino, J. G., Gabbett, T., Bourdon, P. C., Jardim, P. H. G., Koffes, T., dos Santos, H. P., Pebi, J., de Paula Fernandes, R., Cardoso, F. L., Bishop, D., Dicks, M., Stark, C., Brink, M., McMahon, J., de Medina Teixeira, E., & Brown, L. (2019). Current approaches to the use of artificial intelligence in sports: a systematic review. *European Journal of Sport Science*, *19*(10), 1593–1613. https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1651560

De Fazio, R., Mastronardi, V. M., De Vittorio, M., & Visconti, P. (2023). Wearable Sensors and Smart Devices to Monitor Rehabilitation Parameters and Sports Performance: An Overview. In *Sensors* (Vol. 23, Number 4). MDPI. https://doi.org/10.3390/s23041856

Del Soto, A. (2023). Taekwondo: Tipos de patadas. In *Solo Artes Marciales*. https://soloartesmarciales.com/blogs/news/taekwondo-tipos-de-patadas

Dhillon, M., Tiwari, A. K., Pandey, A. S., & Badhyal, S. (2021). Design and Development of a Device for Performance Analysis and Injury Prevention in Boxing. *Journal of Postgraduate Medicine, Education and Research*, *54*(4), 231–235. https://doi.org/10.5005/jp-journals-10028-1401

Ema, R., Saito, I., & Akagi, R. (2018). Neuromuscular adaptations induced by adjacent joint training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *28*(3), 947–960. https://doi.org/10.1111/sms.13008

Esposito, D., Centracchio, J., Bifulco, P., & Andreozzi, E. (2023). A Smart Approach to EMG Envelope Extraction and Powerful Denoising for Human–Machine Interfaces. *Scientific Reports*, *13*, 7768. https://doi.org/10.1038/s41598-023-33319-4

Espressif Systems. (2025). *ESP32-C3 Technical Reference Manual*. https://www.espressif.com

Felici, F., & Del Vecchio, A. (2020). Surface Electromyography: What Limits Its Use in Exercise and Sport Physiology? *Frontiers in Neurology*, *11*, 578504. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.578504

Frigo, C. A., Wyss, C., & Brunner, R. (2020). The Effects of the Rectus Femoris Muscle on Knee and Foot Kinematics during the Swing Phase of Normal Walking. *Applied Sciences*, *10*(21), 7881. https://doi.org/10.3390/app10217881

García Zambrano, A. F., & Valverde Briones, K. A. (2024). *Sistemas de ejercicios en el desarrollo del gesto técnico en la Bandal Chagui en los deportistas de Taekwondo en la categoría infantil A y B de la Liga Deportiva Cantonal de Quinsaloma*.

Garouche, M., & Thamsuwan, O. (2023). Development of a Low-Cost Portable EMG for Measuring the Muscular Activity of Workers in the Field. *Sensors*, *23*(18), 7873. https://doi.org/10.3390/s23187873

Gawda, P., Ginszt, M., Ginszt, A., Pawlak, H., & Majcher, P. (2018). Differences in myoelectric manifestations of fatigue during isometric muscle actions. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, *25*(2), 296–299. https://doi.org/10.26444/aaem/81716

Gehlot, D., Kashyap, A., Singh, N., & Singh, A. K. (2022). Design and Implementation of IoT Based Muscle Monitoring System Using EMG Sensor. *International Journal of Advanced Research in Science, Communication and Technology*, *13*(1), 29–33. https://doi.org/10.48175/IJARSCT-7377

Geiss Santos, R. C., Van Hellemnondt, F., Yamashiro, E., Holtzhausen, L., Serner, A., Farooq, A., Whiteley, R., & Tol, J. L. (2022). Association Between Injury Mechanisms and Magnetic Resonance Imaging Findings in Rectus Femoris Injuries in 105 Professional Football Players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *32*(4), e430–e435. https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000935

González Hernández, M. P. (2024). Asociación de la flexibilidad y los cambios térmicos de la región isquiotibial en taekwondoines [Universidad Autónoma de Querétaro]. In *Universidad Autónoma de Querétaro*. https://ri-ng.uaq.mx/handle/123456789/10029

Guerra Barahona, D. S., & Tipán Niacato, J. S. (2023). *La gamificación para desarrollar las habilidades en taekwondo en la categoría infantil*.

Guggulothu, V. N., & Sarje, A. (2022). System Design For EMG Wearables. *2022 IEEE Silchar Subsection Conference (SILCON)*, 1–4. https://doi.org/10.1109/SILCON55242.2022.10028904

Guzmán, M. (2023). *Músculo cuádriceps femoral*. https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/musculo-cuadriceps-femoral

Haab, T., Leinen, P., & Burkey, P. (2024). Role and effectiveness of surface EMG feedback in sports and orthopedic rehabilitation: a systematic review. *Exploratory Musculoskeletal Diseases*, *2*, 391–407. https://doi.org/10.37349/emd.2024.00065

Hirono, T., Ueda, S., Mita, Y., & Watanabe, K. (2022). Neuromuscular characteristics during weight loss in a professional boxer: a case study. *Journal of Neurophysiology*, *128*(4), 963–968. https://doi.org/10.1152/jn.00307.2022

Hogan, M. C., & Mishra, S. (2024). The integration of multi-sensor wearables in elite sport science. *Sports Science Exchange*, (251). https://www.gssiweb.org/sports-science-exchange/article/the-integration-of-multi-sensor-wearables-in-elite-sport-science

ISO/IEC/IEEE 29148:2018 Systems and software engineering — Life cycle processes — Requirements engineering (Number ISO/IEC/IEEE 29148:2018). (2018). ISO and IEEE.

Jeknić, V., Dopsaj, M., Toskić, L., & Koropanovski, N. (2022). Muscle Contraction Adaptations in Top-Level Karate Athletes Assessed by Tensiomyography. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *19*(16), 10309. https://doi.org/10.3390/ijerph191610309

Kim, J. (2024). *La ciencia del Taekwondo: poder, velocidad y precisión*. Publicación independiente.

Knapik, D. M., Alter, T. D., Ganapathy, A., Smith, M. V., Brophy, R. H., & Matava, M. J. (2023). Isolated, Full-Thickness Proximal Rectus Femoris Injury in Competitive Athletes: A Systematic Review of Injury Characteristics and Return to Play. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, *11*(1). https://doi.org/10.1177/23259671221144984

Laganà, F., Pratticò, D., Angiulli, G., Oliva, G., Pullano, S. A., Versaci, M., & La Foresta, F. (2024). Development of an Integrated System of sEMG Signal Acquisition, Processing, and Analysis with AI Techniques. *Signals*, *5*(3), 476–493. https://doi.org/10.3390/signals5030025

Lagla Melendres, M. E. (2019). *Sistema de ejercicios específicos para desarrollar la fuerza explosiva en el pateo de los taekwondistas del Club de Artes Marciales de la Universidad Central del Ecuador* [Universidad Central del Ecuador]. http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/20972

Lee, H.-J., Lee, K.-W., Takeshi, K., Lee, Y.-W., & Kim, H.-J. (2021). Correlation analysis between lower limb muscle architectures and cycling power via ultrasonography. *Scientific Reports*, *11*(1), 5362. https://doi.org/10.1038/s41598-021-84870-x

Lee, S., Park, H., & Kim, J. (2020). Role of rectus femoris in Taekwondo kicks: A biomechanical study. *Journal of Sports Biomechanics*, *17*, 105–112.

Lee, W. (2018, November 6). *An Unofficial Introductory Tutorial to MyoWare Muscle Sensor Development Kit*. https://medium.com/@leex5202/an-unofficial-introductory-tutorial-to-myoware-muscle-sensor-development-kit-e2169948e63

Lussier, M., Couture, M., Giroux, S., Aboujaoudé, A., Ngankam, H. K., Pigot, H., Gaboury, S., Bouchard, K., Bottari, C., Belchior, P., Paré, G., & Bier, N. (2024). Codevelopment

and Deployment of a System for the Telemonitoring of Activities of Daily Living Among Older Adults Receiving Home Care Services: Protocol for an Action Design Research Study. *JMIR Research Protocols*, *13*, e52284. https://doi.org/10.2196/52284

Ma, X., Liu, Y., Song, Q., & Wang, C. (2020). Continuous Estimation of Knee Joint Angle Based on Surface Electromyography Using a Long Short-Term Memory Neural Network and Time-Advanced Feature. *Sensors*, *20*(17), 4966. https://doi.org/10.3390/s20174966

Manca, A., Cereatti, A., Bar-On, L., Botter, A., Della Croce, U., Knaflitz, M., Maffiuletti, N. A., Mazzoli, D., Merlo, A., Roatta, S., Turolla, A., & Deriu, F. (2020). A Survey on the Use and Barriers of Surface Electromyography in Neurorehabilitation. *Frontiers in Neurology*, *11*. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.573616

Marson, R. A., de Sousa, N. M. F., Scoz, R. D., Mendes, J. J. B., Ferreira, L. M. A., de Melo, M. A. A., Baldissera, V., Freitas, L. F., & Amorim, C. F. (2023). Different Smoothing Window Lengths can Estimate the Neuromuscular Fatigue Threshold at The same Intensity of the Lactate Threshold During the Leg Press Exercise. *The Open Sports Sciences Journal*, *16*(1). https://doi.org/10.2174/1875399X-v16-e230403-2022-25

Martin, Ş. A., & Martin-Hadmaş, R. M. (2021). Using an electromyography method while measuring oxygen uptake to appreciate physical exercise intensity in adolescent cyclists: An analytical study. *Medicina (Kaunas)*, *57*(9), 948. https://doi.org/10.3390/medicina57090948

McDevitt, S., Hernandez, H., Hicks, J., Lowell, R., Bentahaikt, H., Burch, R., Ball, J., Chander, H., Freeman, C., Taylor, C., & Anderson, B. (2022). Wearables for Biomechanical Performance Optimization and Risk Assessment in Industrial and Sports Applications. *Bioengineering*, *9*(1), 33. https://doi.org/10.3390/bioengineering9010033

McManus, L., De Vito, G., & Lowery, M. M. (2020). Analysis and Biophysics of Surface EMG for Physiotherapists and Kinesiologists: Toward a Common Language With Rehabilitation Engineers. *Frontiers in Neurology*, *11*. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.576729

Mejía, N., Sanchez, A., Cohen, D. D., Restrepo, A., & Montoya, S. (2024). Asociación entre potencia en SJ, CMJ y la fuerza aplicada en las patadas Bandal Chagi y Yeop Chagi de Taekwondo (Association between power in SJ, CMJ and the force applied in the Bandal Chagi and Yeop Chagi kicks of Taekwondo). *Retos*, *55*, 642–649. https://doi.org/10.47197/retos.v55.102997

Menzel, T., & Potthast, W. (2021). Validation of a Unique Boxing Monitoring System. *Sensors*, *21*(21), 6947. https://doi.org/10.3390/s21216947

Minghelli, B., Machado, L., & Capela, R. (2020). Musculoskeletal injuries in taekwondo athletes: a nationwide study in Portugal. *Revista Da Associação Médica Brasileira*, *66*(2), 124–132. https://doi.org/10.1590/1806-9282.66.2.124

Moenig, U. (2011). La evolución de las técnicas de patada en taekwondo. *Revista de Artes Marciales Asiáticas*, *6*(1), 117–140.

Molina-Molina, A., Ruiz-Malagón, E. J., Carrillo-Pérez, F., Roche-Seruendo, L. E., Damas, M., Banos, O., & García-Pinillos, F. (2020). Validation of mDurance, a wearable surface electromyography system for muscle activity assessment. *Frontiers in Physiology*, *11*, 606287. https://doi.org/10.3389/fphys.2020.606287

Monterrosa Quintero, A., Montenegro Arjona, O. A., & Poblete Valderrama, F. (2025). The impact of biomechanical analysis on sports performance of taekwondo athletes: a scoping review. *Retos*, *68*, 991–1000. https://doi.org/10.47197/retos.v68.113185

Moreira, P. V. S., Franchini, E., Ervilha, U. F., Goethel, M. F., Cardozo, A. C., & Gonçalves, M. (2018). Relationships of the expertise level of taekwondo athletes with

electromyographic, kinematic and ground reaction force performance indicators during the dollyo chagui kick. *Archives of Budo*, *14*, 1–17. https://api.semanticscholar.org/CorpusID:54682876

Moreira, P. V. S., Goethel, M. F., & Gonçalves, M. (2016). Neuromuscular performance of Bandal Chagui: Comparison of subelite and elite taekwondo athletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *30*, 55–65. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.06.001

Moreira, P. V. S., & Paula, L. V. de. (2017). Kinesiologic description of the round house kick: A brief review. *Journal of Athletic Enhancement*, *6*(1), 1. https://doi.org/10.4172/2324-9080.1000250

Morocho Guapi, C. P. (2021). *Compendio histórico del desarrollo del arte marcial del Taekwondo en la provincia del Cañar*.

Murdock, C. J., Mudreac, A., & Agyeman, K. (2025). *Anatomy, Abdomen and Pelvis, Rectus Femoris Muscle*.

NanJing Top Power ASIC Corp. (n.d.). *TP4056: 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger*.

Neufeld, P. (2025). *ESP32-C3 SuperMini Antenna Modification*. https://peterneufeld.wordpress.com/2025/03/04/esp32-c3-supermini-antenna-modification/

Niknam, S., Dhillon, H. S., & Reed, J. H. (2020). Federated Learning for Wireless Communications: Motivation, Opportunities, and Challenges. *IEEE Communications Magazine*, *58*(6), 46–51. https://doi.org/10.1109/MCOM.001.1900461

Ochoa-Aldeán, J. G., & García-Minchala, S. (2023). Implementación de un prototipo de estación base para una red 4G-LTE utilizando SDR. *CEDAMAZ*, *13*(1), 71–77. https://doi.org/10.54753/cedamaz.v13i1.1839

Pacto Mundial de las Naciones Unidas. (2023). *ODS 3: Salud y bienestar*. https://www.pactomundial.org/ods/3-salud-y-bienestar

Park, J., Banarjee, C., Fu, J., White-Williams, C., Coe, R., Zaslow, T., Silva, F., Vomer, R., & Pujalte, G. G. (2024). Youth athletes and wearable technology. *F1000Research*, *13*, 1381. https://doi.org/10.12688/f1000research.156207.1

Paucay Tamay, J. F. (2024). Importancia de la flexibilidad en la práctica del taekwondo . *Importancia de La Flexibilidad En La Práctica Del*, *9*(3). https://doi.org/10.5281/zenodo.12667572

Pedro, M., & Gómez Castañeda, E. (2004). *TAEKWONDO TEORIA Y METODOLOGÍA DE LA PREPARACIÓN COMPETITIVA*.

Péter, A., Andersson, E., Hegyi, A., Finni, T., Tarassova, O., Cronin, N., Grundström, H., & Arndt, A. (2019). Comparing Surface and Fine-Wire Electromyography Activity of Lower Leg Muscles at Different Walking Speeds. *Frontiers in Physiology*, *10*. https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01283

Prabhu, S. (2026). *ESP32-C3 Super Mini Pinout Reference*. https://lastminuteengineers.com/esp32-c3-super-mini-pinout-reference/

Ranavolo, A., Serrao, M., & Draicchio, F. (2020). Critical Issues and Imminent Challenges in the Use of sEMG in Return-To-Work Rehabilitation of Patients Affected by Neurological Disorders in the Epoch of Human–Robot Collaborative Technologies. *Frontiers in Neurology*, *11*. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.572069

Raspberry Pi (Trading) Ltd. (2024). *Raspberry Pi 4 Model B Datasheet*. https://www.raspberrypi.org

Ray, T., Choi, J., Reeder, J., Lee, S. P., Aranyosi, A. J., Ghaffari, R., & Rogers, J. A. (2019). Soft, skin-interfaced wearable systems for sports science and analytics. *Nature Electronics*, *2*(9), 423–433. https://doi.org/10.1016/j.cobme.2019.01.003

Robalino, J., e Silva Cabral, A. L. C., Franchini, E., Goethel, M. F., Vilas-Boas, J. P., Mezêncio, B., & Ferreira, J. C. (2025). Assessing the Reliability of a Combat Sports Kick-Time Device. *Sensors*, *25*(5). https://doi.org/10.3390/s25051420

Rodrigues, S. B., de Faria, L. P., Monteiro, A. M., Lima, J. L., Barbosa, T. M., & Duarte, J. A. (2022). EMG Signal Processing for the Study of Localized Muscle Fatigue—Pilot Study to Explore the Applicability of a Novel Method. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *19*(20), 13270. https://doi.org/10.3390/ijerph192013270

Sanyo Electric Co. Ltd. (2004). *Cell Type UR18650F: Specifications*.

Savoji, K., Soleimani, M., & Moshayedi, A. J. (2024). A Comprehensive Review of Electromyography in Rehabilitation: Detecting Interrupted Wrist and Hand Movements with a Robotic Arm Approach. *EAI Endorsed Transactions on AI and Robotics*, *3*. https://doi.org/10.4108/airo.7377

Scataglini, S., Moorhead, A. P., & Feletti, F. (2020). A Systematic Review of Smart Clothing in Sports: possible Applications to Extreme Sports. *Muscle Ligaments and Tendons Journal*, *10*(02), 333. https://doi.org/10.32098/mltj.02.2020.19

Seçkin, A. Ç., Ateş, B., & Seçkin, M. (2023). Review on Wearable Technology in Sports: Concepts, Challenges and Opportunities. *Applied Sciences*, *13*(18), 10399. https://doi.org/10.3390/app131810399

Spiegel, M. R. (2013). *Estadística* (4th ed.). McGraw-Hill Education.

Stefana, E., Marciano, F., Rossi, D., Cocca, P., & Tomasoni, G. (2021). Wearable Devices for Ergonomics: A Systematic Literature Review. *Sensors*, *21*(3), 777. https://doi.org/10.3390/s21030777

Sun, J., Liu, G., Sun, Y., Lin, K., Zhou, Z., & Cai, J. (2022). Application of Surface Electromyography in Exercise Fatigue: A Review. *Frontiers in Systems Neuroscience*, *16*. https://doi.org/10.3389/fnsys.2022.893275

Sun, J., Wang, Y., & Dong, D. (2024). Lower limb electromyographic characteristics and implications of taekwondo roundhouse kick “hit” and “miss” actions. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *11*. https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1258613

Sun, J., Wang, Y., Dong, D., & others. (2024). Lower limb electromyographic characteristics and implications of taekwondo roundhouse kick “hit” and “miss” actions. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *11*, 1258613. https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1258613

Szyszka-Sommerfeld, L., Lipski, M., & Woźniak, K. (2020). Surface Electromyography as a Method for Diagnosing Muscle Function in Patients with Congenital Maxillofacial Abnormalities. *Journal of Healthcare Engineering*, *2020*, 1–6. https://doi.org/10.1155/2020/8846920

Taborri, J., Keogh, J., Kos, A., Santuz, A., Umek, A., Urbanczyk, C., van der Kruk, E., & Rossi, S. (2020). Sport Biomechanics Applications Using Inertial, Force, and EMG Sensors: A Literature Overview. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2020*, 1–18. https://doi.org/10.1155/2020/2041549

Tang, D., Hu, J., Liu, H., Li, Z., Shi, Q., Zhao, G., Gao, B., Lou, J., Yao, C., & Xu, F. (2020). Diagnosis and prognosis for exercise-induced muscle injuries: from conventional imaging to emerging point-of-care testing. *RSC Advances*, *10*, 38847–38860. https://doi.org/10.1039/D0RA07321K

Witkowski, J. S., & Grobelny, A. (2025). A Cost-Effective System for EMG/MMG Signal Acquisition. *Electronics*, *14*(7), 1468. https://doi.org/10.3390/electronics14071468

Yao, Y. (2023). APPLICATION OF SPORTS BIOMECHANICS IN THE TECHNICAL ANALYSIS OF TAEKWONDO KICKING. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, *29*. https://doi.org/10.1590/1517-8692202329012022_0379

Yoshiko, A., Watanabe, K., & Akima, H. (2023). Relative contribution of neuromuscular activation, muscle size, and muscle quality to maximum strength output of the thigh muscles in young individuals. *Physiological Reports*, *11*(1). https://doi.org/10.14814/phy2.15563

Zheng, M., Crouch, M. S., & Eggleston, M. S. (2022). Surface Electromyography as a Natural Human–Machine Interface: A Review. *IEEE Sensors Journal*, *22*(10), 9198–9214. https://doi.org/10.1109/JSEN.2022.3165988

ANEXOS

Anexo A

ENCUESTA ENTRENADOR

Objetivo

Recopilar información técnica relacionada con el control de la carga de entrenamiento, la exigencia muscular y la prevención de lesiones durante la ejecución de técnicas chagi en taekwondo, con fines académicos.

Nombre: _____

1. ¿Cuántos deportistas se estima dentro de la selección?
2. ¿Qué método utiliza actualmente para evaluar el nivel de exigencia física durante la ejecución de técnicas chagi?

   ☐ Observación visual

   ☐ Experiencia previa

   ☐ Indicaciones del deportista
3. ¿Considera que el método actual permite identificar con precisión el nivel real de carga muscular aplicada al deportista?

   ☐ Sí

   ☐ No
4. ¿Ha observado casos de fatiga muscular o lesiones asociadas a una sobre exigencia durante los entrenamientos de patadas?

   ☐ Frecuentemente

   ☐ Ocasionalmente

   ☐ Raramente

☐ Nunca

5. ¿Qué tan importante considera disponer de información objetiva sobre la activación muscular durante el entrenamiento?

   ☐ Muy importante

   ☐ Importante

   ☐ Poco importante

6. ¿Considera que el monitoreo del músculo recto femoral aportaría información relevante para el control del entrenamiento en taekwondo?

   ☐ Sí

   ☐ No

7. ¿Utilizaría un sistema portátil que permita monitorear en tiempo real la activación muscular para ajustar la planificación del entrenamiento?

   ☐ Sí

   ☐ No

8. Desde su experiencia, ¿qué característica considera prioritaria en un sistema de monitoreo muscular?

   ☐ Monitoreo en tiempo real

   ☐ Facilidad de uso

   ☐ Portabilidad

   ☐ No interferencia con el movimiento

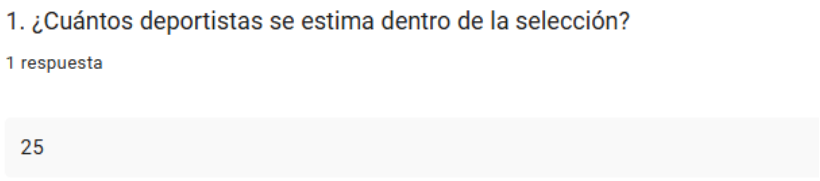
Anexo B

RESOLUCIÓN Y ANÁLISIS DE ENCUESTA A ENTRENADOR.

Pregunta 1: De acuerdo con la primera pregunta de la encuesta al entrenador, se estima que la selección está conformada por aproximadamente 25 deportistas. Este dato permite dimensionar el alcance del sistema propuesto, establecido una referencia sobre la cantidad de usuarios potenciales y facilitando la planificación del monitoreo en un entorno de entrenamiento grupal.

Figura 107

Número estimado de deportistas en la selección.

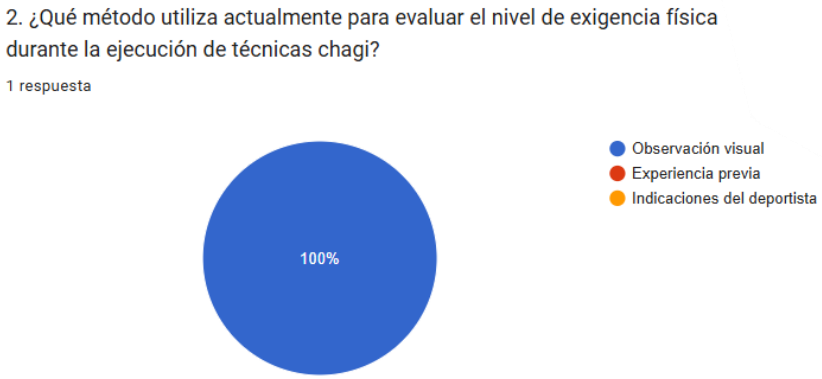


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 2: En la segunda pregunta de la encuesta, se identifica que el método utilizado para evaluar el nivel de exigencia física durante la ejecución de técnicas chagui corresponde a su totalidad a la observación visual. Este resultado evidencia que la valoración del esfuerzo se realiza mediante un criterio subjetivo basado en la experiencia y percepción directa, lo que puede limitar la precisión en la cuantificación real de la carga muscular durante el entrenamiento.

Figura 108

Método de evaluación del nivel de exigencia física

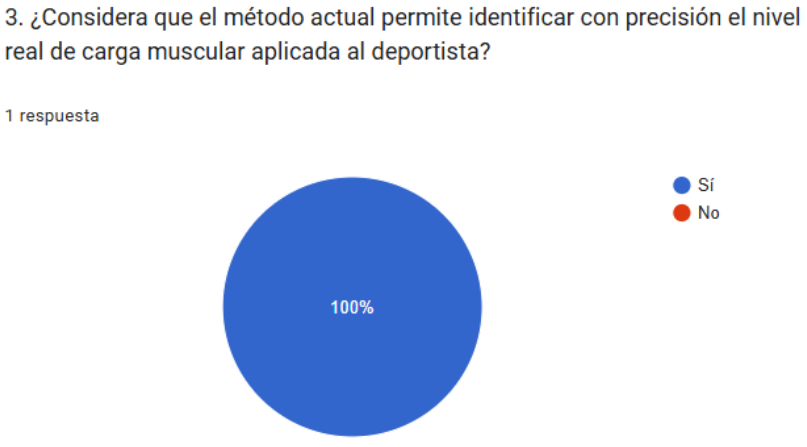


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 3: Para la tercera pregunta de la encuesta, se observa que el 100% considera que el método actual permite identificar con precisión el nivel de carga muscular aplicada al deportista. Este resultado refleja una alta confianza en la evaluación basada en la observación, aunque dicho enfoque continúa sustentándose en criterios subjetivos que no incorporan mediciones cuantificables del esfuerzo muscular.

Figura 109

Precisión percibida del método actual de evaluación



Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 4: De acuerdo con la cuarta pregunta dirigida al entrenador, se observa que el 100% indica haber evidenciado de forma ocasional casos de fatiga muscular o lesiones asociadas a sobre exigencias durante los entrenamientos. Este resultado sugiere la presencia recurrente de condiciones de carga elevada en los deportistas, lo que pone en evidencia la necesidad de mecanismos que permitan un seguimiento más preciso del esfuerzo muscular para reducir riesgo durante práctica.

Figura 110

Frecuencia de fatiga o lesiones por sobre exigencia.

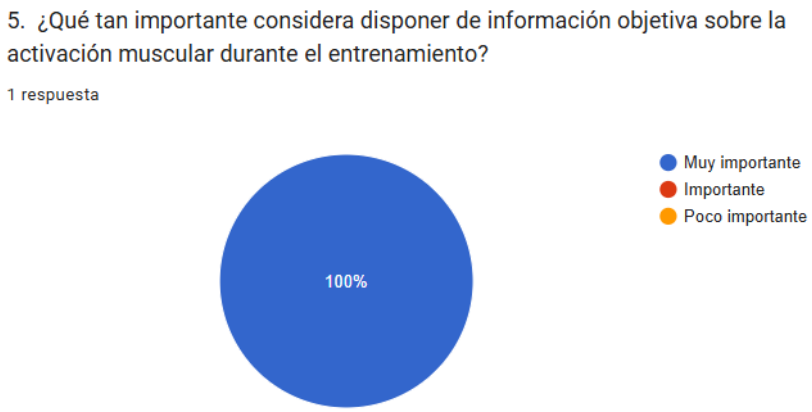


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 5: De acuerdo con la quinta pregunta dirigida al entrenador, se observa que el 100% considera muy importante disponer de información objetiva sobre la activación muscular durante el entrenamiento. Este resultado evidencia la necesidad de incorporar herramientas que permiten cuantificar el esfuerzo de forma precisa, complementando la evaluación basada en la observación y mejorando el control de la carga aplicada a los deportistas.

Figura 111

Importancia de la información objetiva sobre la activación muscular.



Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 6: En la sexta pregunta de la encuesta dirigida al entrenador, se observa que el monitoreo del músculo recto femoral si aportaría información relevante para el control del entrenamiento en taekwondo. Este resultado respalda la pertinencia de analizar la activación de este grupo muscular, dado su papel en la ejecución técnica de patadas, permitiendo un seguimiento más preciso de la carga aplicada durante la práctica.

Figura 112

Relevancia del monitoreo del músculo recto femoral

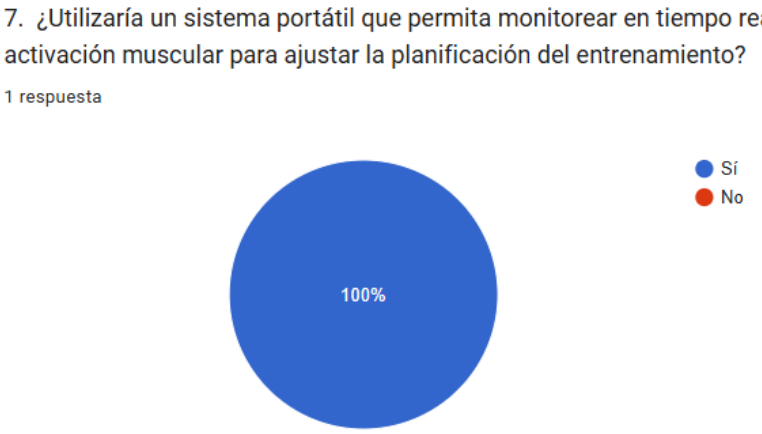


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 7: De acuerdo con la séptima pregunta dirigida al entrenador, se observa que el 100% indica que utilizaría un sistema portátil capaz de monitorear en tiempo real la activación muscular para ajustar la planificación del entrenamiento. Este resultado evidencia una alta aceptación hacia la herramienta tecnológica que permite optimizar la toma de decisiones, facilitando un control más preciso de la carga y la adaptación de las sesiones en función del desempeño muscular del deportista.

Figura 113

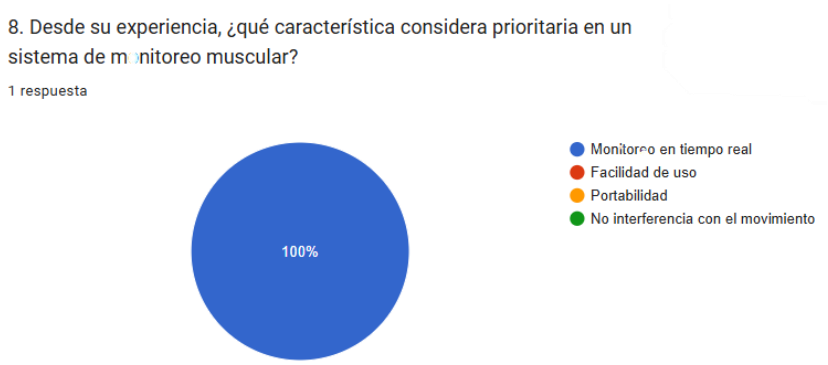
Uso de sistema portátil para monitoreo en tiempo real.



Pregunta 8: En la octava y última pregunta dirigida al entrenador, se observa que se considera como característica prioritaria el monitoreo en tiempo real en un sistema de seguimiento muscular. Este resultado resalta la importancia de disponer de información inmediata sobre la activación muscular, permitiendo una toma de decisiones oportuna durante el entrenamiento y facilitando el control continuo de la carga aplicada al deportista.

Figura 114

Características prioritarias en sistema de monitoreo muscular.



Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Anexo C

ENCUESTA DEPORTISTAS

Objetivo

Identificar la percepción de esfuerzo muscular, fatiga y aceptación del uso de un prototipo de monitoreo electromiográfico durante el entrenamiento.

Género: ☐ Hombre ☐ Mujer

Edad: ____

1. Durante la ejecución de técnicas chagi, ¿ha experimentado fatiga muscular en las piernas?

   ☐ Frecuentemente

   ☐ Ocasionalmente

   ☐ Raramente

   ☐ Nunca

2. ¿Considera que siempre es consciente del nivel de esfuerzo físico que realiza durante el entrenamiento?

   ☐ Sí

   ☐ No

3. ¿Ha sentido molestias musculares después del entrenamiento que no fueron detectadas durante la sesión?

   ☐ Sí

   ☐ No

4. ¿Le parecería útil conocer información objetiva sobre su nivel de esfuerzo muscular durante el entrenamiento?

☐ Sí

☐ No

5. ¿Utilizaría un dispositivo portátil que permita monitorear la actividad muscular durante la ejecución de patadas?

   ☐ Sí

   ☐ No

6. ¿Considera importante que dicho dispositivo no interfiera con su movilidad ni técnica de ejecución?

   ☐ Muy importante

   ☐ Importante

   ☐ Poco importante

7. ¿Cree que un sistema de monitoreo muscular podría ayudar a prevenir lesiones durante el entrenamiento?

   ☐ Sí

   ☐ No

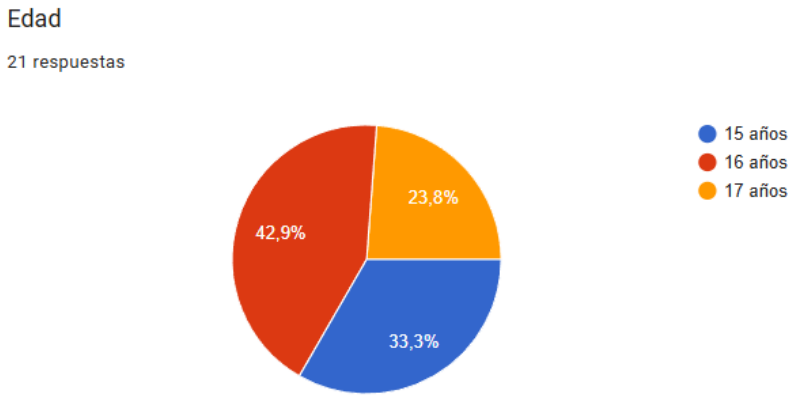
Anexo D

RESOLUCIÓN Y ANÁLISIS DE ENCUESTA A DEPORTISTAS.

De acuerdo con la información recopilada, se observa que el 42.9% de los encuestados tiene 16 años, seguido de un 33.3% con 15 años y un 23.8% con 17 años. Estos resultados evidencian que la población evaluada se concentra principalmente en edades intermedias dentro del rango analizado, lo que permite caracterizar a los participantes como deportistas en etapa de formación, donde el control del esfuerzo y la prevención de sobrecargas resultan especialmente relevantes.

Figura 115

Distribución de edades de los deportistas encuestados

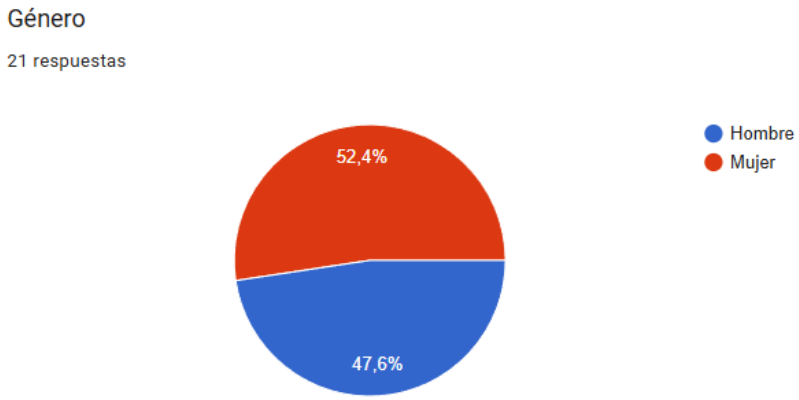


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Por otro lado, en los resultados obtenidos en cuestión de género de los deportistas; el 52.4% de los encuestados corresponde al género femenino, mientras que el 47.6% pertenece al género masculino. Esta distribución evidencia una participación equilibrada entre ambos grupos, lo que permite considerar que la información recolectada representa de manera adecuada a la población analizada dentro del contexto de entrenamiento.

Figura 116

Distribución de género de los deportistas encuestados

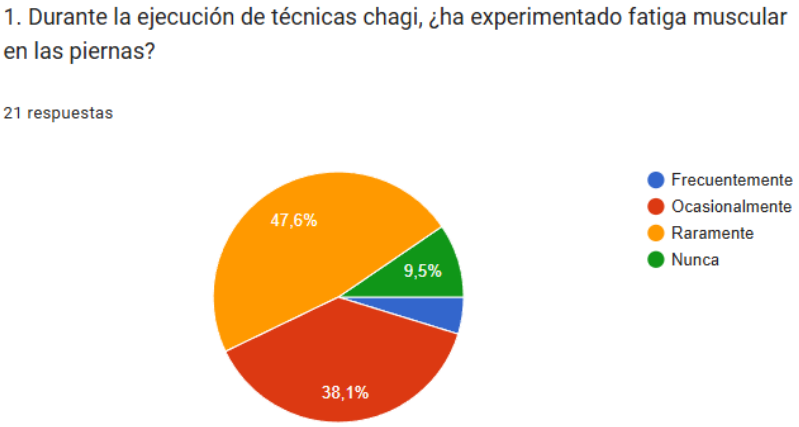


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 1: De acuerdo con la primera pregunta de la encuesta, se evidencia que el 47.6% de los encuestados experimenta fatiga muscular de forma esporádica durante la ejecución de técnicas chagui, mientras que un 38.1% los percibe ocasionalmente, lo que indica una alta recurrencia de esta condición entre los deportistas. Un porcentaje reducido manifiesta presentarlas con frecuencia, y un 9.5% indica no experimentar fatiga, reflejado que la mayoría de los usuarios reconoce la presencia de carga muscular en las extremidades inferiores durante el entrenamiento.

Figura 117

Frecuencia de fatiga muscular durante la ejecución de técnicas chagui.



Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 2: De acuerdo con la segunda pregunta de la encuesta, se observa que el 90.5% de los encuestados considera que es consciente del nivel de esfuerzo físico que realiza durante el entrenamiento, mientras que un 9.5% manifiesta no tener ducha percepción. Estos resultados evidencian que la mayoría de los participantes posee una autopercepción del esfuerzo durante la actividad física, aunque este criterio se basa en una apreciación subjetiva, lo que puede generar variaciones en la interpretación real de la carga muscular experimentada.

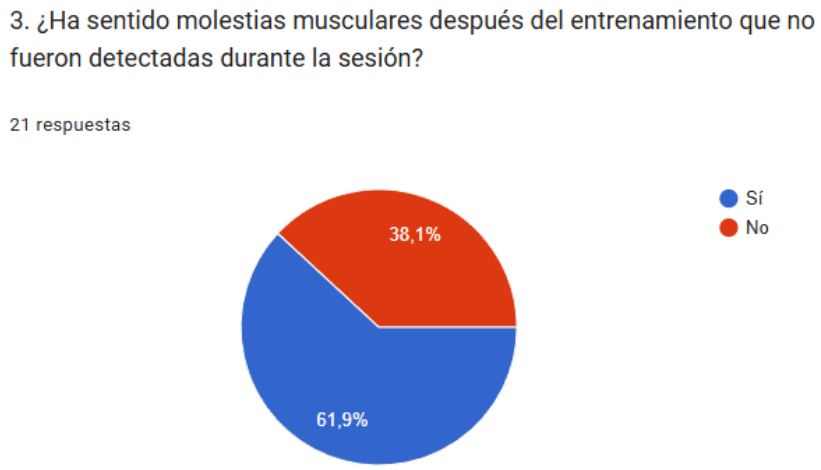
Figura 118

Nivel de esfuerzo Físico



Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 3: De acuerdo con la tercera pregunta, el 61.9% de los encuestados indica haber presentado molestias musculares posteriores al entrenamiento que no fueron identificadas durante la sesión, mientras que un 38.1% manifiesta no haber experimentado esta situación. Este resultado sugiere que una proporción significativa de los participantes no logra percibir en tiempo real determinadas condiciones asociadas a la carga muscular, lo que evidencia la existencia de limitaciones en la detección inmediata posibles sobreesfuerzos durante los entrenamientos.

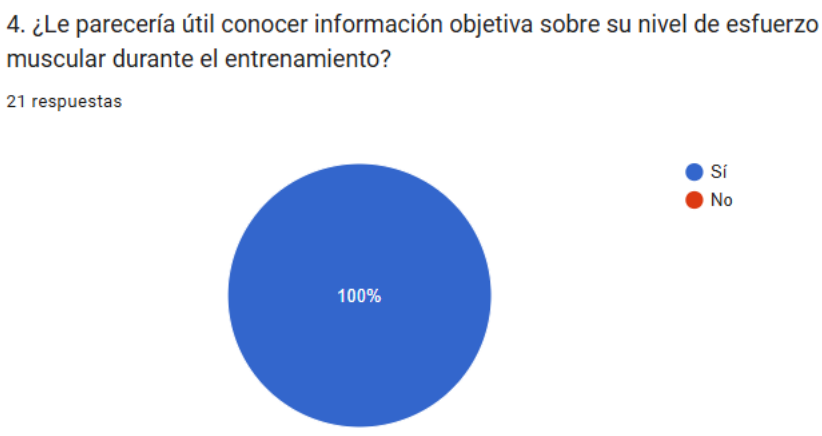


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 4: En la cuarta pregunta de la encuesta, el 100% de los encuestados considera útil disponer de información objetiva sobre el nivel de esfuerzo muscular durante el entrenamiento. Este resultado evidencia una aceptación total hacia herramientas que permitan cuantificar la carga física. Asimismo, se identifican una necesidad clara de complementar la percepción subjetiva con mediciones precisas. Esto respalda la pertinencia del desarrollo del prototipo propuesto.

Figura 119

Utilidad de información objetiva del esfuerzo muscular.

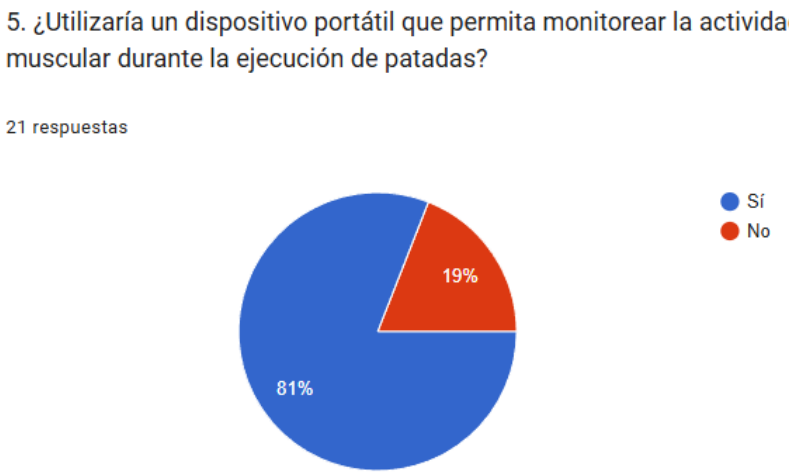


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 5: De acuerdo con la pregunta cinco de la encuesta, el 81% de los encuestados indica que utilizaría un dispositivo portátil para monitorear la actividad muscular durante la ejecución de patadas, mientras que un 19% manifiesta lo contrario. Estos resultados evidencian una alta disposición hacia la adopción de herramientas tecnológicas orientadas al seguimiento del desempeño muscular, lo que sugiere una aceptación significativa del uso de dispositivos portátiles como apoyo en el entrenamiento.

Figura 120

Uso de dispositivo portátil para monitoreo de actividad muscular.



Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 6: En la sexta pregunta de la encuesta, el 81% de los encuestados considera muy importante que el dispositivo no interfiera la movilidad ni con la técnica de ejecución, mientras que un 19% lo califica como importante. Este resultado evidencia que el diseño del sistema debe garantizar libertad de movimiento y no afecta la ejecución técnica, ya que estos factores son determinantes para si uso durante el entrenamiento.

Figura 121

Importancia de la no interferencia del dispositivo en la ejecución técnica.

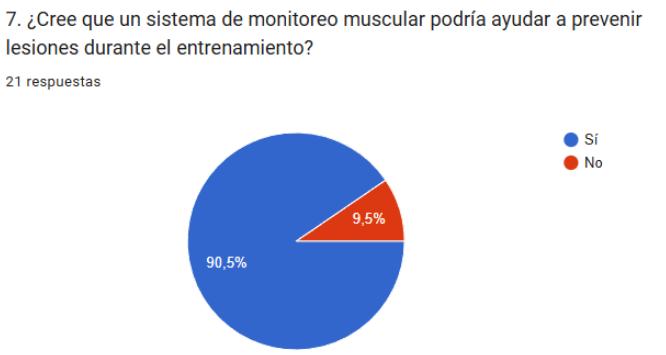


Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Pregunta 7: De acuerdo con la pregunta séptima y última pregunta de la encuesta a los deportistas, el 90.5% de los encuestados considera que un sistema de monitoreo muscular podría contribuir a la prevención de lesiones durante el entrenamiento, mientras que un 9.5% no comparte esta percepción. Este resultado evidencia una alta aceptación del uso de herramientas tecnológicas orientadas al análisis de la actividad muscular, lo que sugiere su potencial como apoyo en la reducción de riesgos asociados a sobrecargas o ejecuciones inadecuadas.

Figura 122

Percepción sobre la prevención de lesiones mediante monitoreo muscular.



Nota. Fuente: Elaboración Propia.

Anexo E

CÓDIGO DE ARDUINO DE ESP32–C3

```
// ======================================================
// ESP32-C3 Super Mini – Sistema de Monitoreo EMG
// Módulo de Adquisición: Pierna Izquierda / Pierna Derecha
// Transmisor %MVC con calibración remota vía MQTT
// ======================================================

#include <WiFi.h>
#include <PubSubClient.h>
#include <math.h>

// -------------------- Configuración del Módulo ------------------
String pierna = "izquierda";
// String pierna = "derecha"; //

String sesionID = "sesion001";
String deportistaID = "deportista01";
const int myoPin = 2; // Pin analógico donde está conectado el MyoWare (GPIO2 / ADC1_CH2)
const int ledPin = 8; // LED integrado en el ESP32-C3 Super Mini

// -------------------- Configuración WiFi y MQTT -----------------
const char* ssid = "PRUEBA";
const char* password = "88888888";
const char* mqttServer = "192.168.0.101";
const int mqttPort = 1883;
const char* mqttUser = "kim";
const char* mqttPassword = "1234";

WiFiClient espClient;
PubSubClient mqttClient(espClient);

// -------------------- Variables de Procesamiento ----------------
float sensorValue = 0.0;
float senalFiltrada = 0.0;
float valorAnterior = 0.0;
const float alfa_alto = 0.85;
float senalRectificada = 0.0;
float envolvente = 0.0;
const float beta_bajo = 0.7;
```

```
// -------------------- Calibración -----------------------------
float emgRest = 0.0;
float emgMax = 1.0;
bool reposoCalibrado = false;
bool maximoCalibrado = false;
float mvc = 0.0;

// BANDERAS DE CONTROL (Evitan el bloqueo del Callback y el reinicio)
bool solicitarBasal = false;
bool solicitarMaximo = false;

// -------------------- Control de Tiempo ------------------------
unsigned long tiempoAnterior = 0;
const unsigned long intervaloMuestreo = 10; // 100 Hz (ideal para impactos explosivos)

// ========================================================
// Función de Escucha MQTT
// ========================================================
void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length) {
  String comandoRecibido = "";

  for (unsigned int i = 0; i < length; i++) {
    comandoRecibido += (char)payload[i];
  }

  comandoRecibido.trim();

  if (comandoRecibido == "BASAL") {
    solicitarBasal = true;
  }
  else if (comandoRecibido == "MAXIMO") {
    solicitarMaximo = true;
  }
}

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
  digitalWrite(ledPin, HIGH);
  delay(2000);
  analogReadResolution(12);
```

```
  randomSeed(analogRead(0));

  conectarWiFi();

  mqttClient.setBufferSize(512);
  mqttClient.setKeepAlive(15);

  mqttClient.setServer(mqttServer, mqttPort);
  mqttClient.setCallback(callback);
  conectarMQTT();

  Serial.println("Sistema EMG listo - Pierna " + pierna);
}

void loop() {
  if (!mqttClient.connected()) conectarMQTT();
  mqttClient.loop();

  if (solicitarBasal) {
    solicitarBasal = false;
    calibrarReposo();
  }

  if (solicitarMaximo) {
    solicitarMaximo = false;
    calibrarMaximo();
  }

  unsigned long tiempoActual = millis();

  if (tiempoActual - tiempoAnterior >= intervaloMuestreo) {
    tiempoAnterior = tiempoActual;

    actualizarEnvolvente();
    calcularMVC();

    if (reposoCalibrado && maximoCalibrado) {
      publicarDato();
    }
  }
}
```

```
// ========================================================
// Funciones de Procesamiento Muscular
// ========================================================
void actualizarEnvolvente() {
  sensorValue = analogRead(myoPin);
  senalFiltrada = alfa_alto * (senalFiltrada + sensorValue - valorAnterior);
  valorAnterior = sensorValue;
  senalRectificada = fabs(senalFiltrada);
  envolvente = (beta_bajo * envolvente) + ((1.0 - beta_bajo) * senalRectificada);
}

void calcularMVC() {
  if (reposoCalibrado && maximoCalibrado && emgMax > emgRest) {
    mvc = ((envolvente - emgRest) / (emgMax - emgRest)) * 100.0;
  } else {
    mvc = 0.0;
  }

  if (mvc < 0.0) mvc = 0.0;
  if (mvc > 100.0) mvc = 100.0;
  if (mvc < 1.0) mvc = 0.0;
}

// ========================================================
// Funciones de Calibración (disparadas remotamente por MQTT)
// ========================================================
void calibrarReposo() {
  float suma = 0.0;
  int muestras = 0;
  unsigned long inicio = millis();
  while (millis() - inicio < 3000) {
    mqttClient.loop();
    actualizarEnvolvente();
    suma += envolvente;
    muestras++;
    delay(10);
  }
  emgRest = suma / muestras;
  reposoCalibrado = true;

  publicarCalibracion("basal", emgRest);
```

```
}

void calibrarMaximo() {
  float maximo = 0.0;
  unsigned long inicio = millis();
  while (millis() - inicio < 3000) {
    mqttClient.loop();
    actualizarEnvolvente();
    if (envolvente > maximo) maximo = envolvente;
    delay(10);
  }
  emgMax = maximo;
  maximoCalibrado = true;

  publicarCalibracion("maximo", emgMax);
}

// Publica {"tipo":"basal"|"maximo","valor":X} en taekwondo/calibracion/<pierna>
void publicarCalibracion(const char* tipo, float valor) {
  String payload = "{\"tipo\":\"" + String(tipo) + "\",\"valor\":" + String(valor, 2) +
"}";
  String topic = "taekwondo/calibracion/" + pierna;
  mqttClient.publish(topic.c_str(), payload.c_str());
}

// ========================================================
// Funciones de Red y Publicación
// ========================================================
void publicarDato() {
  String payload = "{\"" + pierna + "\":" + String(mvc, 2) + "}";
  String topic = "taekwondo/emg/" + pierna;
  mqttClient.publish(topic.c_str(), payload.c_str());
}

void conectarWiFi() {
  WiFi.begin(ssid, password);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    digitalWrite(ledPin, !digitalRead(ledPin));
    delay(500);
  }
  digitalWrite(ledPin, LOW);
}
```

```
void conectarMQTT() {
  while (!mqttClient.connected()) {
    String clientID = "ESP32C3_" + pierna + "_" + String(random(0xffff), HEX);

    if (mqttClient.connect(clientID.c_str(), mqttUser, mqttPassword)) {
      String topicComandos = "taekwondo/comandos/" + pierna;
      mqttClient.subscribe(topicComandos.c_str());
    } else {
      delay(2000);
    }
  }
}
```

Anexo F

FLUJOS DE NODE-RED

El presente anexo documenta el código fuente completo de los 20 nodos que conforman el flujo de Node-RED del sistema, presentados como bloques individuales identificados con las letras A a la T, en el orden en que intervienen operativamente: primero los nodos que sirven las interfaces web (Bloques A-B), seguidos de los nodos de autenticación y registro (Bloques C-H), gestión de sesión (Bloques I-M), procesamiento de telemetría en tiempo real (Bloques N-P), comandos de calibración remota (Bloques Q-R) y consulta histórica (Bloques S-T).

Bloque A

Dashboard Deportista. Nodo de tipo template (salida HTML) que sirve la interfaz completa del deportista: gauges SVG animados por pierna, paneles de Grafana embebidos para telemetría en vivo (actualización cada 500 ms), controles numerados de calibración y sesión, selector de técnica, y la lógica JavaScript de comunicación con los endpoints HTTP y el canal WebSocket.

```
<!DOCTYPE html>
<html lang="es">

<head>
    <meta charset="UTF-8">
    <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
    <title>SISTEMA EMG - DEPORTISTAS</title>
    <script src="http://192.168.0.101:8080/libs/chart.js"></script>
    <style>
        /* DESIGN SYSTEM UNIFICADO */
        body.dark-theme {
            --bg-body: #070a12;
            --card-bg: #111827;
            --text-main: #f8fafc;
            --text-muted: #94a3b8;
            --text-light: #64748b;
            --panel-bg: #0f172a;
            --border-color: #1e293b;
```

```
    --terminal-bg: #0b0f19;
    --recalib-bg: #0f172a;
    --recalib-text: #fbbf24;
    --tech-bg: #1e293b;
    --tech-active: #3b82f6;
}

body.light-theme {
    --bg-body: #f1f5f9;
    --card-bg: #ffffff;
    --text-main: #0f172a;
    --text-muted: #334155;
    --text-light: #64748b;
    --panel-bg: #f8fafc;
    --border-color: #cbd5e1;
    --terminal-bg: #ffffff;
    --recalib-bg: #ffffff;
    --recalib-text: #b45309;
    --tech-bg: #e2e8f0;
    --tech-active: #2563eb;
}

:root {
    --accent: #38bdf8;
    --bg-reposo: #475569;
    --bg-accion: #10b981;
    --bg-sobrecarga: #f59e0b;
    --bg-fatiga: #ef4444;
}

body {
    font-family: 'Segoe UI', -apple-system, BlinkMacSystemFont, sans-serif;
    background-color: var(--bg-body);
    color: var(--text-main);
    margin: 0;
    padding: 0;
    min-height: 100vh;
    display: flex;
    flex-direction: column;
    align-items: center;
    transition: all 0.3s;
}

/* --- CABECERA COMPACTA --- */
header {
    display: grid;
    grid-template-columns: auto 1fr auto;
    align-items: center;
```

```
    width: 95%;
    max-width: 1200px;
    margin-top: 15px;
    margin-bottom: 15px;
    background: var(--panel-bg);
    padding: 10px 25px;
    border-radius: 12px;
    border: 1px solid var(--border-color);
    box-shadow: 0 10px 15px -3px rgba(0, 0, 0, 0.1);
}

.header-left {
    display: flex;
    align-items: center;
    gap: 15px;
}

.header-center {
    text-align: center;
    padding: 0 10px;
}

.header-right {
    display: flex;
    justify-content: flex-end;
    gap: 10px;
    align-items: center;
}

.logos-container {
    display: flex;
    align-items: center;
    gap: 15px;
}

.logo {
    width: 60px;
    height: 60px;
    border-radius: 50%;
    object-fit: cover;
    border: 2px solid var(--border-color);
    background: white;
}

.separator {
    width: 2px;
    height: 40px;
    background-color: var(--border-color);
```

```
}

.main-title {
    font-size: 13.5px;
    font-weight: 800;
    letter-spacing: 0.5px;
    color: var(--text-main);
    margin: 0;
    text-transform: uppercase;
    line-height: 1.3;
}

.welcome-msg {
    color: var(--accent);
    font-size: 12.5px;
    font-weight: 600;
    margin-top: 4px;
    letter-spacing: 0.5px;
}

.date-display {
    font-size: 11px;
    font-weight: 700;
    font-family: monospace;
    color: var(--text-light);
    margin-top: 2px;
}

.stopwatch-badge {
    font-family: 'Courier New', Courier, monospace;
    font-size: 20px;
    font-weight: 900;
    color: #fbbf24;
    background: #090d16;
    padding: 2px 12px;
    border-radius: 6px;
    border: 1px solid var(--border-color);
    display: inline-block;
    margin-top: 5px;
    box-shadow: inset 0 0 10px rgba(251, 191, 36, 0.08);
}

.btn-action {
    background: none;
    color: var(--text-muted);
    border: 1px solid var(--border-color);
    padding: 8px;
    border-radius: 50%;
```

```
    cursor: pointer;
    display: flex;
    align-items: center;
    justify-content: center;
    transition: all 0.3s;
}

.btn-action:hover {
    color: var(--accent);
    border-color: var(--accent);
    background: rgba(56, 189, 248, 0.1);
}

.btn-logout:hover {
    color: var(--bg-fatiga);
    border-color: var(--bg-fatiga);
    background: rgba(239, 68, 68, 0.1);
}

/* --- CONTROLES SUPERIORES --- */
.top-controls-bar {
    width: 95%;
    max-width: 1200px;
    display: flex;
    justify-content: space-between;
    align-items: center;
    margin-bottom: 12px;
    gap: 20px;
}

.btn-check-conn {
    background: linear-gradient(135deg, #10b981 0%, #059669 100%);
    color: white;
    border: none;
    padding: 10px 20px;
    border-radius: 8px;
    font-weight: 800;
    font-size: 12px;
    text-transform: uppercase;
    letter-spacing: 1px;
    cursor: pointer;
    box-shadow: 0 4px 15px rgba(16, 185, 129, 0.3);
    display: flex;
    align-items: center;
    gap: 8px;
    transition: transform 0.2s;
}
```

```
.btn-check-conn:active {
    transform: scale(0.96);
}

.tech-buttons-group {
    display: flex;
    gap: 8px;
    background: var(--panel-bg);
    padding: 6px;
    border-radius: 8px;
    border: 1px solid var(--border-color);
}

.btn-tech {
    background: var(--tech-bg);
    color: var(--text-muted);
    border: 1px solid var(--border-color);
    padding: 8px 16px;
    border-radius: 6px;
    font-weight: 700;
    font-size: 11.5px;
    cursor: pointer;
    transition: all 0.2s;
}

.btn-tech.active {
    background: var(--tech-active);
    color: white;
    border-color: var(--tech-active);
    box-shadow: 0 4px 10px rgba(59, 130, 246, 0.4);
}

/* --- MENSAJES FLOTANTES DINÁMICOS (TOAST) --- */
#toastMessage {
    position: fixed;
    top: 20px;
    left: 50%;
    transform: translateX(-50%) translateY(-50px);
    background: #10b981;
    color: white;
    padding: 12px 25px;
    border-radius: 30px;
    font-weight: 700;
    font-size: 14px;
    box-shadow: 0 10px 25px rgba(16, 185, 129, 0.4);
    z-index: 2000;
    opacity: 0;
    pointer-events: none;
```

```
    transition: all 0.4s cubic-bezier(0.175, 0.885, 0.32, 1.275);
    display: flex;
    align-items: center;
    gap: 8px;
}

#toastMessage.show {
    transform: translateX(-50%) translateY(0);
    opacity: 1;
}

#toastMessage.error {
    background: #ef4444;
    box-shadow: 0 10px 25px rgba(239, 68, 68, 0.4);
}

/* --- OVERLAY ÉXITO FINAL --- */
#successOverlay {
    position: fixed;
    top: 0;
    left: 0;
    width: 100%;
    height: 100%;
    background: rgba(15, 23, 42, 0.95);
    z-index: 3000;
    display: flex;
    flex-direction: column;
    align-items: center;
    justify-content: center;
    opacity: 0;
    pointer-events: none;
    transition: opacity 0.5s;
}

#successOverlay.show {
    opacity: 1;
    pointer-events: auto;
}

.success-box {
    position: relative;
    text-align: center;
    background: #10b981;
    padding: 40px;
    border-radius: 20px;
    box-shadow: 0 20px 40px rgba(16, 185, 129, 0.3);
    color: white;
    transform: scale(0.8);
```

```
    transition: transform 0.5s cubic-bezier(0.175, 0.885, 0.32, 1.275);
    max-width: 500px;
}

#successOverlay.show .success-box {
    transform: scale(1);
}

.success-box h1 {
    margin: 0;
    font-size: 28px;
    letter-spacing: 1px;
}

.success-box p {
    margin-top: 10px;
    font-size: 15px;
    font-weight: 600;
    opacity: 0.9;
}

.close-overlay-btn {
    position: absolute;
    top: 15px;
    right: 20px;
    background: none;
    border: none;
    color: white;
    font-size: 32px;
    font-weight: bold;
    cursor: pointer;
    opacity: 0.7;
    transition: opacity 0.2s;
    outline: none;
}

.close-overlay-btn:hover {
    opacity: 1;
}

.technical-summary {
    margin-top: 20px;
    padding: 15px;
    background: rgba(0, 0, 0, 0.2);
    border-radius: 8px;
    font-size: 14px;
    font-weight: 600;
    color: #f8fafc;
```

```
    border-left: 4px solid #34d399;
    text-align: left;
    white-space: pre-line;
    line-height: 1.5;
}

/* --- CONTENEDOR DE TRABAJO PRINCIPAL --- */
.workspace-container {
    width: 95%;
    max-width: 1200px;
    display: flex;
    flex-direction: column;
    gap: 12px;
    margin-bottom: 20px;
}

.leg-row-card {
    background: var(--card-bg);
    border: 1px solid var(--border-color);
    border-radius: 12px;
    padding: 12px 20px;
    display: flex;
    flex-direction: row;
    gap: 15px;
    align-items: center;
    box-shadow: 0 8px 12px -3px rgba(0, 0, 0, 0.1);
    position: relative;
}

.gauge-block {
    width: 25%;
    display: flex;
    flex-direction: column;
    align-items: center;
    justify-content: center;
}

.gauge-title {
    font-size: 11px;
    font-weight: 800;
    text-transform: uppercase;
    color: var(--text-muted);
    margin-bottom: 5px;
    text-align: center;
}

.svg-gauge-container {
    width: 100%;
```

```
    max-width: 140px;
    position: relative;
}

.gauge-needle {
    transform-origin: 100px 100px;
    transition: transform 0.18s linear;
    transform: rotate(-90deg);
}

.gauge-value-display {
    margin-top: 5px;
    font-size: 22px;
    font-weight: 900;
    font-family: monospace;
    color: var(--text-main);
    text-align: center;
}

.calibracion-display {
    margin-top: 6px;
    font-size: 11px;
    font-weight: 700;
    font-family: monospace;
    color: var(--text-muted);
    text-align: center;
    letter-spacing: 0.3px;
}

.calibracion-display span {
    color: var(--accent);
}

.chart-block {
    width: 75%;
    background: var(--terminal-bg);
    border: 1px solid var(--border-color);
    border-radius: 8px;
    padding: 0;
    height: 250px;
    box-sizing: border-box;
    overflow: hidden;
}

.chart-block iframe {
    width: 100%;
    height: 100%;
    border: none;
```

```
}

/* --- PIE DE PÁGINA --- */
footer {
    width: 100%;
    background: rgba(15, 23, 42, 0.4);
    padding: 15px 0;
    margin-top: auto;
    margin-bottom: 75px;
    border-top: 1px solid var(--border-color);
    z-index: 10;
}

.footer-content {
    display: flex;
    justify-content: space-around;
    align-items: center;
    max-width: 1200px;
    margin: 0 auto;
    color: var(--text-light);
    font-size: 11.5px;
    text-align: center;
    gap: 15px;
}

/* --- BARRA DOCK FIJA INFERIOR --- */
.control-dock-bar {
    position: fixed;
    bottom: 0;
    left: 0;
    right: 0;
    background: var(--panel-bg);
    border-top: 2px solid var(--border-color);
    padding: 12px 30px;
    display: grid;
    grid-template-columns: repeat(6, 1fr);
    gap: 10px;
    z-index: 100;
    box-shadow: 0 -10px 25px -5px rgba(0, 0, 0, 0.3);
}

.btn-control {
    padding: 12px 6px;
    border: none;
    border-radius: 8px;
    font-size: 11px;
    font-weight: 900;
    text-transform: uppercase;
```

```
    cursor: pointer;
    transition: all 0.2s;
    display: flex;
    align-items: center;
    justify-content: center;
    gap: 6px;
    color: #ffffff;
    letter-spacing: 0.5px;
    text-align: center;
    line-height: 1.2;
}

.btn-control:active {
    transform: scale(0.96);
}

.btn-calib-izq {
    background: linear-gradient(135deg, #0284c7 0%, #0369a1 100%);
}

.btn-calib-der {
    background: linear-gradient(135deg, #6d28d9 0%, #4c1d95 100%);
}

.btn-calib-max-izq {
    background: linear-gradient(135deg, #0369a1 0%, #0c4a6e 100%);
}

.btn-calib-max-der {
    background: linear-gradient(135deg, #4c1d95 0%, #2e1065 100%);
}

.btn-start {
    background: linear-gradient(135deg, #22c55e 0%, #16a34a 100%);
}

.btn-stop {
    background: linear-gradient(135deg, #ef4444 0%, #dc2626 100%);
}

@media (max-width: 1100px) {
    .control-dock-bar {
        grid-template-columns: repeat(2, 1fr);
        position: relative;
        padding: 15px;
        margin-top: 10px;
    }
```

```
    .leg-row-card {
        flex-direction: column;
        align-items: stretch;
    }

    .gauge-block {
        width: 100%;
    }

    .chart-block {
        width: 100%;
        height: 220px;
    }

    .workspace-container {
        margin-bottom: 20px;
    }

    header {
        grid-template-columns: 1fr;
        justify-items: center;
        gap: 10px;
        text-align: center;
    }

    .top-controls-bar {
        flex-direction: column;
        align-items: stretch;
    }

    .tech-buttons-group {
        justify-content: center;
        flex-wrap: wrap;
    }

    .footer-content {
        flex-direction: column;
        gap: 5px;
    }

    footer {
        margin-bottom: 10px;
    }
}

/* --- INDICADOR DE ESTADO DE CONEXIÓN WS (nuevo) --- */
.ws-status-dot {
    position: absolute;
```

```
            top: 8px;
            right: 8px;
            width: 10px;
            height: 10px;
            border-radius: 50%;
            background: #ef4444;
            box-shadow: 0 0 6px rgba(239, 68, 68, 0.8);
            transition: all 0.3s;
        }

        .ws-status-dot.connected {
            background: #22c55e;
            box-shadow: 0 0 6px rgba(34, 197, 94, 0.8);
        }
    </style>
</head>

<body class="dark-theme">

    <script>
        const urlParams = new URLSearchParams(window.location.search);
        const coachUrl = urlParams.get('coach');
        if (coachUrl) { localStorage.setItem("entrenadorActivo",
decodeURIComponent(coachUrl)); }
    </script>

    <div id="successOverlay">
        <div class="success-box">
            <button class="close-overlay-btn"
onclick="cerrarVentanaExito()">&times;</button>
            <svg width="60" height="60" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"
                stroke-linecap="round" stroke-linejoin="round" style="margin-bottom:
10px;">
                <path d="M22 11.08V12a10 10 0 1 1-5.93-9.14"></path>
                <polyline points="22 4 12 14.01 9 11.01"></polyline>
            </svg>
            <h1>SESIÓN GUARDADA</h1>
            <p>Los datos han sido registrados en la base de datos de InfluxDB.</p>
            <div class="technical-summary" id="finalFeedbackText">
                Calculando análisis de desempeño técnico...
            </div>
        </div>
    </div>

    <div id="toastMessage"></div>

    <header>
```

```
        <div class="header-left">
            <div class="logos-container">
                <img id="imgUtn" alt="UTN" class="logo">
                <div class="separator"></div>
                <img id="imgFdi" alt="FDI" class="logo">
            </div>
        </div>
        <div class="header-center">
            <h1 class="main-title">MONITOREO DEL MÚSCULO RECTO FEMORAL - TAEKWONDO</h1>
            <div class="welcome-msg" id="sessionLabel">Sincronizando...</div>
            <div class="date-display" id="dateLabel">FECHA: --/--/----</div>
            <div class="stopwatch-badge" id="stopwatchDisplay">00:00:00</div>
        </div>
        <div class="header-right">
            <button class="btn-action" onclick="alternarLuz()" title="Cambiar Entorno">
                <svg id="themeIcon" width="16" height="16" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"><circle cx="12" cy="12" r="5"></circle><line
x1="12" y1="1" x2="12" y2="3"></line><line x1="12" y1="21" x2="12" y2="23"></line><line
x1="4.22" y1="4.22" x2="5.64" y2="5.64"></line><line x1="18.36" y1="18.36" x2="19.78"
y2="19.78"></line><line x1="1" y1="12" x2="3" y2="12"></line><line x1="21" y1="12" x2="23"
y2="12"></line><line x1="4.22" y1="19.22" x2="5.64" y2="17.78"></line><line x1="18.36"
y1="5.64" x2="19.78" y2="4.22"></line></svg>
            </button>
            <button class="btn-action btn-logout" onclick="cerrarSesion()" title="Salir">
                <svg width="16" height="16" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5" stroke-linecap="round" stroke-
linejoin="round"><path d="M9 21H5a2 2 0 0 1-2-2V5a2 2 0 0 1 2-2h4"></path><polyline
points="16 17 21 12 16 7"></polyline><line x1="21" y1="12" x2="9" y2="12"></line></svg>
            </button>
        </div>
    </header>

    <div class="top-controls-bar">
        <button class="btn-check-conn" onclick="revisarConexion()">
            <svg width="16" height="16" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"><path d="M5 12.55a11 11 0 0 1 14.08
0"></path><path d="M1.42 9a16 16 0 0 1 21.16 0"></path><path d="M8.53 16.11a6 6 0 0 1 6.95
0"></path><line x1="12" y1="20" x2="12.01" y2="20"></line></svg>
            Revisar Conexión
        </button>

        <div class="tech-buttons-group">
            <button class="btn-tech" id="btnAp" onclick="seleccionarTecnica('Ap Chagi',
'btnAp')">Ap Chagi</button>
            <button class="btn-tech" id="btnDollyo" onclick="seleccionarTecnica('Dollyo
Chagi', 'btnDollyo')">Dollyo Chagi</button>
            <button class="btn-tech" id="btnYop" onclick="seleccionarTecnica('Yop Chagi',
'btnYop')">Yop Chagi</button>
```

```
        </div>
    </div>

    <main class="workspace-container">

        <div class="leg-row-card">
            <div class="gauge-block">
                <div class="gauge-title">Recto Femoral Izquierdo</div>
                <div class="svg-gauge-container">
                    <svg viewBox="0 0 200 110" width="100%">
                        <path d="M 20 100 A 80 80 0 0 1 50 40" fill="none" stroke="#475569"
stroke-width="14"
                            stroke-linecap="round" />
                        <path d="M 50 40 A 80 80 0 0 1 150 40" fill="none" stroke="#10b981"
stroke-width="14" />
                        <path d="M 150 40 A 80 80 0 0 1 168 65" fill="none"
stroke="#f59e0b" stroke-width="14" />
                        <path d="M 168 65 A 80 80 0 0 1 180 100" fill="none"
stroke="#ef4444" stroke-width="14"
                            stroke-linecap="round" />
                        <polygon id="needle_izq" class="gauge-needle" points="96,100
104,100 100,25" fill="#38bdf8" />
                        <circle cx="100" cy="100" r="8" fill="#1e293b" />
                    </svg>
                </div>
                <div class="gauge-value-display" id="val_izq">0%</div>
                <div class="calibracion-display" id="calib_izq">Basal: <span>--</span> |
Máximo: <span>--</span></div>
            </div>
            <div class="chart-block" style="position: relative;">
                <div class="ws-status-dot" id="wsDotIzq" title="Estado WebSocket"></div>
                <iframe
                    src="http://192.168.0.101:3000/d-solo/adrrmv2/telemetria-en-vivo-
fdi?orgId=1&from=now-5m&to=now&refresh=500ms&timezone=browser&panelId=panel-1"
                    width="100%" height="100%" frameborder="0"></iframe>
            </div>
        </div>

        <div class="leg-row-card">
            <div class="gauge-block">
                <div class="gauge-title">Recto Femoral Derecho</div>
                <div class="svg-gauge-container">
                    <svg viewBox="0 0 200 110" width="100%">
                        <path d="M 20 100 A 80 80 0 0 1 50 40" fill="none" stroke="#475569"
stroke-width="14"
                            stroke-linecap="round" />
                        <path d="M 50 40 A 80 80 0 0 1 150 40" fill="none" stroke="#10b981"
stroke-width="14" />
```

```
                        <path d="M 150 40 A 80 80 0 0 1 168 65" fill="none"
stroke="#f59e0b" stroke-width="14" />
                        <path d="M 168 65 A 80 80 0 0 1 180 100" fill="none"
stroke="#ef4444" stroke-width="14"
                            stroke-linecap="round" />
                        <polygon id="needle_der" class="gauge-needle" points="96,100
104,100 100,25" fill="#8b5cf6" />
                        <circle cx="100" cy="100" r="8" fill="#1e293b" />
                    </svg>
                </div>
                <div class="gauge-value-display" id="val_der">0%</div>
                <div class="calibracion-display" id="calib_der">Basal: <span>--</span> |
Máximo: <span>--</span></div>
            </div>
            <div class="chart-block" style="position: relative;">
                <div class="ws-status-dot" id="wsDotDer" title="Estado WebSocket"></div>
                <iframe
                    src="http://192.168.0.101:3000/d-solo/adrrmv2/telemetria-en-vivo-
fdi?orgId=1&from=now-5m&to=now&refresh=500ms&timezone=browser&panelId=panel-2"
                    width="100%" height="100%" frameborder="0"></iframe>
            </div>
        </div>

    </main>

    <footer>
        <div class="footer-content">
            <div class="footer-item"><b>Trabajo de Titulación en Ingeniería en
Telecomunicaciones</b></div>
            <div class="footer-item"><b>Autora:</b> Kimberlee E. Ipiales Angamarca</div>
            <div class="footer-item"><b>Ibarra | 2026</b></div>
        </div>
    </footer>

    <div class="control-dock-bar">
        <button class="btn-control btn-calib-izq" onclick="controlSesion(1)">
            <svg width="14" height="14" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"><circle cx="12" cy="12" r="10"></circle><polyline
points="12 8 8 12 12 16"></polyline><line x1="16" y1="12" x2="8" y2="12"></line></svg>
            1. Basal Izq
        </button>
        <button class="btn-control btn-calib-der" onclick="controlSesion(2)">
            <svg width="14" height="14" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"><circle cx="12" cy="12" r="10"></circle><polyline
points="12 16 16 12 12 8"></polyline><line x1="8" y1="12" x2="16" y2="12"></line></svg>
            2. Basal Der
        </button>
        <button class="btn-control btn-calib-max-izq" onclick="controlSesion(3)">
```

```
            <svg width="14" height="14" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"><polyline points="22 12 18 12 15 21 9 3 6 12 2
12"></polyline></svg>
            3. Max Izq
        </button>
        <button class="btn-control btn-calib-max-der" onclick="controlSesion(4)">
            <svg width="14" height="14" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"><polyline points="22 12 18 12 15 21 9 3 6 12 2
12"></polyline></svg>
            4. Max Der
        </button>
        <button class="btn-control btn-start" onclick="controlSesion(5)">
            <svg width="14" height="14" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"><polygon points="5 3 19 12 5 21 5
3"></polygon></svg>
            5. Iniciar Sesión
        </button>
        <button class="btn-control btn-stop" onclick="controlSesion(6)">
            <svg width="14" height="14" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5"><rect x="3" y="3" width="18" height="18" rx="2"
ry="2"></rect></svg>
            6. Finalizar
        </button>
    </div>

    <script>
        // Si venimos de "Iniciar Entrenamiento" en el login, el nombre del deportista
        // llega por la URL: localStorage NO se comparte entre :8080 (login) y :1880
(aquí).
        const urlParamsSesion = new URLSearchParams(window.location.search);
        const estudianteUrl = urlParamsSesion.get('estudiante');
        if (estudianteUrl) {
            localStorage.setItem("deportistaActivo", decodeURIComponent(estudianteUrl));
            localStorage.setItem("sesionActivaDeportista", "true");
            window.history.replaceState({}, document.title, window.location.pathname);
        }

        // GUARDIA DE SESIÓN: si no se pasó por el formulario "Iniciar Entrenamiento"
        // (ni llegó por el parámetro ?estudiante= del login), no se puede entrar por URL
directa.
        if (!localStorage.getItem("sesionActivaDeportista")) {
            window.location.href = window.location.protocol + "//" +
window.location.hostname + ":8080/";
        }

        const hostServidor = window.location.hostname;
        const API_URL = `http://${hostServidor}:1880`;
```

```
        document.getElementById('imgUtn').src = `http://${hostServidor}:8080/utn.png`;
        document.getElementById('imgFdi').src = `http://${hostServidor}:8080/fdi.png`;

        let stopwatchInterval = null;
        let temporizadorSalida = null;

        let peakHoldDer = 0;
        let peakHoldIzq = 0;

        // Conteo de mensajes recibidos por nivel de esfuerzo (N1-N4), por pierna.
        // Se usa al finalizar la sesión para construir el análisis detallado.
        function contadoresVacios() { return { N1_Reposo: 0, N2_Accion: 0, N3_Sobrecarga:
0, N4_Fatiga: 0, total: 0 }; }
        let contadoresDer = contadoresVacios();
        let contadoresIzq = contadoresVacios();
        let segundosTranscurridos = 0;

        // ========================================
        // WEBSOCKET TELEMETRÍA EN VIVO (HARDWARE REAL)
        // Con reconexión automática + diagnóstico en consola
        // ========================================
        const wsProtocol = window.location.protocol === 'https:' ? 'wss:' : 'ws:';
        const wsUrl = `${wsProtocol}//${hostServidor}:1880/telemetria`;
        let socket = null;
        let wsReconnectTimer = null;
        let ultimoDatoRecibido = 0; // timestamp (ms) del último mensaje de telemetría real
(mvc/leg) recibido

        function marcarEstadoWS(conectado) {
            const dots = [document.getElementById('wsDotIzq'),
document.getElementById('wsDotDer')];
            dots.forEach(dot => {
                if (!dot) return;
                if (conectado) {
                    dot.classList.add('connected');
                } else {
                    dot.classList.remove('connected');
                }
            });
        }

        function conectarWebSocket() {
            // Evita crear múltiples sockets si ya hay uno intentando conectar
            if (socket && (socket.readyState === WebSocket.CONNECTING || socket.readyState
=== WebSocket.OPEN)) {
                return;
            }
            console.log("◇ Intentando conectar WebSocket a:", wsUrl);
```

```
            socket = new WebSocket(wsUrl);

            socket.onopen = function () {
                console.log("🟢 WebSocket CONECTADO a", wsUrl);
                marcarEstadoWS(true);
                if (wsReconnectTimer) {
                    clearTimeout(wsReconnectTimer);
                    wsReconnectTimer = null;
                }
            };

            socket.onmessage = function (event) {
                try {
                    const data = JSON.parse(event.data);

                    // Node-RED puede enviar el msg completo (topic, payload, telemetry,
...)
                    // en vez de solo el payload -> buscamos los datos donde sea que estén.
                    const fuente = data.payload || data.telemetry || data;

                    // Los mensajes de calibración (Basal/Máximo) llegan por el mismo
WebSocket,
                    // pero con una forma distinta a la telemetría normal. Los atendemos
aparte.
                    if (fuente.tipoMensaje === "calibracion") {
                        actualizarCalibracionEnPantalla(fuente.leg, fuente.campo,
fuente.valor);
                        return;
                    }

                    // Acepta "mvc" (nombre correcto actual) o "value" (compatibilidad con
versión anterior)
                    const mvcCrudo = (fuente.mvc !== undefined) ? fuente.mvc :
fuente.value;
                    const mvcReal = parseFloat(mvcCrudo);
                    const pierna = fuente.leg;
                    const nivel = fuente.status; // "N1_Reposo" | "N2_Accion" |
"N3_Sobrecarga" | "N4_Fatiga"

                    if (!isNaN(mvcReal) && pierna) {
                        ultimoDatoRecibido = Date.now();
                        // Solo guardamos el último valor crudo recibido (100Hz).
                        // La actualización VISUAL del gauge la hace un temporizador aparte
                        // (ver actualizarGaugesSuavizado) para evitar que la aguja
"enloquezca".
                        if (pierna === "izquierda") {
                            ultimoMvcIzq = mvcReal;
                            peakHoldIzq = Math.max(peakHoldIzq, mvcReal);
```

```
                        if (nivel && contadoresIzq[nivel] !== undefined) {
contadoresIzq[nivel]++; contadoresIzq.total++; }
                    } else if (pierna === "derecha") {
                        ultimoMvcDer = mvcReal;
                        peakHoldDer = Math.max(peakHoldDer, mvcReal);
                        if (nivel && contadoresDer[nivel] !== undefined) {
contadoresDer[nivel]++; contadoresDer.total++; }
                    }
                } else {
                    console.warn("⚠️ Mensaje WS sin mvc/leg válidos:", data);
                }
            } catch (e) {
                console.error("🟥 Error procesando telemetría WS:", e, event.data);
            }
        };

        socket.onerror = function (err) {
            console.error("🟥 Error en WebSocket:", err);
        };

        socket.onclose = function () {
            console.warn("🟧 WebSocket DESCONECTADO. Reintentando en 3s...");
            marcarEstadoWS(false);
            if (!wsReconnectTimer) {
                wsReconnectTimer = setTimeout(conectarWebSocket, 3000);
            }
        };
    }

    conectarWebSocket();

    // Actualiza en pantalla el valor de Basal o Máximo apenas llega por WebSocket
    function actualizarCalibracionEnPantalla(pierna, campo, valor) {
        const contenedorId = (pierna === "izquierda") ? "calib_izq" : (pierna ===
"derecha") ? "calib_der" : null;
        if (!contenedorId) return;

        const contenedor = document.getElementById(contenedorId);
        if (!contenedor) return;

        const spans = contenedor.querySelectorAll("span");
        if (spans.length < 2) return;

        const valorTxt = Number(valor).toFixed(1);
        if (campo === "basal") {
            spans[0].innerText = valorTxt;
        } else if (campo === "maximo") {
            spans[1].innerText = valorTxt;
```

```
            }
        }

        // ========================================
        // SUAVIZADO Y THROTTLE DEL GAUGE (evita que la aguja "enloquezca")
        // ========================================
        // Últimos valores crudos recibidos por WS (se actualizan a 100Hz, sin tocar el
DOM)
        let ultimoMvcIzq = 0;
        let ultimoMvcDer = 0;

        // Valores ya suavizados que sí se pintan en pantalla
        let mvcSuaveIzq = 0;
        let mvcSuaveDer = 0;

        // Cuánto "sigue" el valor mostrado al valor real: más bajo = más suave/lento,
        // más alto = más rápido/fiel al dato crudo. Ajustable entre 0.1 y 0.5.
        const FACTOR_SUAVIZADO = 0.25;

        // Cada cuánto se repinta el gauge en pantalla (ms). 150ms = ~6-7 actualizaciones
        // visuales por segundo: suficiente para verse "en vivo" sin saltos erráticos.
        const INTERVALO_ACTUALIZACION_GAUGE_MS = 150;

        function actualizarGauge(sufijo, valor) {
            const angulo = ((valor / 100) * 180) - 90;
            document.getElementById('val_' + sufijo).innerText = valor.toFixed(1) + "%";
            document.getElementById('needle_' + sufijo).style.transform =
`rotate(${angulo}deg)`;
        }

        setInterval(() => {
            // Media móvil exponencial: se acerca gradualmente al último valor real
            mvcSuaveIzq += FACTOR_SUAVIZADO * (ultimoMvcIzq - mvcSuaveIzq);
            mvcSuaveDer += FACTOR_SUAVIZADO * (ultimoMvcDer - mvcSuaveDer);

            actualizarGauge('izq', mvcSuaveIzq);
            actualizarGauge('der', mvcSuaveDer);
        }, INTERVALO_ACTUALIZACION_GAUGE_MS);

        // ========================================
        // SINCRONIZAR DATOS
        // ========================================
        async function sincronizarSesionActiva() {
            try {
                const response = await fetch(`${API_URL}/getActiveSession`);
                const data = await response.json();

                if(data && data.student && data.student !== "undefined") {
```

```
                    document.getElementById('sessionLabel').innerText = `Deportista:
${data.student} | Categoría: ${data.category || '--'} | Género: ${data.gender || '--'}
(${data.age || '--'} Años)`;
                    const d = new Date(data.timestamp || Date.now());
                    document.getElementById('dateLabel').innerText = `FECHA:
${String(d.getDate()).padStart(2, '0')}/${String(d.getMonth() + 1).padStart(2,
'0')}/${d.getFullYear()}`;
                } else {
                    throw new Error("Sesión vacía");
                }
            } catch (e) {
                const deportistaLocal = localStorage.getItem("deportistaActivo");
                const nombreMostrar = (deportistaLocal && deportistaLocal !== "undefined")
? deportistaLocal : "--";
                document.getElementById('sessionLabel').innerText = `Deportista:
${nombreMostrar} | Categoría: -- | Género: -- (-- Años)`;

                const d = new Date();
                document.getElementById('dateLabel').innerText = `FECHA:
${String(d.getDate()).padStart(2, '0')}/${String(d.getMonth() + 1).padStart(2,
'0')}/${d.getFullYear()}`;
            }
        }

        function alternarLuz() {
            const body = document.body;
            const icon = document.getElementById('themeIcon');
            if(body.classList.contains('dark-theme')) {
                body.classList.remove('dark-theme'); body.classList.add('light-theme');
                icon.innerHTML = '<path d="M21 12.79A9 9 0 1 1 11.21 3 7 7 0 0 0 21
12.79z"></path>';
            } else {
                body.classList.remove('light-theme'); body.classList.add('dark-theme');
                icon.innerHTML = '<circle cx="12" cy="12" r="5"></circle><line x1="12"
y1="1" x2="12" y2="3"></line><line x1="12" y1="21" x2="12" y2="23"></line><line x1="4.22"
y1="4.22" x2="5.64" y2="5.64"></line><line x1="18.36" y1="18.36" x2="19.78"
y2="19.78"></line><line x1="1" y1="12" x2="3" y2="12"></line><line x1="21" y1="12" x2="23"
y2="12"></line><line x1="4.22" y1="19.22" x2="5.64" y2="17.78"></line><line x1="18.36"
y1="5.64" x2="19.78" y2="4.22"></line>';
            }
        }

        function cerrarSesion() {
            localStorage.removeItem("entrenadorActivo");
            localStorage.removeItem("sesionActivaDeportista");
            localStorage.removeItem("deportistaActivo");
            window.location.href = `http://${hostServidor}:8080/`;
        }
```

```
        function mostrarToast(mensaje, tipo = 'success') {
            const toast = document.getElementById('toastMessage');

            if(tipo === 'error') {
                toast.className = 'error show';
                toast.innerHTML = `
                    <svg width="20" height="20" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5" stroke-linecap="round" stroke-linejoin="round">
                        <path d="M10.29 3.86L1.82 18a2 2 0 0 0 1.71 3h16.94a2 2 0 0 0 1.71-
3L13.71 3.86a2 2 0 0 0-3.42 0z"></path>
                        <line x1="12" y1="9" x2="12" y2="13"></line><line x1="12" y1="17"
x2="12.01" y2="17"></line>
                    </svg>
                    <span>${mensaje}</span>`;
            } else {
                toast.className = 'show';
                toast.innerHTML = `
                    <svg width="20" height="20" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5" stroke-linecap="round" stroke-linejoin="round">
                        <path d="M22 11.08V12a10 10 0 1 1-5.93-9.14"></path>
                        <polyline points="22 4 12 14.01 9 11.01"></polyline>
                    </svg>
                    <span>${mensaje}</span>`;
            }

            setTimeout(() => { toast.classList.remove('show'); }, 4000);
        }

        async function revisarConexion() {
            mostrarToast("Haciendo ping al servidor...", "success");

            // 1. Verifica que Node-RED responda
            let nodeRedOk = false;
            try {
                const response = await fetch(`${API_URL}/getActiveSession`);
                nodeRedOk = response.ok;
            } catch (e) {
                nodeRedOk = false;
            }

            if (!nodeRedOk) {
                mostrarToast("Falla Crítica de Red: No hay conexión con la Raspberry /
Node-RED.", "error");
                return;
            }

            // 2. Verifica que el WebSocket de telemetría esté realmente abierto
```

```
            const wsOk = socket && socket.readyState === WebSocket.OPEN;

            if (!wsOk) {
                mostrarToast("Servidor OK, pero la telemetría en vivo (WebSocket) está
desconectada.", "error");
                return;
            }

            // 3. Verifica que se haya recibido algún dato REAL del sensor recientemente
            //    (el WebSocket puede estar "abierto" aunque el ESP32 nunca esté
publicando).
            const segundosSinDato = ultimoDatoRecibido === 0
                ? null
                : (Date.now() - ultimoDatoRecibido) / 1000;

            if (segundosSinDato === null) {
                mostrarToast("Servidor y WebSocket OK, pero aún no se ha recibido ninguna
señal del sensor.", "error");
            } else if (segundosSinDato > 5) {
                mostrarToast(`Sin señal del sensor hace ${segundosSinDato.toFixed(0)}s.
Revise el ESP32.`, "error");
            } else {
                mostrarToast("Sistema listo: servidor, WebSocket y sensor transmitiendo
correctamente.", "success");
            }
        }

        async function seleccionarTecnica(nombreTecnica, btnId) {
            try {
                const response = await fetch(`${API_URL}/setTechnique`, {
                    method: 'POST',
                    headers: { 'Content-Type': 'application/json' },
                    body: JSON.stringify({ tecnica: nombreTecnica })
                });

                if(response.ok) {
                    document.querySelectorAll('.btn-tech').forEach(btn =>
btn.classList.remove('active'));
                    document.getElementById(btnId).classList.add('active');
                    mostrarToast(`Técnica en BD actualizada a: ${nombreTecnica}`,
"success");
                } else {
                    mostrarToast(`Error interno en BD al actualizar técnica
(${response.status}).`, "error");
                }
            } catch (e) {
                mostrarToast("Falla Crítica: No se pudo contactar al servidor para cambiar
la técnica.", "error");
```

```
            }
        }

        function cerrarVentanaExito() {
            document.getElementById('successOverlay').classList.remove('show');
            clearTimeout(temporizadorSalida);
        }

        document.addEventListener('keydown', function(event) {
            if (event.key === "Escape") { cerrarVentanaExito(); }
        });

        function correrCronometro() {
            segundosTranscurridos++;
            let hrs = Math.floor(segundosTranscurridos / 3600);
            let mins = Math.floor((segundosTranscurridos % 3600) / 60);
            let secs = segundosTranscurridos % 60;
            document.getElementById('stopwatchDisplay').innerText =
                `${String(hrs).padStart(2, '0')}:${String(mins).padStart(2,
'0')}:${String(secs).padStart(2, '0')}`;
        }

        // ==========================================
        // CONTROL DE SESIÓN LIMPIO Y SIN FANTASMAS
        // ==========================================
        async function controlSesion(paso) {
            if (paso === 1) {
                mostrarToast("Calibrando Basal Recto Femoral IZQ...", "success");
                try {
                    await fetch(`${API_URL}/calibrarIzquierda`, {
                        method: 'POST', headers: { 'Content-Type': 'application/json' },
                        body: JSON.stringify({ comando: 'BASAL' })
                    });
                } catch (e) { mostrarToast("Error de red ESP32 Izquierdo", "error"); }

            } else if (paso === 2) {
                mostrarToast("Calibrando Basal Recto Femoral DER...", "success");
                try {
                    await fetch(`${API_URL}/calibrarDerecha`, {
                        method: 'POST', headers: { 'Content-Type': 'application/json' },
                        body: JSON.stringify({ comando: 'BASAL' })
                    });
                } catch (e) { mostrarToast("Error de red ESP32 Derecho", "error"); }

            } else if (paso === 3) {
                mostrarToast("Calibrando Máximo Recto Femoral IZQ (CVM 3s)...", "success");
                try {
                    await fetch(`${API_URL}/calibrarIzquierda`, {
```

```
                    method: 'POST', headers: { 'Content-Type': 'application/json' },
                    body: JSON.stringify({ comando: 'MAXIMO' })
                });
            } catch (e) { mostrarToast("Error de red ESP32 Izquierdo", "error"); }

        } else if (paso === 4) {
            mostrarToast("Calibrando Máximo Recto Femoral DER (CVM 3s)...", "success");
            try {
                await fetch(`${API_URL}/calibrarDerecha`, {
                    method: 'POST', headers: { 'Content-Type': 'application/json' },
                    body: JSON.stringify({ comando: 'MAXIMO' })
                });
            } catch (e) { mostrarToast("Error de red ESP32 Derecho", "error"); }

        } else if (paso === 5) { // 5. INICIAR SESIÓN (PRODUCCIÓN REAL)
            if(stopwatchInterval) return;

            // Reiniciamos los contadores y picos: el análisis final debe reflejar
            // solo esta sesión, no calibraciones o pruebas previas.
            contadoresDer = contadoresVacios();
            contadoresIzq = contadoresVacios();
            peakHoldDer = 0;
            peakHoldIzq = 0;

            try {
                const res = await fetch(`${API_URL}/startRecording`, { method: 'POST'
});
                if(res.ok) mostrarToast("Semáforo VERDE: Guardando datos en InfluxDB",
"success");
            } catch (e) { mostrarToast("Error al activar grabación en BD", "error"); }

            stopwatchInterval = setInterval(correrCronometro, 1000);
            // No hay Math.random(). Las agujas obedecen 100% al WebSocket del
hardware.

        } else if (paso === 6) { // 6. FINALIZAR SESIÓN (SIN CIERRE AUTOMÁTICO)
            clearInterval(stopwatchInterval);
            stopwatchInterval = null;

            try {
                await fetch(`${API_URL}/stopRecording`, { method: 'POST' });
                mostrarToast("Semáforo ROJO: Transmisión cerrada", "success");
            } catch (e) { console.error("Error deteniendo BD", e); }

            let resumenTexto = construirAnalisisSesion();

            document.getElementById('finalFeedbackText').innerText = resumenTexto;
            document.getElementById('successOverlay').classList.add('show');
```

```
                // Redirección de 5 segundos eliminada. Te quedas en pantalla para analizar
Grafana.
            }
        }

        // ========================================
        // ANÁLISIS FINAL POR PIERNA (lenguaje deportivo + técnico de ingeniería)
        // ========================================
        function analisisPierna(nombrePierna, contadores, pico) {
            const total = contadores.total || 0;
            if (total === 0) {
                return `Pierna ${nombrePierna}: no se registró actividad muscular relevante
durante la sesión.`;
            }

            const pN1 = (contadores.N1_Reposo / total) * 100;
            const pN2 = (contadores.N2_Accion / total) * 100;
            const pN3 = (contadores.N3_Sobrecarga / total) * 100;
            const pN4 = (contadores.N4_Fatiga / total) * 100;
            const picoTxt = pico.toFixed(1);

            // El reposo (N1) es normal entre repeticiones/descansos; solo se considera
            // "poca actividad" si el tiempo activo total (N2+N3+N4) es realmente bajo.
            const pActivo = pN2 + pN3 + pN4;

            if (pActivo < 15) {
                return `Pierna ${nombrePierna}: permaneció mayormente en reposo (N1,
${pN1.toFixed(1)}% del tiempo), con baja activación general (pico máximo de ${picoTxt}%
MVC). Esto podría indicar poca exigencia de trabajo para esta extremidad en la sesión.`;
            }

            let dominanteActivo = "N2";
            let pDomActivo = pN2;
            if (pN3 > pDomActivo) { dominanteActivo = "N3"; pDomActivo = pN3; }
            if (pN4 > pDomActivo) { dominanteActivo = "N4"; pDomActivo = pN4; }

            if (dominanteActivo === "N2") {
                return `Pierna ${nombrePierna}: mantuvo un buen ritmo de trabajo, con
${pN2.toFixed(1)}% del tiempo en el nivel de acción muscular (N2) y picos de hasta
${picoTxt}% MVC en los impactos. El ${pN1.toFixed(1)}% restante correspondió a pausas
normales de recuperación entre repeticiones. La fatiga neuromuscular (N4) fue de apenas
${pN4.toFixed(1)}%, lo que indica un buen rendimiento y un riesgo de lesión bajo.`;
            } else if (dominanteActivo === "N3") {
                return `Pierna ${nombrePierna}: mostró una intensidad de esfuerzo alta, con
${pN3.toFixed(1)}% del tiempo en sobrecarga muscular (N3) y picos de hasta ${picoTxt}% MVC.
Esto refleja patadas ejecutadas con fuerza considerable; se recomienda vigilar la carga de
trabajo en las próximas sesiones para evitar sobreesfuerzo.`;
```

```
            } else {
                return `Pierna ${nombrePierna}: presentó signos claros de fatiga
neuromuscular (N4, ${pN4.toFixed(1)}% del tiempo), con un pico máximo de ${picoTxt}% MVC.
Este comportamiento eleva el riesgo de lesión si no se gestiona el descanso adecuadamente;
se sugiere priorizar la recuperación antes de la próxima sesión de entrenamiento.`;
            }
        }

        function construirAnalisisSesion() {
            const textoDer = analisisPierna("Derecha", contadoresDer, peakHoldDer);
            const textoIzq = analisisPierna("Izquierda", contadoresIzq, peakHoldIzq);
            return `${textoDer}\n\n${textoIzq}`;
        }

        window.onload = sincronizarSesionActiva;
    </script>
</body>

</html>
```

Bloque B

Dashboard Entrenador. Nodo de tipo template (salida HTML) que sirve la interfaz completa del entrenador: selectores de deportista, técnica y tipo de consulta, gráficas Chart.js de distribución por niveles y tendencia por pierna, botones de exportación a PDF y Excel, y la lógica JavaScript de consulta al endpoint histórico.

```
<!DOCTYPE html>
<html lang="es">

<head>
    <meta charset="UTF-8">
    <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
    <title>SISTEMA EMG - ENTRENADOR</title>
    <script src="http://192.168.0.101:8080/libs/chart.js"></script>
    <script src="http://192.168.0.101:8080/libs/chartjs-plugin-annotation.js"></script>
    <script src="http://192.168.0.101:8080/libs/html2canvas.min.js"></script>
    <script src="http://192.168.0.101:8080/libs/jspdf.umd.min.js"></script>
    <style>
        /* CONFIGURACIÓN DINÁMICA DE TEMAS */
        body.dark-theme {
            --bg-body: #070a12;
            --card-bg: #111827;
            --text-main: #f8fafc;
```

```
    --text-muted: #94a3b8;
    --text-light: #64748b;
    --panel-bg: #0f172a;
    --input-bg: #1e293b;
    --border-color: #1e293b;
    --terminal-bg: #090d16;
}

body.light-theme {
    --bg-body: #f1f5f9;
    --card-bg: #ffffff;
    --text-main: #0f172a;
    --text-muted: #334155;
    --text-light: #64748b;
    --panel-bg: #f8fafc;
    --input-bg: #ffffff;
    --border-color: #cbd5e1;
    --terminal-bg: #fdfdfd;
}

:root {
    --accent: #2563eb;
    --bg-reposo: #475569;
    --bg-accion: #10b981;
    --bg-sobrecarga: #f59e0b;
    --bg-fatiga: #ef4444;
}

body {
    font-family: 'Segoe UI', -apple-system, BlinkMacSystemFont, Roboto, sans-serif;
    background-color: var(--bg-body);
    color: var(--text-main);
    margin: 0;
    min-height: 100vh;
    display: flex;
    flex-direction: column;
    align-items: center;
    transition: background-color 0.3s, color 0.3s;
}

header {
    display: grid;
    grid-template-columns: auto 1fr auto;
    align-items: center;
    width: 90%;
    max-width: 1200px;
    margin-top: 25px;
    margin-bottom: 20px;
```

```
            background: var(--panel-bg);
            padding: 15px 30px;
            border-radius: 12px;
            border: 1px solid var(--border-color);
            box-shadow: 0 10px 15px -3px rgba(0, 0, 0, 0.1);
        }

        .header-left { display: flex; align-items: center; gap: 15px; }
        .header-center { text-align: center; }
        .header-right { display: flex; justify-content: flex-end; gap: 10px; align-items:
center; }
        .logos-container { display: flex; align-items: center; gap: 15px; }

        .logo {
            width: 75px;
            height: 75px;
            border-radius: 50%;
            object-fit: cover;
            border: 2px solid var(--border-color);
            background: white;
        }

        .separator { width: 2px; height: 45px; background-color: var(--border-color); }

        .main-title {
            font-size: 15px;
            font-weight: 800;
            letter-spacing: 0.8px;
            color: var(--text-main);
            margin: 0;
            text-transform: uppercase;
        }

        .welcome-msg {
            color: var(--accent);
            font-size: 14px;
            font-weight: 600;
            margin-top: 4px;
            letter-spacing: 0.5px;
        }

        .btn-action {
            background: none;
            color: var(--text-muted);
            border: 1px solid var(--border-color);
            padding: 10px;
            border-radius: 50%;
            cursor: pointer;
```

```
            display: flex;
            align-items: center;
            justify-content: center;
            transition: all 0.3s;
        }

        .btn-action:hover { color: var(--accent); border-color: var(--accent); background:
rgba(37, 99, 235, 0.1); }
        .btn-logout:hover { color: var(--bg-fatiga); border-color: var(--bg-fatiga);
background: rgba(239, 68, 68, 0.1); }

        .btn-export-icon {
            background: none;
            color: #2563eb;
            border: 1px solid var(--border-color);
            padding: 6px;
            border-radius: 8px;
            cursor: pointer;
            display: flex;
            align-items: center;
            justify-content: center;
            transition: all 0.3s;
            margin-left: 10px;
        }

        .btn-export-icon:hover { color: white; border-color: #2563eb; background: #2563eb;
}
        .btn-export-excel { color: #10b981; }
        .btn-export-excel:hover { border-color: #10b981; background: #10b981; }

        .dashboard-container {
            background: var(--card-bg);
            border: 1px solid var(--border-color);
            border-radius: 16px;
            padding: 35px;
            box-shadow: 0 25px 50px -12px rgba(0, 0, 0, 0.1);
            max-width: 1200px;
            width: 90%;
            display: flex;
            flex-direction: column;
            gap: 25px;
            margin-bottom: 40px;
            box-sizing: border-box;
            position: relative;
        }

        .dashboard-container::before {
            content: '';
```

```
            position: absolute;
            top: 0; left: 0; right: 0;
            height: 3px;
            background: linear-gradient(90deg, var(--accent), #a855f7);
            border-radius: 16px 16px 0 0;
        }

        .control-panel {
            display: flex;
            gap: 15px;
            justify-content: center;
            flex-wrap: wrap;
            background: var(--panel-bg);
            padding: 15px;
            border-radius: 10px;
            border: 1px solid var(--border-color);
            align-items: center;
        }

        select, input[type="date"], input[type="week"] {
            padding: 10px 14px;
            border-radius: 6px;
            border: 1px solid var(--border-color);
            background-color: var(--input-bg);
            color: var(--text-main);
            font-size: 14px;
            font-weight: 600;
            min-width: 200px;
            outline: none;
            cursor: pointer;
            height: 41px;
        }

        select:focus, input[type="date"]:focus, input[type="week"]:focus { border-color:
var(--accent); }

        select:disabled, input[type="date"]:disabled, input[type="week"]:disabled {
            background-color: var(--panel-bg);
            color: var(--text-light);
            opacity: 0.6;
            cursor: not-allowed;
        }

        .hidden-control { display: none !important; }

        .physio-data {
            display: grid;
            grid-template-columns: repeat(3, 1fr);
```

```
    gap: 20px;
    background: var(--panel-bg);
    padding: 15px;
    border-radius: 10px;
    border: 1px solid var(--border-color);
    display: none;
}

.data-item { text-align: center; position: relative; }
.data-item:not(:last-child)::after {
    content: '';
    position: absolute;
    right: 0; top: 20%; bottom: 20%;
    width: 1px;
    background: var(--border-color);
}

.data-value { font-size: 22px; font-weight: 800; color: var(--text-main); }
.data-label {
    font-size: 11px;
    color: var(--accent);
    font-weight: 700;
    text-transform: uppercase;
    margin-top: 4px;
    letter-spacing: 0.5px;
}

.chart-section { display: flex; flex-direction: column; gap: 15px; }
.chart-header {
    display: flex;
    justify-content: space-between;
    align-items: center;
    flex-wrap: wrap;
    gap: 15px;
}

.chart-title {
    font-size: 14px;
    font-weight: 700;
    color: var(--text-muted);
    margin: 0;
    border-left: 3px solid var(--accent);
    padding-left: 10px;
    text-transform: uppercase;
}

.btn-chart-secondary {
    background: transparent;
```

```
    color: var(--accent);
    border: 1px solid var(--accent);
    padding: 6px 12px;
    border-radius: 6px;
    font-weight: 700;
    font-size: 11px;
    cursor: pointer;
    transition: all 0.2s;
    margin-left: 10px;
    text-transform: uppercase;
    height: 34px;
}

.btn-chart-secondary:hover { background: var(--accent); color: white; }

.metrics-container { display: flex; gap: 10px; flex-wrap: wrap; }
.metric-badge {
    background: var(--panel-bg);
    border: 1px solid var(--border-color);
    color: var(--text-muted);
    padding: 8px 14px;
    border-radius: 6px;
    font-weight: 700;
    font-size: 12.5px;
}
.metric-badge span { color: var(--accent); }

.chart-wrapper {
    position: relative;
    background: var(--terminal-bg);
    border: 1px solid var(--border-color);
    border-radius: 12px;
    padding: 15px;
    width: 100%;
    height: 420px;
    box-sizing: border-box;
    display: flex;
    flex-direction: column;
}

.n4-disclaimer {
    font-size: 11.5px;
    color: var(--bg-fatiga);
    text-align: center;
    margin-top: 8px;
    font-weight: 600;
}
```

```
.analysis-box {
    background: var(--terminal-bg);
    border: 1px solid var(--border-color);
    border-radius: 8px;
    padding: 22px;
    display: none;
    position: relative;
}

.analysis-title {
    font-size: 12px;
    color: var(--accent);
    text-transform: uppercase;
    font-weight: 800;
    margin-bottom: 12px;
    letter-spacing: 1px;
    display: flex;
    align-items: center;
    gap: 8px;
    font-family: 'Courier New', Courier, monospace;
}

.analysis-text {
    font-size: 13.5px;
    line-height: 1.6;
    color: var(--text-muted);
    margin: 0;
    font-weight: 500;
    text-align: justify;
    border-left: 3px solid var(--bg-accion);
    padding-left: 15px;
    white-space: pre-line;
}

.disclaimer-text {
    font-size: 10.5px;
    color: var(--text-light);
    margin-top: 15px;
    border-top: 1px dashed var(--border-color);
    padding-top: 10px;
    font-weight: 500;
}

footer {
    margin-top: auto;
    padding: 25px;
    width: 100%;
    background: rgba(15, 23, 42, 0.4);
```

```
            border-top: 1px solid var(--border-color);
        }

        .footer-content {
            display: flex;
            justify-content: space-around;
            align-items: center;
            max-width: 1200px;
            margin: 0 auto;
            color: var(--text-light);
            font-size: 12px;
            text-align: center;
            gap: 15px;
        }

        @media (max-width: 900px) {
            header { grid-template-columns: 1fr; justify-items: center; gap: 15px; text-
align: center; }
            .header-right { align-items: center; }
            .chart-header { flex-direction: column; align-items: flex-start; }
            .physio-data { grid-template-columns: 1fr; gap: 10px; }
            .data-item::after { display: none !important; }
            .footer-content { flex-direction: column; gap: 8px; }
        }
    </style>
</head>

<body class="dark-theme">

    <script>
        const urlParams = new URLSearchParams(window.location.search);
        const coachUrl = urlParams.get('coach');
        if (coachUrl) {
            localStorage.setItem("entrenadorActivo", decodeURIComponent(coachUrl));
            localStorage.setItem("entrenadorSesionActiva", "true");
            window.history.replaceState({}, document.title, window.location.pathname);
        }

        // GUARDIA DE SESIÓN: si no hay bandera de sesión activa (ni llegó por el
        // parámetro ?coach= del login), no se puede entrar por URL directa.
        // Nota: localStorage NO se comparte entre :8080 (login) y :1880 (este dashboard),
        // por eso el dato viaja en la URL y se guarda aquí, en el origen correcto.
        if (!localStorage.getItem("entrenadorSesionActiva")) {
            window.location.href = window.location.protocol + "//" +
window.location.hostname + ":8080/";
        }

        let entrenadorActivo = localStorage.getItem("entrenadorActivo") || "Entrenador";
```

```
        const API_URL = window.location.protocol + "//" + window.location.hostname +
":1880";
    </script>

    <header>
        <div class="header-left">
            <div class="logos-container">
                <img id="imgUtn" alt="UTN" class="logo">
                <div class="separator"></div>
                <img id="imgFdi" alt="FDI" class="logo">
            </div>
        </div>
        <div class="header-center">
            <h1 class="main-title">DISEÑO DE UN PROTOTIPO DEPORTIVO PARA MONITOREAR EL
MÚSCULO RECTO FEMORAL EN
                TAEKWONDO</h1>
            <div class="welcome-msg" id="trainerWelcome">Cargando...</div>
        </div>
        <div class="header-right">
            <button class="btn-action" onclick="alternarLuz()" title="Cambiar Entorno
Lumínico">
                <svg id="themeIcon" width="18" height="18" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5" stroke-linecap="round" stroke-
linejoin="round"><circle cx="12" cy="12" r="5"></circle><line x1="12" y1="1" x2="12"
y2="3"></line><line x1="12" y1="21" x2="12" y2="23"></line><line x1="4.22" y1="4.22"
x2="5.64" y2="5.64"></line><line x1="18.36" y1="18.36" x2="19.78" y2="19.78"></line><line
x1="1" y1="12" x2="3" y2="12"></line><line x1="21" y1="12" x2="23" y2="12"></line><line
x1="4.22" y1="19.22" x2="5.64" y2="17.78"></line><line x1="18.36" y1="5.64" x2="19.78"
y2="4.22"></line></svg>
            </button>
            <button class="btn-action btn-logout" onclick="cerrarSesion()" title="Cerrar
Sesión">
                <svg width="18" height="18" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5" stroke-linecap="round" stroke-
linejoin="round"><path d="M9 21H5a2 2 0 0 1-2-2V5a2 2 0 0 1 2-2h4"></path><polyline
points="16 17 21 12 16 7"></polyline><line x1="21" y1="12" x2="9" y2="12"></line></svg>
            </button>
        </div>
    </header>

    <main class="dashboard-container">

        <div class="control-panel">
            <select id="athleteSelect" onchange="gestionarFiltros()">
                <option value="">Cargando Deportistas...</option>
            </select>

            <select id="queryTypeSelect" onchange="gestionarFiltros()" disabled>
```

```
                <option value="">Tipo de Consulta</option>
                <option value="dia">Día Específico (Ap/Dollyo/Yop Chagi)</option>
                <option value="semana">Progreso Semanal</option>
            </select>

            <select id="techniqueSelect" class="hidden-control"
onchange="gestionarFiltros()">
                <option value="">Seleccione Técnica</option>
                <option value="General">General (Todas las técnicas)</option>
                <option value="Ap Chagi">Ap Chagi</option>
                <option value="Dollyo Chagi">Dollyo Chagi</option>
                <option value="Yop Chagi">Yop Chagi</option>
            </select>

            <input type="date" id="calendarInput" class="hidden-control"
onchange="gestionarFiltros()">

            <input type="week" id="weekInput" class="hidden-control"
onchange="gestionarFiltros()">
        </div>

        <div class="physio-data" id="physioRow">
            <div class="data-item">
                <div class="data-value" id="valEdad" style="color: var(--accent);">--</div>
                <div class="data-label">Edad</div>
            </div>
            <div class="data-item">
                <div class="data-value" id="valGenero">--</div>
                <div class="data-label">Género</div>
            </div>
            <div class="data-item">
                <div class="data-value" id="valCategoria" style="color: #a855f7;">--</div>
                <div class="data-label">Categoría</div>
            </div>
        </div>

        <div class="chart-section" id="chartSection" style="display: none;">
            <div class="chart-header">
                <div style="display: flex; align-items: center; flex-wrap: wrap;">
                    <h3 class="chart-title" id="graphTitle">Visualización de Datos</h3>
                    <button id="btnToggleGrafica" class="btn-chart-secondary hidden-
control" onclick="toggleTipoGrafica()">Ver Tendencia (Curva)</button>

                    <button id="btnExportPdf" class="btn-export-icon hidden-control"
onclick="exportarPDF()" title="Descargar Reporte Completo en PDF">
                        <svg width="20" height="20" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5" stroke-linecap="round" stroke-
```

```
linejoin="round"><path d="M21 15v4a2 2 0 0 1-2 2H5a2 2 0 0 1-2-2v-4"></path><polyline
points="7 10 12 15 17 10"></polyline><line x1="12" y1="15" x2="12" y2="3"></line></svg>
                    </button>

                    <button id="btnExportExcel" class="btn-export-icon btn-export-excel
hidden-control" onclick="exportarExcel()" title="Exportar Datos a Excel (.CSV)">
                        <svg width="20" height="20" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5" stroke-linecap="round" stroke-linejoin="round">
                            <path d="M14 3v4a1 1 0 0 0 1 1h4"></path>
                            <path d="M17 21H7a2 2 0 0 1-2-2V5a2 2 0 0 1 2-2h7l5 5v11a2 2 0
0 1-2 2z"></path>
                            <path d="M9 15h6"></path>
                            <path d="M9 11h6"></path>
                            <path d="M12 11v4"></path>
                        </svg>
                    </button>
                </div>
                <div class="metrics-container" id="metricsContainer"></div>
            </div>

            <div class="chart-wrapper" id="mainChartWrapper">
                <div style="flex-grow: 1; position: relative; height: 100%;">
                    <canvas id="emgChart"></canvas>
                </div>
                <div class="n4-disclaimer" id="n4Disclaimer">
                    <b>*N4:</b> Caídas abruptas o picos erráticos.
                </div>
            </div>
        </div>

        <div class="analysis-box" id="analysisBox">
            <div class="analysis-title">
                <svg width="14" height="14" viewBox="0 0 24 24" fill="none"
stroke="currentColor" stroke-width="2.5">
                    <path d="M14 2H6a2 2 0 0 0-2 2v16a2 2 0 0 0 2 2h12a2 2 0 0 0 2-
2V8z"></path>
                    <polyline points="14 2 14 8 20 8"></polyline>
                    <line x1="16" y1="13" x2="8" y2="13"></line>
                    <line x1="16" y1="17" x2="8" y2="17"></line>
                </svg>
                CONCLUSIÓN DEL ANÁLISIS MUSCULAR (RENDIMIENTO FÍSICO):
            </div>
            <p class="analysis-text" id="analysisText"></p>
            <div class="disclaimer-text">
                *DOCUMENTO EXPERIMENTAL DE INGENIERÍA: Mediciones de activación periférica
normalizada para control del
                rendimiento deportivo. Este prototipo telemétrico no genera diagnósticos
clínicos ni sustituye la
```

```
                evaluación de un fisioterapeuta.
            </div>
        </div>

    </main>

    <footer>
        <div class="footer-content">
            <div class="footer-item"><b>Trabajo de Titulación en Ingeniería en
Telecomunicaciones</b></div>
            <div class="footer-item"><b>Autora:</b> Kimberlee E. Ipiales Angamarca</div>
            <div class="footer-item"><b>Ibarra | 2026</b></div>
        </div>
    </footer>

    <script>
        const hostServer = window.location.protocol + "//" + window.location.hostname +
":8080";
        document.getElementById('imgUtn').src = hostServer + "/utn.png";
        document.getElementById('imgFdi').src = hostServer + "/fdi.png";

        document.getElementById('trainerWelcome').innerText = "Bienvenido, Entrenador: " +
entrenadorActivo;

        let dbAtletasReal = {};
        let emgChartInstance = null;
        let tipoGraficaSemanal = 'bar';

        function datosDB_SemanaVacio() {
            return {
                labels: ['Lunes', 'Martes', 'Miércoles', 'Jueves', 'Viernes'],
                n1: [0, 0, 0, 0, 0], n2: [0, 0, 0, 0, 0], n3: [0, 0, 0, 0, 0], n4: [0, 0,
0, 0, 0],
                tendencia_der: [0, 0, 0, 0, 0], tendencia_izq: [0, 0, 0, 0, 0]
            };
        }
        function datosDB_DiaVacio() {
            return { der: [], izq: [] };
        }

        let datosDB_Semana = datosDB_SemanaVacio();
        let datosDB_Dia = datosDB_DiaVacio();
        let analisisDB = "Esperando análisis de InfluxDB...";
        let impactosDB = 0;

        async function cargarDeportistas() {
            try {
                const response = await fetch(`${API_URL}/getStudents`);
```

```
                const students = await response.json();
                const selectS = document.getElementById('athleteSelect');
                selectS.innerHTML = '<option value="">Seleccione Deportista</option>';

                students.forEach(student => {
                    let nombreDeportista = typeof student === 'string' ? student :
student.nombre;
                    if (nombreDeportista && nombreDeportista !== "undefined") {
                        const opt = document.createElement('option');
                        opt.value = nombreDeportista;
                        opt.textContent = nombreDeportista;
                        selectS.appendChild(opt);

                        if (typeof student === 'object') {
                            dbAtletasReal[nombreDeportista] = {
                                edad: student.edad ? `${student.edad} Años` : "--",
                                genero: student.genero || "--",
                                categoria: student.categoria || "--"
                            };
                        }
                    }
                });
            } catch (e) {
                console.warn("Esperando conexión con Node-RED para cargar deportistas
reales...");
                const selectS = document.getElementById('athleteSelect');
                selectS.innerHTML = '<option value="">Sin conexión. Esperando
datos...</option>';
            }
        }

        window.onload = cargarDeportistas;

        function alternarLuz() {
            const body = document.body;
            const icon = document.getElementById('themeIcon');

            if (body.classList.contains('dark-theme')) {
                body.classList.remove('dark-theme'); body.classList.add('light-theme');
                icon.innerHTML = '<path d="M21 12.79A9 9 0 1 1 11.21 3 7 7 0 0 0 21
12.79z"></path>';
            } else {
                body.classList.remove('light-theme'); body.classList.add('dark-theme');
                icon.innerHTML = '<circle cx="12" cy="12" r="5"></circle><line x1="12"
y1="1" x2="12" y2="3"></line><line x1="12" y1="21" x2="12" y2="23"></line><line x1="4.22"
y1="4.22" x2="5.64" y2="5.64"></line><line x1="18.36" y1="18.36" x2="19.78"
y2="19.78"></line><line x1="1" y1="12" x2="3" y2="12"></line><line x1="21" y1="12" x2="23"
```

```
y2="12"></line><line x1="4.22" y1="19.22" x2="5.64" y2="17.78"></line><line x1="18.36"
y1="5.64" x2="19.78" y2="4.22"></line>';
            }
            if (document.getElementById('chartSection').style.display === 'flex') {
renderizarGraficas(); }
        }

        function cerrarSesion() {
            localStorage.removeItem("entrenadorActivo");
            localStorage.removeItem("entrenadorSesionActiva");
            window.location.href = window.location.protocol + "//" +
window.location.hostname + ":8080/";
        }

        function exportarExcel() {
            const atleta = document.getElementById('athleteSelect').value;
            if (!atleta) return;
            const queryType = document.getElementById('queryTypeSelect').value;
            const tecnica = document.getElementById('techniqueSelect').value;

            let csvContent = "data:text/csv;charset=utf-8,\uFEFF";
            let fileName = `Datos_EMG_${atleta.replace(/ /g, '_')}_${queryType}.csv`;

            if (queryType === "semana") {
                const labels = datosDB_Semana.labels || ['Lunes', 'Martes', 'Miércoles',
'Jueves', 'Viernes'];
                csvContent += "Día;N1 (Reposo) %;N2 (Acción) %;N3 (Sobrecarga) %;N4
(Fatiga) %;Tendencia Derecha (%MVC);Tendencia Izquierda (%MVC)\n";
                for (let i = 0; i < labels.length; i++) {
                    csvContent +=
`${labels[i]};${datosDB_Semana.n1[i]};${datosDB_Semana.n2[i]};${datosDB_Semana.n3[i]};${dat
osDB_Semana.n4[i]};${datosDB_Semana.tendencia_der[i]};${datosDB_Semana.tendencia_izq[i]}\n`
;
                }
                fileName = `Datos_EMG_${atleta.replace(/ /g, '_')}_semana_${(tecnica ||
'General').replace(/ /g, '_')}.csv`;
            } else if (queryType === "dia") {
                csvContent += "Pierna;Tiempo (min);%MVC;Técnica\n";
                (datosDB_Dia.der || []).forEach(p => {
                    csvContent += `Derecha;${p.t};${p.v};${p.tecnica || ''}\n`;
                });
                (datosDB_Dia.izq || []).forEach(p => {
                    csvContent += `Izquierda;${p.t};${p.v};${p.tecnica || ''}\n`;
                });
            }

            const encodedUri = encodeURI(csvContent);
            const link = document.createElement("a");
```

```
            link.setAttribute("href", encodedUri);
            link.setAttribute("download", fileName);
            document.body.appendChild(link);
            link.click();
            document.body.removeChild(link);
        }

        async function exportarPDF() {
            const btn = document.getElementById('btnExportPdf');
            const textoOriginal = btn.innerHTML;
            const dprOriginal = Chart.defaults.devicePixelRatio;

            try {
                btn.innerHTML = " ⌛ ";
                btn.disabled = true;

                const atleta = document.getElementById('athleteSelect').value || "--";
                const queryType = document.getElementById('queryTypeSelect').value;
                const tecnica = document.getElementById('techniqueSelect').value ||
"General";
                const edad = document.getElementById('valEdad').innerText;
                const genero = document.getElementById('valGenero').innerText;
                const categoria = document.getElementById('valCategoria').innerText;

                const printContainer = document.createElement('div');
                printContainer.style.position = 'absolute';
                printContainer.style.left = '-9999px';
                printContainer.style.width = '1100px';
                printContainer.style.padding = '35px';
                printContainer.style.backgroundColor = '#ffffff';
                printContainer.style.color = '#0f172a';
                printContainer.style.fontFamily = 'Arial, sans-serif';

                const tituloTecnica = queryType === 'dia' ? 'General (Ap / Dollyo / Yop
Chagi)' : tecnica;

                printContainer.innerHTML = `
                    <div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items:
flex-end; border-bottom: 2px solid #2563eb; padding-bottom: 12px; margin-bottom: 15px;">
                        <div style="text-align: left;">
                            <h1 style="font-size: 15px; margin: 0; color: #1e3a8a; text-
transform: uppercase; font-weight: 900; letter-spacing: 0.5px;">UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL
NORTE</h1>
                            <p style="font-size: 11px; margin: 4px 0 0 0; color: #475569;
font-weight: 700; letter-spacing: 0.5px;">PROTOTIPO TELEMÉTRICO sEMG</p>
                        </div>
                        <div style="text-align: right;">
```

```
                            <h2 style="font-size: 13px; margin: 0; color: #10b981; text-
transform: uppercase; font-weight: 800; letter-spacing: 0.5px;">FDI | SELECCIÓN
JUVENIL</h2>
                            <p style="font-size: 11px; margin: 4px 0 0 0; color: #64748b;
font-weight: 700; text-transform: uppercase;">TAEKWONDO</p>
                        </div>
                    </div>

                    <h2 style="font-size: 12.5px; text-align: center; margin: 15px 0 20px
0; color: #0f172a; text-transform: uppercase; font-weight: 800; letter-spacing: 0.5px;">
                        REPORTE BIOMECÁNICO DE ACTIVACIÓN NEUROMUSCULAR RECTO FEMORAL
                    </h2>

                    <table style="width: 100%; border-collapse: collapse; font-size: 11px;
margin-bottom: 20px; border: 1px solid #e2e8f0;">
                        <tr style="background-color: #f8fafc;">
                            <th style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; text-align:
left; color: #64748b; width: 15%;">ATLETA:</th>
                            <td style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; font-
weight: bold; width: 35%;">${atleta}</td>
                            <th style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; text-align:
left; color: #64748b; width: 15%;">EDAD:</th>
                            <td style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; width:
35%;">${edad}</td>
                        </tr>
                        <tr>
                            <th style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; text-align:
left; color: #64748b;">GÉNERO:</th>
                            <td style="border: 1px solid #e2e8f0; padding:
8px;">${genero}</td>
                            <th style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; text-align:
left; color: #64748b;">CATEGORÍA:</th>
                            <td style="border: 1px solid #e2e8f0; padding:
8px;">${categoria}</td>
                        </tr>
                        <tr style="background-color: #f8fafc;">
                            <th style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; text-align:
left; color: #64748b;">TÉCNICA / CONSULTA:</th>
                            <td style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; color:
#2563eb; font-weight: bold;">${tituloTecnica}</td>
                            <th style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; text-align:
left; color: #64748b;">FECHA EMISIÓN:</th>
                            <td style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 8px; font-
weight: bold;">${new Date().toLocaleDateString('es-ES')}</td>
                        </tr>
                    </table>

                    <div id="tempGraphsLayout" style="margin-bottom: 20px;"></div>
```

```
                    <div style="background-color: #fff; border: 1px solid #cbd5e1; border-
radius: 6px; padding: 15px; margin-bottom: 20px;">
                        <h4 style="font-size: 11px; color: #2563eb; text-transform:
uppercase; margin: 0 0 8px 0; font-weight: 800; border-bottom: 1px solid #e2e8f0; padding-
bottom: 4px;">
                            CONCLUSIÓN DEL ANÁLISIS MUSCULAR (RENDIMIENTO FÍSICO)
                        </h4>
                        <p style="font-size: 12px; line-height: 1.5; color: #334155;
margin: 0; text-align: justify; border-left: 3px solid #10b981; padding-left: 12px;">
                            ${analisisDB}
                        </p>
                    </div>

                    <div style="font-size: 9px; color: #64748b; text-align: justify; line-
height: 1.3; margin-bottom: 25px;">
                        *DOCUMENTO EXPERIMENTAL DE INGENIERÍA: Mediciones de activación
periférica normalizada para control del rendimiento deportivo. Este prototipo telemétrico
no genera diagnósticos clínicos ni sustituye la evaluación de un fisioterapeuta.
                    </div>

                    <div style="border-top: 1px solid #cbd5e1; padding-top: 15px; display:
flex; justify-content: space-around; align-items: center; font-size: 10px; color: #475569;
font-weight: bold; text-align: center;">
                        <div>Trabajo de Titulación en Ingeniería en
Telecomunicaciones</div>
                        <div>Autora: Kimberlee E. Ipiales Angamarca</div>
                        <div>Ibarra | 2026</div>
                    </div>
                `;

                document.body.appendChild(printContainer);
                const graphsDiv = printContainer.querySelector('#tempGraphsLayout');

                Chart.defaults.devicePixelRatio = 3;

                if (queryType === "semana") {
                    const labels = datosDB_Semana.labels || ['Lunes', 'Martes',
'Miércoles', 'Jueves', 'Viernes'];

                    graphsDiv.style.display = 'grid';
                    graphsDiv.style.gridTemplateColumns = '1fr 1fr';
                    graphsDiv.style.gap = '15px';
                    graphsDiv.innerHTML = `
                        <div style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 10px; border-
radius: 6px; background-color: #fdfdfd;">
```

```
                        <h3 style="font-size: 10px; margin: 0 0 10px 0; color: #475569;
text-align: center; text-transform: uppercase; font-weight: 700;">Distribución de
Activación (%MVC)</h3>
                        <div style="height: 260px; position: relative;"><canvas
id="printBarChart"></canvas></div>
                    </div>
                    <div style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 10px; border-
radius: 6px; background-color: #fdfdfd;">
                        <h3 style="font-size: 10px; margin: 0 0 10px 0; color: #475569;
text-align: center; text-transform: uppercase; font-weight: 700;">Tendencia Neuromuscular
(Der / Izq)</h3>
                        <div style="height: 260px; position: relative;"><canvas
id="printLineChart"></canvas></div>
                    </div>
                `;

                new Chart(document.getElementById('printBarChart').getContext('2d'), {
                    type: 'bar',
                    data: {
                        labels: labels,
                        datasets: [
                            { label: 'N1 (Reposo)', data: datosDB_Semana.n1,
backgroundColor: '#475569' },
                            { label: 'N2 (Acción)', data: datosDB_Semana.n2,
backgroundColor: '#10b981' },
                            { label: 'N3 (Sobrecarga)', data: datosDB_Semana.n3,
backgroundColor: '#f59e0b' },
                            { label: 'N4 (Fatiga)', data: datosDB_Semana.n4,
backgroundColor: '#ef4444' }
                        ]
                    },
                    options: {
                        indexAxis: 'y', responsive: true, maintainAspectRatio: false,
                        scales: { x: { stacked: true, min: 0, max: 100, ticks: { font:
{ size: 9 } } }, y: { stacked: true, ticks: { font: { size: 9 } } } },
                        plugins: { legend: { labels: { boxWidth: 10, font: { size: 9 }
} } }
                    }
                });

                const labelsPrintConInicio = ['Inicio', ...labels];
                const derPrintConInicio = [0, ...datosDB_Semana.tendencia_der];
                const izqPrintConInicio = [0, ...datosDB_Semana.tendencia_izq];

                new Chart(document.getElementById('printLineChart').getContext('2d'), {
                    type: 'line',
                    data: {
                        labels: labelsPrintConInicio,
```

```
                            datasets: [
                                { label: 'Derecha (%MVC)', data: derPrintConInicio,
borderColor: '#2563eb', borderWidth: 2, fill: false, pointRadius: 3 },
                                { label: 'Izquierda (%MVC)', data: izqPrintConInicio,
borderColor: '#f97316', borderWidth: 2, fill: false, pointRadius: 3 },
                                { label: 'Umbral Reposo (15%)', data:
Array(labelsPrintConInicio.length).fill(15), borderColor: '#10b981', borderWidth: 1.5,
borderDash: [4, 4], pointRadius: 0, fill: false },
                                { label: 'Umbral Sobrecarga (75%)', data:
Array(labelsPrintConInicio.length).fill(75), borderColor: '#ef4444', borderWidth: 1.5,
borderDash: [4, 4], pointRadius: 0, fill: false }
                            ]
                        },
                        options: {
                            responsive: true, maintainAspectRatio: false,
                            scales: {
                                y: {
                                    min: 0, max: 100,
                                    afterBuildTicks: (scale) => { scale.ticks = [15, 50,
75, 100].map(v => ({ value: v })); },
                                    ticks: {
                                        font: { size: 9 },
                                        callback: v => {
                                            if (v === 15) return '15% N1';
                                            if (v === 50) return '50% N2';
                                            if (v === 75) return '75% N3';
                                            if (v === 100) return '100%';
                                            return v;
                                        }
                                    }
                                },
                                x: { ticks: { font: { size: 9 } } }
                            },
                            plugins: { legend: { labels: { boxWidth: 10, font: { size: 9 }
} } }
                        }
                    });

                } else {
                    graphsDiv.style.display = 'block';
                    graphsDiv.innerHTML = `
                        <div style="border: 1px solid #e2e8f0; padding: 10px; border-
radius: 6px; background-color: #fdfdfd;">
                            <h3 style="font-size: 10px; margin: 0 0 10px 0; color: #475569;
text-align: center; text-transform: uppercase; font-weight: 700;">Serie Temporal del Día —
General (Ap / Dollyo / Yop Chagi)</h3>
                            <div style="height: 260px; position: relative;"><canvas
id="printDiaChart"></canvas></div>
```

```
                    </div>
                `;

                const puntosDerPrint = datosDB_Dia.der || [];
                const puntosIzqPrint = datosDB_Dia.izq || [];
                const todosPuntosPrint = [...puntosDerPrint, ...puntosIzqPrint];
                const duracionTotal = todosPuntosPrint.length ?
Math.max(...todosPuntosPrint.map(p => p.t)) : 1;

                const zonasPrint = calcularZonasTecnica(puntosDerPrint,
puntosIzqPrint);
                const puntosDerPrintSuave = suavizarSerie(puntosDerPrint);
                const puntosIzqPrintSuave = suavizarSerie(puntosIzqPrint);

                const annotationsPrint = {};
                zonasPrint.forEach((zona, i) => {
                    annotationsPrint['zona' + i] = {
                        type: 'box',
                        xMin: zona.inicio, xMax: zona.fin,
                        yMin: 0, yMax: 100,
                        backgroundColor: zona.color,
                        borderWidth: 0,
                        drawTime: 'beforeDatasetsDraw'
                    };
                    annotationsPrint['etiqueta' + i] = {
                        type: 'label',
                        xValue: (zona.inicio + zona.fin) / 2,
                        yValue: 96,
                        content: zona.titulo,
                        color: '#475569',
                        font: { size: 9, weight: 'bold' },
                        drawTime: 'afterDatasetsDraw'
                    };
                });

                new Chart(document.getElementById('printDiaChart').getContext('2d'), {
                    type: 'line',
                    data: {
                        datasets: [
                            { label: 'Derecha', data: puntosDerPrintSuave.map(p => ({
x: p.t, y: p.v })), borderColor: '#2563eb', borderWidth: 1.8, pointRadius: 0 },
                            { label: 'Izquierda', data: puntosIzqPrintSuave.map(p => ({
x: p.t, y: p.v })), borderColor: '#f97316', borderWidth: 1.8, pointRadius: 0 },
                            { label: 'Reposo 15%', data: [{ x: 0, y: 15 }, { x:
duracionTotal, y: 15 }], borderColor: '#10b981', borderWidth: 1, borderDash: [3, 3],
pointRadius: 0 },
```

```
                                { label: 'Sobrecarga 75%', data: [{ x: 0, y: 75 }, { x:
duracionTotal, y: 75 }], borderColor: '#ef4444', borderWidth: 1, borderDash: [3, 3],
pointRadius: 0 }
                            ]
                        },
                        options: {
                            responsive: true, maintainAspectRatio: false, parsing: false,
                            layout: { padding: { top: 16 } },
                            scales: {
                                x: { type: 'linear', ticks: { font: { size: 8 }, callback:
v => v.toFixed(0) + 'm' } },
                                y: {
                                    min: 0, max: 100,
                                    afterBuildTicks: (scale) => { scale.ticks = [15, 50,
75, 100].map(v => ({ value: v })); },
                                    ticks: {
                                        font: { size: 8 },
                                        callback: v => {
                                            if (v === 15) return '15% N1';
                                            if (v === 50) return '50% N2';
                                            if (v === 75) return '75% N3';
                                            if (v === 100) return '100%';
                                            return v;
                                        }
                                    }
                                }
                            },
                            plugins: {
                                legend: { labels: { boxWidth: 8, font: { size: 7.5 } } },
                                annotation: { annotations: annotationsPrint }
                            }
                        }
                    });
                }

                setTimeout(async () => {
                    const canvas = await html2canvas(printContainer, {
                        scale: 3,
                        useCORS: true,
                        allowTaint: true,
                        logging: false
                    });

                    const imgData = canvas.toDataURL('image/png');
                    const { jsPDF } = window.jspdf;
                    const pdf = new jsPDF('l', 'mm', 'a4');

                    const anchoHoja = pdf.internal.pageSize.getWidth();
```

```
                const altoHoja = (canvas.height * anchoHoja) / canvas.width;

                pdf.addImage(imgData, 'PNG', 0, 0, anchoHoja, altoHoja);
                pdf.save(`Reporte_EMG_${atleta.replace(/ /g, '_')}_${queryType}.pdf`);

                document.body.removeChild(printContainer);
                Chart.defaults.devicePixelRatio = dprOriginal;
                btn.innerHTML = textoOriginal;
                btn.disabled = false;
            }, 900);

        } catch (e) {
            console.error("Falla en la exportación del PDF:", e);
            alert("Error al generar el PDF. Revise la consola F12.");
            Chart.defaults.devicePixelRatio = dprOriginal;
            btn.innerHTML = textoOriginal;
            btn.disabled = false;
        }
    }

    function toggleTipoGrafica() {
        tipoGraficaSemanal = (tipoGraficaSemanal === 'bar') ? 'line' : 'bar';
        document.getElementById('btnToggleGrafica').innerText = (tipoGraficaSemanal ===
'bar') ? 'Ver Tendencia (Curva)' : 'Ver Barras Apiladas';
        renderizarGraficas();
    }

    function ocultarResultados() {
        document.getElementById('btnExportPdf').classList.add('hidden-control');
        document.getElementById('btnExportExcel').classList.add('hidden-control');
        document.getElementById('btnToggleGrafica').classList.add('hidden-control');
        document.getElementById('chartSection').style.display = 'none';
        document.getElementById('analysisBox').style.display = 'none';
        destruirGraficas();
    }

    function destruirGraficas() {
        if (emgChartInstance) { emgChartInstance.destroy(); emgChartInstance = null; }
    }

    async function gestionarFiltros() {
        const atleta = document.getElementById('athleteSelect').value;
        const queryType = document.getElementById('queryTypeSelect');
        const tecnica = document.getElementById('techniqueSelect');
        const calendar = document.getElementById('calendarInput');
        const weekInput = document.getElementById('weekInput');
        const physioRow = document.getElementById('physioRow');
        const btnExport = document.getElementById('btnExportPdf');
```

```
            const btnExportExcel = document.getElementById('btnExportExcel');
            const btnToggle = document.getElementById('btnToggleGrafica');

            if (!atleta) {
                physioRow.style.display = 'none';
                queryType.disabled = true; queryType.value = "";
                tecnica.classList.add('hidden-control'); tecnica.value = "";
                calendar.classList.add('hidden-control'); calendar.value = "";
                weekInput.classList.add('hidden-control'); weekInput.value = "";
                ocultarResultados();
                return;
            }

            document.getElementById('valEdad').innerText = dbAtletasReal[atleta]?.edad ||
"--";
            document.getElementById('valGenero').innerText = dbAtletasReal[atleta]?.genero
|| "--";
            document.getElementById('valCategoria').innerText =
dbAtletasReal[atleta]?.categoria || "--";
            physioRow.style.display = 'grid';
            queryType.disabled = false;

            if (queryType.value === "dia") {
                tecnica.classList.add('hidden-control'); tecnica.value = "";
                weekInput.classList.add('hidden-control'); weekInput.value = "";
                calendar.classList.remove('hidden-control');
            } else if (queryType.value === "semana") {
                calendar.classList.add('hidden-control'); calendar.value = "";
                tecnica.classList.remove('hidden-control');
                weekInput.classList.remove('hidden-control');
            } else {
                tecnica.classList.add('hidden-control');
                calendar.classList.add('hidden-control');
                weekInput.classList.add('hidden-control');
                ocultarResultados();
                return;
            }

            const listoParaConsultar =
                (queryType.value === "dia" && calendar.value) ||
                (queryType.value === "semana" && tecnica.value && weekInput.value);

            if (!listoParaConsultar) {
                ocultarResultados();
                return;
            }

            btnExport.classList.remove('hidden-control');
```

```
            btnExportExcel.classList.remove('hidden-control');
            btnToggle.classList.toggle('hidden-control', queryType.value !== "semana");

            try {
                let urlReq =
`${API_URL}/getDatosEntrenador?atleta=${encodeURIComponent(atleta)}&tipo=${queryType.value}
`;
                if (queryType.value === "dia") {
                    urlReq += `&fecha=${calendar.value}`;
                } else {
                    urlReq +=
`&tecnica=${encodeURIComponent(tecnica.value)}&semanaISO=${weekInput.value}`;
                }

                const res = await fetch(urlReq);
                if (!res.ok) throw new Error("Base de datos vacía.");
                const dbRes = await res.json();

                if (queryType.value === 'semana') {
                    datosDB_Semana = dbRes.semana || datosDB_SemanaVacio();
                } else {
                    datosDB_Dia = dbRes.dia || datosDB_DiaVacio();
                }
                analisisDB = dbRes.analisis || "Conexión a InfluxDB establecida. Esperando
registros...";
            } catch (e) {
                console.warn("Falla de red o sin datos en InfluxDB. Graficando en 0
operativo.");
                if (queryType.value === 'semana') datosDB_Semana = datosDB_SemanaVacio();
                else datosDB_Dia = datosDB_DiaVacio();
                analisisDB = "Sin datos almacenados en InfluxDB para los parámetros
filtrados.";
            }

            renderizarGraficas();
        }

        function renderizarGraficas() {
            const queryType = document.getElementById('queryTypeSelect').value;
            destruirGraficas();

            document.getElementById('chartSection').style.display = 'flex';
            document.getElementById('analysisBox').style.display = 'block';
            document.getElementById('analysisText').innerText = analisisDB;

            if (queryType === "semana") {
                renderizarSemana();
            } else if (queryType === "dia") {
```

```
                renderizarDia();
            }
        }

        function coloresTema() {
            const darkActive = document.body.classList.contains('dark-theme');
            return {
                axisColor: darkActive ? '#334155' : '#cbd5e1',
                labelColor: darkActive ? '#94a3b8' : '#334155'
            };
        }

        function renderizarSemana() {
            const tecnica = document.getElementById('techniqueSelect').value;
            const ctx = document.getElementById('emgChart').getContext('2d');
            document.getElementById('graphTitle').innerText = `Progreso Semanal:
${tecnica}`;
            document.getElementById('metricsContainer').innerHTML =
                `<div class="metric-badge">Técnica: <span>${tecnica}</span></div>`;

            const { axisColor, labelColor } = coloresTema();
            const labels = datosDB_Semana.labels || ['Lunes', 'Martes', 'Miércoles',
'Jueves', 'Viernes'];
            const n4Disclaimer = document.getElementById('n4Disclaimer');

            if (tipoGraficaSemanal === 'bar') {
                n4Disclaimer.style.display = 'none';
                emgChartInstance = new Chart(ctx, {
                    type: 'bar',
                    data: {
                        labels: labels,
                        datasets: [
                            { label: 'N1 (Reposo)', data: datosDB_Semana.n1,
backgroundColor: '#475569' },
                            { label: 'N2 (Acción)', data: datosDB_Semana.n2,
backgroundColor: '#10b981' },
                            { label: 'N3 (Sobrecarga)', data: datosDB_Semana.n3,
backgroundColor: '#f59e0b' },
                            { label: 'N4 (Fatiga)', data: datosDB_Semana.n4,
backgroundColor: '#ef4444' }
                        ]
                    },
                    options: {
                        indexAxis: 'y', responsive: true, maintainAspectRatio: false,
                        scales: {
                            x: { stacked: true, grid: { color: axisColor }, border: {
color: labelColor }, ticks: { color: labelColor } },
```

```
                        y: { stacked: true, grid: { color: axisColor }, border: {
color: labelColor }, ticks: { color: labelColor } }
                    },
                    plugins: { legend: { position: 'bottom', labels: { color:
labelColor } } }
                }
            });
        } else {
            n4Disclaimer.style.display = 'block';

            // Agregamos un punto de partida "Inicio" en 0 antes de Lunes:
            // así el primer tramo (Inicio -> Lunes) sí representa el
            // progreso real del lunes, en vez de dejarlo sin representar.
            const labelsConInicio = ['Inicio', ...labels];
            const derConInicio = [0, ...datosDB_Semana.tendencia_der];
            const izqConInicio = [0, ...datosDB_Semana.tendencia_izq];

            emgChartInstance = new Chart(ctx, {
                type: 'line',
                data: {
                    labels: labelsConInicio,
                    datasets: [
                        { label: 'Pierna Derecha (%MVC)', data: derConInicio,
borderColor: '#2563eb', borderWidth: 3, tension: 0.25, fill: false, pointRadius: 5,
pointBackgroundColor: '#2563eb' },
                        { label: 'Pierna Izquierda (%MVC)', data: izqConInicio,
borderColor: '#f97316', borderWidth: 3, tension: 0.25, fill: false, pointRadius: 5,
pointBackgroundColor: '#f97316' },
                        { label: 'Umbral Reposo (15%)', data:
Array(labelsConInicio.length).fill(15), borderColor: '#10b981', borderWidth: 1.5,
borderDash: [4, 4], pointRadius: 0, fill: false },
                        { label: 'Umbral Sobrecarga (75%)', data:
Array(labelsConInicio.length).fill(75), borderColor: '#ef4444', borderWidth: 1.5,
borderDash: [4, 4], pointRadius: 0, fill: false }
                    ]
                },
                options: {
                    responsive: true, maintainAspectRatio: false, layout: { padding: {
right: 20 } },
                    scales: {
                        x: { grid: { color: axisColor }, border: { color: labelColor },
ticks: { color: labelColor } },
                        y: {
                            min: 0, max: 100, grid: { color: axisColor }, border: {
color: labelColor },
                            afterBuildTicks: (scale) => { scale.ticks = [15, 50, 75,
100].map(v => ({ value: v })); },
                            ticks: {
```

```
                                color: labelColor,
                                callback: v => {
                                    if (v === 15) return '15% N1';
                                    if (v === 50) return '50% N2';
                                    if (v === 75) return '75% N3';
                                    if (v === 100) return '100%';
                                    return v;
                                }
                            }
                        }
                    },
                    plugins: { legend: { position: 'bottom', labels: { color:
labelColor } } }
                }
            });
        }
    }

    // Determina el rango real (inicio/fin en minutos reales) de cada técnica,
    // a partir del campo "tecnica" que ya trae cada punto. Esto refleja el
    // tiempo real de la sesión (incluye el tramo antes de Ap Chagi, los
    // descansos, y el cierre), sin inventar continuidad artificial.
    function calcularZonasTecnica(puntosDer, puntosIzq) {
        const todos = [...puntosDer, ...puntosIzq];
        const tecnicasConfig = [
            { nombre: 'Ap Chagi', color: 'rgba(37, 99, 235, 0.08)' },
            { nombre: 'Dollyo Chagi', color: 'rgba(168, 85, 247, 0.10)' },
            { nombre: 'Yop Chagi', color: 'rgba(16, 185, 129, 0.08)' }
        ];

        const zonas = [];
        tecnicasConfig.forEach(cfg => {
            const puntosTec = todos.filter(p => p.tecnica === cfg.nombre);
            if (puntosTec.length === 0) return;
            zonas.push({
                inicio: Math.min(...puntosTec.map(p => p.t)),
                fin: Math.max(...puntosTec.map(p => p.t)),
                titulo: cfg.nombre,
                color: cfg.color
            });
        });
        return zonas;
    }

    // Media móvil simple: suaviza el valor mostrado sin alterar el tiempo (t)
    // ni la técnica de cada punto, para no afectar el cálculo de zonas.
    function suavizarSerie(puntos, ventana = 5) {
        if (!puntos.length) return puntos;
```

```
            return puntos.map((p, i) => {
                const inicio = Math.max(0, i - Math.floor(ventana / 2));
                const fin = Math.min(puntos.length, i + Math.ceil(ventana / 2));
                const sub = puntos.slice(inicio, fin);
                const promedio = sub.reduce((acc, x) => acc + x.v, 0) / sub.length;
                return { t: p.t, v: Number(promedio.toFixed(2)), tecnica: p.tecnica };
            });
        }

        function renderizarDia() {
            document.getElementById('graphTitle').innerText = `Serie Temporal del Día — 
General`;
            document.getElementById('metricsContainer').innerHTML = 
                `<div class="metric-badge">Consulta: <span>General (sesión 
completa)</span></div>`;

            const { axisColor, labelColor } = coloresTema();
            document.getElementById('n4Disclaimer').style.display = 'none';

            const puntosDer = datosDB_Dia.der || [];
            const puntosIzq = datosDB_Dia.izq || [];
            const todosPuntos = [...puntosDer, ...puntosIzq];
            const duracionTotal = todosPuntos.length ? Math.max(...todosPuntos.map(p => 
p.t)) : 1;

            // Las zonas de color se calculan con los datos ORIGINALES (sin suavizar),
            // para que los límites de cada técnica sigan siendo exactos.
            const zonas = calcularZonasTecnica(puntosDer, puntosIzq);

            // Solo el trazo visual se suaviza.
            const puntosDerSuave = suavizarSerie(puntosDer);
            const puntosIzqSuave = suavizarSerie(puntosIzq);

            const annotations = {};
            zonas.forEach((zona, i) => {
                annotations['zona' + i] = {
                    type: 'box',
                    xMin: zona.inicio, xMax: zona.fin,
                    yMin: 0, yMax: 100,
                    backgroundColor: zona.color,
                    borderWidth: 0,
                    drawTime: 'beforeDatasetsDraw'
                };
                annotations['etiqueta' + i] = {
                    type: 'label',
                    xValue: (zona.inicio + zona.fin) / 2,
                    yValue: 96,
                    content: zona.titulo,
```

```
                    color: labelColor,
                    font: { size: 11, weight: 'bold' },
                    drawTime: 'afterDatasetsDraw'
                };
            });

            emgChartInstance = new
Chart(document.getElementById('emgChart').getContext('2d'), {
                type: 'line',
                data: {
                    datasets: [
                        { label: 'Pierna Derecha (%MVC)', data: puntosDerSuave.map(p => ({
x: p.t, y: p.v })), borderColor: '#2563eb', borderWidth: 2, pointRadius: 0, tension: 0.15
},
                        { label: 'Pierna Izquierda (%MVC)', data: puntosIzqSuave.map(p =>
({ x: p.t, y: p.v })), borderColor: '#f97316', borderWidth: 2, pointRadius: 0, tension:
0.15 },
                        { label: 'Umbral Reposo (15%)', data: [{ x: 0, y: 15 }, { x:
duracionTotal, y: 15 }], borderColor: '#10b981', borderWidth: 1.5, borderDash: [4, 4],
pointRadius: 0 },
                        { label: 'Umbral Sobrecarga (75%)', data: [{ x: 0, y: 75 }, { x:
duracionTotal, y: 75 }], borderColor: '#ef4444', borderWidth: 1.5, borderDash: [4, 4],
pointRadius: 0 }
                    ]
                },
                options: {
                    responsive: true, maintainAspectRatio: false,
                    parsing: false,
                    layout: { padding: { top: 20 } },
                    scales: {
                        x: { type: 'linear', grid: { color: axisColor }, border: { color:
labelColor }, ticks: { color: labelColor, callback: v => v.toFixed(0) + 'm' } },
                        y: {
                            min: 0, max: 100, grid: { color: axisColor }, border: { color:
labelColor },
                            afterBuildTicks: (scale) => { scale.ticks = [15, 50, 75,
100].map(v => ({ value: v })); },
                            ticks: {
                                color: labelColor,
                                callback: v => {
                                    if (v === 15) return '15% N1';
                                    if (v === 50) return '50% N2';
                                    if (v === 75) return '75% N3';
                                    if (v === 100) return '100%';
                                    return v;
                                }
                            }
                        }
```

```
                    },
                    plugins: {
                        legend: { position: 'bottom', labels: { color: labelColor } },
                        annotation: { annotations: annotations }
                    }
                }
            });
        }
    </script>
</body>

</html>
```

Bloque C

Preparar Query Login. Construye dinámicamente una consulta Flux parametrizada con el nombre de usuario recibido, filtrando por measurement trainers y campo password, delegando la resolución a un nodo influxdb in subsiguiente.

```
// Obtenemos el nombre y password exactos que envía tu página web
let user = msg.req.body.nombre || msg.payload.nombre || "";
let pass = msg.req.body.password || msg.payload.password || "";

// Guardamos el password enviado para que el siguiente nodo ("Validar Password") lo pueda comparar
msg.provided_password = pass;

// Construimos la consulta en Flux para InfluxDB
msg.query = `from(bucket: "emg_system")
  |> range(start: 0)
  |> filter(fn: (r) => r["_measurement"] == "trainers")
  |> filter(fn: (r) => r["_field"] == "password")
  |> filter(fn: (r) => r["trainer_name"] == "${user}")
  |> last()`;

return msg;
```

Bloque D

Validar Password. Ejecuta la comparación de igualdad entre la contraseña recibida y el valor recuperado de InfluxDB, determinando el código de respuesta HTTP (200/401) devuelto al cliente.

```
let passEnviado = msg.req.body.password || "";
let loginExitoso = false;
let foundTrainer = "";

if (Array.isArray(msg.payload) && msg.payload.length > 0) {
    let passGuardado = msg.payload[0]._value || msg.payload[0].password;

    if (String(passEnviado).trim() === String(passGuardado).trim()) {
        loginExitoso = true;
        foundTrainer = msg.payload[0].trainer_name;
    }
}

if (loginExitoso) {
    msg.payload = {
        ok: true,
        message: "Acceso concedido",
        trainer: foundTrainer
    };
    msg.statusCode = 200;
} else {
    msg.payload = {
        ok: false,
        error: "Credenciales incorrectas o usuario no encontrado"
    };
    msg.statusCode = 401;
}

return msg
```

Bloque E

Function 2. Estructura el payload de escritura para el measurement trainers, incorporando el campo password en texto plano y el tag trainer_name, previo a su persistencia mediante el nodo influxdb out.

```
let data = msg.payload;

// SALIDA 1 (Arriba): Paquete limpio exclusivo para InfluxDB
let msgInflux = {
    measurement: "trainers",
    payload: [
        { password: String(data.password) },  // FIELDS
        { trainer_name: String(data.nombre) } // TAGS
    ]
};
```

```
// SALIDA 2 (Abajo): Reutilizamos el msg original para NO perder el 'msg.res'
msg.payload = { ok: true };

// Retorno exacto para tus cables: [Arriba, Abajo]
return [msgInflux, msg];
```

Bloque F

Function 5. Aplica una función de reducción sobre el arreglo de resultados de la consulta a trainers, extrayendo valores únicos de trainer_name para su serialización en la respuesta HTTP.

```
let trainersList = [];

if (Array.isArray(msg.payload)) {
    msg.payload.forEach(function(row) {
        if (row.trainer_name && !trainersList.includes(row.trainer_name)) {
            trainersList.push(String(row.trainer_name).trim());
        }
    });
}

msg.payload = trainersList;
return msg;
```

Bloque G

Function 4. Estructura el payload de escritura para el measurement students, incorporando los campos age, gender, category y el tag student_name.

```
let data = msg.payload;

// SALIDA 1 (Arriba): Hacia InfluxDB
let msgInflux = {
    measurement: "students",
    payload: [
        {   // FIELDS
            age: Number(data.edad) || 0,
            gender: String(data.genero),
            category: String(data.categoria)
        },
        {   // TAGS
            student_name: String(data.nombre),
```

```
            trainer_id: String(data.trainer_id)
        }
    ]
};

// SALIDA 2 (Abajo): Hacia HTTP Response intacto
msg.payload = { ok: true };

return [msgInflux, msg];
```

Bloque H

Function 6. Aplica una función de reducción sobre el arreglo de resultados de la consulta a students, extrayendo valores únicos de student_name para su serialización en la respuesta HTTP.

```
let studentsList = [];
let nombresVistos = [];

if (Array.isArray(msg.payload)) {
    msg.payload.forEach(function(row) {
        // Buscamos nombres que no hayamos agregado ya a la lista
        if (row.student_name && !nombresVistos.includes(row.student_name)) {
            nombresVistos.push(row.student_name);

            // Armamos el perfil completo del estudiante
            studentsList.push({
                nombre: String(row.student_name).trim(),
                edad: row.age ? String(row.age) : "N/A",
                genero: row.gender ? String(row.gender) : "N/A",
                categoria: row.category ? String(row.category) : "N/A",
                entrenador: row.trainer_id ? String(row.trainer_id) : "N/A"
            });
        }
    });
}

msg.payload = studentsList;
return msg;
```

Bloque I

Function 3. Estructura y persiste en el measurement session_events el registro de apertura de sesión, estableciendo en memoria global las variables de contexto activo (active_student, active_trainer).

```
let data = msg.payload;

// MEMORIA RAM: Vital para el ESP32 más adelante
global.set("active_student", String(data.nombre));
global.set("active_age", String(data.edad));
global.set("active_gender", String(data.genero));
global.set("active_category", String(data.categoria));
global.set("active_trainer", String(data.trainer_id));
global.set("active_technique", String(data.tecnica || "Basal"));

// SALIDA 1 (Arriba): Hacia InfluxDB
let msgInflux = {
    measurement: "session_events",
    payload: [
        {   // FIELDS
            status: "active",
            age: Number(data.edad) || 0,
            gender: String(data.genero),
            category: String(data.categoria)
        },
        {   // TAGS
            student_name: String(data.nombre),
            trainer_id: String(data.trainer_id),
            technique: String(data.tecnica || "Basal")
        }
    ]
};

// SALIDA 2 (Abajo): Hacia HTTP Response intacto
msg.payload = { ok: true };

return [msgInflux, msg];
```

Bloque J

Recuperar Datos Globales. Consulta el estado de las variables de contexto global (active_student, active_trainer, active_technique, is_recording) y las serializa como respuesta HTTP para sincronización de estado entre interfaces.

```
// 1. Recuperar la variable principal para verificar si hay sesión
let student = global.get("active_student");

// 2. MANEJO DE ERRORES: Si no hay nadie entrenando, lanzamos Error 404
if (!student || student === "undefined") {
    msg.payload = {
        ok: false,
        error: "No active session found"
    };
    msg.statusCode = 404; // Código HTTP para "No Encontrado"
    return msg;
}

// 3. Recuperar el resto de las variables (Respetando el diccionario oficial)
let age = global.get("active_age");
let gender = global.get("active_gender");
let category = global.get("active_category");
let trainer = global.get("active_trainer"); // Cambiado de 'coach' a 'trainer'
let technique = global.get("active_technique") || "Basal";
let timestamp = global.get("session_start_time") || Date.now();

// 4. Construir la respuesta estructurada
msg.payload = {
    ok: true,
    student: student,
    age: (age && age !== "undefined") ? age : "--",
    gender: (gender && gender !== "undefined") ? gender : "--",
    category: (category && category !== "undefined") ? category : "--",
    trainer: (trainer && trainer !== "undefined") ? trainer : "--", // Cambiado aquí
también
    technique: technique,
    timestamp: timestamp
};
msg.statusCode = 200; // Código HTTP para "Éxito"

return msg;
```

Bloque K

Open_Session. Establece en true la variable de contexto global is_recording, habilitando la condición de escritura evaluada en function 1.

```
// Encender el semáforo para permitir el paso de datos
global.set("is_recording", true);

msg.payload = { ok: true, message: "Transmisión ABIERTA" };
msg.statusCode = 200;
```

```
return msg;
```

Bloque L

Stop_Session. Establece en false la variable de contexto global is_recording, deteniendo la condición de escritura evaluada en function 1.

```
// Apagar el semáforo para bloquear el paso de datos
global.set("is_recording", false);

msg.payload = { ok: true, message: "Transmisión CERRADA" };
msg.statusCode = 200;
return msg;
```

Bloque M

Set_Technique. Actualiza la variable de contexto global active_technique con el valor recibido, utilizada como campo en la estructuración de la telemetría.

```
// 1. Extraemos la técnica (Buscamos en el body o en el payload por seguridad)
let nuevaTecnica = "Basal"; // Valor por defecto
if (msg.req && msg.req.body && msg.req.body.tecnica) {
    nuevaTecnica = msg.req.body.tecnica;
} else if (msg.payload && msg.payload.tecnica) {
    nuevaTecnica = msg.payload.tecnica;
}

// 2. Actualizamos la memoria RAM en caliente
global.set("active_technique", String(nuevaTecnica));

// 3. Preparamos confirmación para liberar la interfaz web
msg.payload = {
    ok: true,
    message: "Técnica actualizada a: " + nuevaTecnica
};
msg.statusCode = 200;

return msg;
```

Bloque N

Function 1. Evalúa la bandera is_recording, parsea el payload MQTT recibido, determina la extremidad de origen a partir del tópico, aplica acotación estricta al valor de %MVC y estructura el registro para el measurement muscular_activity.

```
// 1. SEMÁFORO DE GRABACIÓN
// Si la interfaz no ha dado la orden de iniciar, bloqueamos la entrada.
if (global.get("is_recording") !== true) {
    return null;
}

// 2. PARSEO SEGURO DEL ESP32
let mvc_raw;
try {
    mvc_raw = (typeof msg.payload === 'object') ? msg.payload : JSON.parse(msg.payload);
} catch (e) {
    mvc_raw = msg.payload;
}

// 3. DETECCIÓN DE PIERNA
let pierna = String(msg.topic).toLowerCase().includes("izq") ? "izquierda" : "derecha";
let mvc_value = 0.0;

if (typeof mvc_raw === 'object' && mvc_raw[pierna] !== undefined) {
    mvc_value = parseFloat(mvc_raw[pierna]);
} else {
    mvc_value = parseFloat(mvc_raw) || 0.0;
}

// 4. NORMALIZACIÓN ESTRICTA (CLAMPING 0.0% - 100.0%)
// Esto soluciona tu problema 1: Corta matemáticamente cualquier pico que pase de 100%
mvc_value = Math.min(Math.max(mvc_value, 0.0), 100.0);

// 5. MEMORIA RAM (SIN BLOQUEOS Y EN INGLÉS)
let student = global.get("active_student");
if (!student || student === "undefined" || student === "") {
    student = "Unassigned"; // Salvavidas: garantiza que el dato llegue a la BD
}

let technique = global.get("active_technique") || "Basal";

let trainer = global.get("active_trainer");
if (!trainer || trainer === "undefined" || trainer === "") {
    trainer = "Unassigned";
}
```

```
// 6. ESTRUCTURA DEFINITIVA PARA INFLUXDB
msg.payload = {
    mvc: Number(mvc_value.toFixed(2)),
    student_name: student,
    technique: technique,
    trainer_id: trainer,
    leg: pierna
};

// 7. ETIQUETAS VITALES PARA EL RESTO DEL FLUJO
// Intocables: aseguran que el Clasificador y Grafana funcionen
msg.measurement = "muscular_activity";
msg.pierna_detectada = pierna;

return msg;
```

Bloque O

Clasificador de Niveles. Implementa una máquina de estados de dos umbrales (15% y 75%) con memoria de contexto independiente por extremidad (mvcAnterior_<pierna>), asignando el campo effort_level y bifurcando el mensaje hacia persistencia en InfluxDB (limitada a 20 escrituras por segundo mediante un nodo delay) y hacia el canal WebSocket de telemetría en tiempo real.

```
let mvc = msg.payload.mvc;
let pierna = msg.pierna_detectada || "derecha";

// 2. RAM AISLADA: El secreto para que no choquen los 2 ESP32
let mvcAnterior = context.get(`mvcAnterior_${pierna}`) || 0.0;
const UMBRAL_REPOSO = 15.0;
const UMBRAL_SOBRECARGA = 75.0;
let nivel = "Unclassified";

// 4. Algoritmo de Clasificación
if (mvc <= UMBRAL_REPOSO) {
    if (mvcAnterior >= UMBRAL_SOBRECARGA) {
        nivel = "N4_Fatiga";
    } else {
        nivel = "N1_Reposo";
    }
} else if (mvc < UMBRAL_SOBRECARGA) {
    nivel = "N2_Accion";
} else {
```

```
    nivel = "N3_Sobrecarga";
}

// 5. Guardamos el valor actual SOLO en el cajón de esa pierna específica
context.set(`mvcAnterior_${pierna}`, mvc);

// 6. Inyectamos la etiqueta directamente en el objeto plano
msg.payload.effort_level = nivel;

// 7. Estructura exacta para que los velocímetros del HTML no se crucen
msg.telemetry = {
    leg: pierna,
    mvc: mvc,
    status: nivel
};

return msg;
```

Bloque P

Procesar Calibración. Parsea el payload recibido en el tópico taekwondo/calibracion/#, valida su estructura, almacena el valor en contexto global indexado por pierna y tipo, y reenvía el resultado hacia el canal WebSocket compartido con la telemetría.

```
// Este código va en un nodo `function` NUEVO llamado "Procesar Calibracion".
// Se conecta así:
//   [mqtt in: taekwondo/calibracion/#]  -->  [Procesar Calibracion]  -->  [ws] /telemetria
// (el mismo nodo WebSocket que ya usas para la telemetría en vivo)

const topic = msg.topic || ""; // ej. "taekwondo/calibracion/derecha"
const partes = topic.split("/");
const pierna = partes[2]; // "derecha" o "izquierda"

let datos;
try {
    datos = (typeof msg.payload === 'object') ? msg.payload : JSON.parse(msg.payload);
} catch (e) {
    return null; // payload mal formado, ignoramos
}

if (!pierna || !datos || !datos.tipo || datos.valor === undefined) {
    return null;
}
```

```
// Guardamos en memoria global, por si algo más adelante necesita consultarlo
const clave = "calibracion_" + datos.tipo + "_" + pierna; // ej. calibracion_basal_derecha
global.set(clave, Number(datos.valor));

// Armamos el mensaje que el frontend va a reconocer como "calibración"
// (distinto de un mensaje de telemetría normal, que trae mvc/leg/status)
msg.payload = {
    tipoMensaje: "calibracion",
    leg: pierna,
    campo: datos.tipo,   // "basal" o "maximo"
    valor: Number(datos.valor)
};

return msg;
```

Bloque Q

Procesar Comando Der. Extrae el comando de calibración recibido vía HTTP y lo republica, sin transformación adicional, hacia el tópico MQTT taekwondo/comandos/derecha.

```
// Extraemos el comando (BASAL o MAXIMO) que viene de la web
let comando = msg.req.body.comando || "";

// SALIDA 1: Preparamos el texto limpio para el ESP32 (Arriba)
let msgMQTT = { payload: String(comando).trim() };

// SALIDA 2: Respondemos a la web para liberar el botón (Abajo)
msg.payload = { ok: true, message: "Comando enviado a Derecha" };

// Disparamos ambos cables
return [msgMQTT, msg];
```

Bloque R

Procesar comando Izq. Extrae el comando de calibración recibido vía HTTP y lo republica, sin transformación adicional, hacia el tópico MQTT taekwondo/comandos/izquierda.

```
// Extraemos el comando (BASAL o MAXIMO) que viene de la web
let comando = msg.req.body.comando || "";

// SALIDA 1: Preparamos el texto limpio para el ESP32 (Arriba)
```

```
let msgMQTT = { payload: String(comando).trim() };

// SALIDA 2: Respondemos a la web para liberar el botón (Abajo)
msg.payload = { ok: true, message: "Comando enviado a Izquierda" };

// Disparamos ambos cables
return [msgMQTT, msg];
```

Bloque S

Prepary Query Entrenador. Construye dinámicamente la consulta Flux (range, aggregateWindow, pivot, filtro por student_name) según el tipo de consulta solicitado (día/semana), incorporando una función utilitaria de conversión de semana ISO a rango de fechas.

```
// ====== Utilidad: convierte "2026-W29" en fechas reales (Lun-Vie) ======
function calcularRangoSemanaISO(semanaISO) {
    const [anioStr, semanaStr] = semanaISO.split("-W");
    const anio = parseInt(anioStr);
    const semana = parseInt(semanaStr);

    const cuatroEnero = new Date(Date.UTC(anio, 0, 4));
    const diaSemanaCuatroEnero = cuatroEnero.getUTCDay() || 7;
    const lunesSemana1 = new Date(cuatroEnero);
    lunesSemana1.setUTCDate(cuatroEnero.getUTCDate() - diaSemanaCuatroEnero + 1);

    const lunesObjetivo = new Date(lunesSemana1);
    lunesObjetivo.setUTCDate(lunesSemana1.getUTCDate() + (semana - 1) * 7);

    const viernesObjetivo = new Date(lunesObjetivo);
    viernesObjetivo.setUTCDate(lunesObjetivo.getUTCDate() + 4);
    viernesObjetivo.setUTCHours(23, 59, 59, 999);

    return { inicio: lunesObjetivo, fin: viernesObjetivo };
}

// ================= Lectura de parámetros del frontend =================
const atleta = msg.req.query.atleta;
const tipo = msg.req.query.tipo;
const fecha = msg.req.query.fecha;
const tecnica = msg.req.query.tecnica;
const semanaISO = msg.req.query.semanaISO;

msg.tipoConsulta = tipo;
msg.atletaConsultado = atleta;
```

```
if (tipo === "dia") {
    const inicio = fecha + "T00:00:00Z";
    const fechaFin = new Date(fecha + "T00:00:00Z");
    fechaFin.setDate(fechaFin.getDate() + 1);
    const fin = fechaFin.toISOString();

    msg.query = `
        from(bucket: "emg_system")
          |> range(start: ${inicio}, stop: ${fin})
          |> filter(fn: (r) => r._measurement == "muscular_activity")
          |> filter(fn: (r) => r._field == "mvc" or r._field == "leg" or r._field ==
"technique" or r._field == "student_name" or r._field == "effort_level")
          |> aggregateWindow(every: 2s, fn: last, createEmpty: false)
          |> pivot(rowKey:["_time"], columnKey: ["_field"], valueColumn: "_value")
          |> filter(fn: (r) => r.student_name == "${atleta}")
          |> sort(columns: ["_time"])
    `;

} else if (tipo === "semana") {
    const rango = calcularRangoSemanaISO(semanaISO);
    msg.semanaInicio = rango.inicio;

    let filtroTecnica = "";
    if (tecnica && tecnica !== "General") {
        filtroTecnica = `|> filter(fn: (r) => r.technique == "${tecnica}")`;
    }

    msg.query = `
        from(bucket: "emg_system")
          |> range(start: ${rango.inicio.toISOString()}, stop: ${rango.fin.toISOString()})
          |> filter(fn: (r) => r._measurement == "muscular_activity")
          |> filter(fn: (r) => r._field == "mvc" or r._field == "leg" or r._field ==
"technique" or r._field == "student_name" or r._field == "effort_level")
          |> aggregateWindow(every: 5s, fn: last, createEmpty: false)
          |> pivot(rowKey:["_time"], columnKey: ["_field"], valueColumn: "_value")
          |> filter(fn: (r) => r.student_name == "${atleta}")
         ${filtroTecnica}
          |> sort(columns: ["_time"])
    `;
}

return msg;
```

Bloque T

Transformar Respuesta Entrenador. Transforma el arreglo de filas pivotadas de InfluxDB en la estructura de series temporales requerida por el frontend, y genera de forma programática el análisis textual del desempeño por extremidad conforme a los umbrales funcionales.

```
const filas = msg.payload || [];
const tipo = msg.tipoConsulta;

// ================= Análisis por pierna: lenguaje deportivo + técnico de ingeniería
=================
function analisisPierna(nombrePierna, filasPierna) {
    const total = filasPierna.length;
    if (total === 0) {
        return `Pierna ${nombrePierna}: no se registró actividad muscular relevante en el
período consultado.`;
    }

    let n1 = 0, n2 = 0, n3 = 0, n4 = 0;
    let picoMax = 0;

    filasPierna.forEach(row => {
        const nivel = row.effort_level || "";
        if (nivel === "N1_Reposo") n1++;
        else if (nivel === "N2_Accion") n2++;
        else if (nivel === "N3_Sobrecarga") n3++;
        else if (nivel === "N4_Fatiga") n4++;

        if (row.mvc !== undefined && Number(row.mvc) > picoMax) picoMax = Number(row.mvc);
    });

    const pN1 = (n1 / total) * 100;
    const pN2 = (n2 / total) * 100;
    const pN3 = (n3 / total) * 100;
    const pN4 = (n4 / total) * 100;
    const picoTxt = picoMax.toFixed(1);

    // El reposo (N1) es normal entre repeticiones/descansos; solo se considera
    // "poca actividad" si el tiempo activo total (N2+N3+N4) es realmente bajo.
    const pActivo = pN2 + pN3 + pN4;

    if (pActivo < 15) {
        return `Pierna ${nombrePierna}: permaneció mayormente en reposo (N1,
${pN1.toFixed(1)}% del tiempo), con baja activación general (pico máximo de ${picoTxt}%
```

```
MVC). Esto podría indicar poca exigencia de trabajo para esta extremidad en el período consultado.`;
    }

    let dominanteActivo = "N2";
    let pDomActivo = pN2;
    if (pN3 > pDomActivo) { dominanteActivo = "N3"; pDomActivo = pN3; }
    if (pN4 > pDomActivo) { dominanteActivo = "N4"; pDomActivo = pN4; }

    if (dominanteActivo === "N2") {
        return `Pierna ${nombrePierna}: mantuvo un buen ritmo de trabajo, con ${pN2.toFixed(1)}% del tiempo en el nivel de acción muscular (N2) y picos de hasta ${picoTxt}% MVC en los impactos. El ${pN1.toFixed(1)}% restante correspondió a pausas normales de recuperación entre repeticiones. La fatiga neuromuscular (N4) fue de apenas ${pN4.toFixed(1)}%, lo que indica un buen rendimiento y un riesgo de lesión bajo.`;
    } else if (dominanteActivo === "N3") {
        return `Pierna ${nombrePierna}: mostró una intensidad de esfuerzo alta, con ${pN3.toFixed(1)}% del tiempo en sobrecarga muscular (N3) y picos de hasta ${picoTxt}% MVC. Esto refleja patadas ejecutadas con fuerza considerable; se recomienda vigilar la carga de trabajo en las próximas sesiones para evitar sobreesfuerzo.`;
    } else {
        return `Pierna ${nombrePierna}: presentó signos claros de fatiga neuromuscular (N4, ${pN4.toFixed(1)}% del tiempo), con un pico máximo de ${picoTxt}% MVC. Este comportamiento eleva el riesgo de lesión si no se gestiona el descanso adecuadamente; se sugiere priorizar la recuperación antes de la próxima sesión de entrenamiento.`;
    }
}

function generarAnalisis(filasValidas, contexto) {
    if (filasValidas.length === 0) {
        return "No se registraron datos suficientes para generar un análisis.";
    }

    const filasDer = filasValidas.filter(r => r.leg === "derecha");
    const filasIzq = filasValidas.filter(r => r.leg === "izquierda");

    const textoDer = analisisPierna("Derecha", filasDer);
    const textoIzq = analisisPierna("Izquierda", filasIzq);

    return `${contexto}\n\n${textoDer}\n\n${textoIzq}`;
}

// ================= Vista DÍA =================
if (tipo === "dia") {
    const der = [];
    const izq = [];
    const filasValidas = [];
```

```
    if (filas.length > 0) {
        const t0 = new Date(filas[0]._time).getTime();

        filas.forEach(row => {
            if (row.mvc === undefined || !row.leg) return;
            filasValidas.push(row);

            const minutos = (new Date(row._time).getTime() - t0) / 60000;
            const punto = {
                t: Number(minutos.toFixed(2)),
                v: Number(row.mvc),
                tecnica: row.technique || "Basal"
            };

            if (row.leg === "derecha") der.push(punto);
            else if (row.leg === "izquierda") izq.push(punto);
        });
    }

    msg.payload = {
        dia: { der: der, izq: izq },
        analisis: generarAnalisis(filasValidas, "Análisis de la sesión de hoy:")
    };

// ================= Vista SEMANA =================
} else if (tipo === "semana") {
    const diasSemanaEs = ["Lunes", "Martes", "Miércoles", "Jueves", "Viernes"];
    const semanaInicio = new Date(msg.semanaInicio);

    const bucketsPorDia = {};
    const labels = [];
    diasSemanaEs.forEach((nombreDia, i) => {
        const fechaDia = new Date(semanaInicio);
        fechaDia.setUTCDate(semanaInicio.getUTCDate() + i);
        const etiqueta = `${nombreDia.substring(0, 3)}
${String(fechaDia.getUTCDate()).padStart(2, '0')}/${String(fechaDia.getUTCMonth() +
1).padStart(2, '0')}`;
        labels.push(etiqueta);
        bucketsPorDia[i] = { n1: 0, n2: 0, n3: 0, n4: 0, total: 0, sumaDer: 0, cntDer: 0,
sumaIzq: 0, cntIzq: 0 };
    });

    const filasValidas = [];

    filas.forEach(row => {
        if (row.mvc === undefined || !row.leg) return;
        filasValidas.push(row);
```

```
        const fechaFila = new Date(row._time);
        const diffDias = Math.floor((fechaFila - semanaInicio) / 86400000);
        if (diffDias < 0 || diffDias > 4) return;

        const b = bucketsPorDia[diffDias];
        b.total++;

        if (row.effort_level === "N1_Reposo") b.n1++;
        else if (row.effort_level === "N2_Accion") b.n2++;
        else if (row.effort_level === "N3_Sobrecarga") b.n3++;
        else if (row.effort_level === "N4_Fatiga") b.n4++;

        if (row.leg === "derecha") { b.sumaDer += Number(row.mvc); b.cntDer++; }
        if (row.leg === "izquierda") { b.sumaIzq += Number(row.mvc); b.cntIzq++; }
    });

    const n1 = [], n2 = [], n3 = [], n4 = [], tendenciaDer = [], tendenciaIzq = [];

    for (let i = 0; i < 5; i++) {
        const b = bucketsPorDia[i];
        const total = b.total || 1;
        n1.push(Number((b.n1 / total * 100).toFixed(1)));
        n2.push(Number((b.n2 / total * 100).toFixed(1)));
        n3.push(Number((b.n3 / total * 100).toFixed(1)));
        n4.push(Number((b.n4 / total * 100).toFixed(1)));
        tendenciaDer.push(b.cntDer ? Number((b.sumaDer / b.cntDer).toFixed(1)) : 0);
        tendenciaIzq.push(b.cntIzq ? Number((b.sumaIzq / b.cntIzq).toFixed(1)) : 0);
    }

    msg.payload = {
        semana: { labels: labels, n1: n1, n2: n2, n3: n3, n4: n4, tendencia_der:
tendenciaDer, tendencia_izq: tendenciaIzq },
        analisis: generarAnalisis(filasValidas, "Análisis de la semana consultada:")
    };
}

msg.statusCode = 200;
return msg;
```

Anexo G

CONFIGURACIÓN DEL SERVIDOR (RASPBERRY PI)

El presente anexo documenta la configuración de infraestructura del nodo central del sistema, correspondiente a los servicios y ajustes de red necesarios para su operación autónoma. Se presenta como cuatro bloques identificados alfabéticamente, por ende, el Bloque A corresponde a la configuración de autenticación del broker MQTT; el Bloque B, al servicio de arranque automático de las interfaces web; el Bloque C, a la configuración de red del router; y el Bloque D, a la estructura de directorios de los servicios de almacenamiento e integración.

Bloque A

Configuración del broker Mosquitto. Archivo de configuración correspondiente al broker MQTT local, estableciendo el puerto de escucha y la obligatoriedad de autenticación por usuario y contraseña para toda conexión entrante.

```
kim@raspberrypi:~ $ cat /etc/mosquitto/conf.d/local.conf
listener 1883
allow_anonymous false
password_file /etc/mosquitto/passwd
```

Bloque B

Servicio de arranque automático de las interfaces web. Archivo de unidad systemd que automatiza el levantamiento del servidor HTTP de las interfaces web al iniciar la Raspberry Pi, con reinicio automático ante fallos.

```
kim@raspberrypi:~ $ cat /etc/systemd/system/emg-web.service
[Unit]
Description=Servidor HTTP - Frontend Sistema EMG
After=network-online.target
Wants=network-online.target

[Service]
Type=simple
User=kim
```

```
WorkingDirectory=/home/kim/emg_web
ExecStart=/usr/bin/python3 -m http.server 8080
Restart=on-failure
RestartSec=5

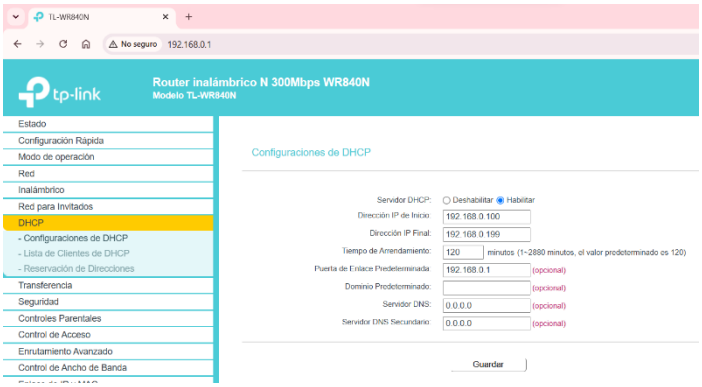
[Install]
WantedBy=multi-user.target
```

Bloque C

Configuración de red del router. Capturas de la interfaz de administración del router TP-Link TL-WR840N, correspondientes a la configuración del servidor DHCP y a la reservación de dirección IP fija para el nodo central.

Figura 123

Configuración del servidor DHCP del router



Nota. La figura muestra el rango de direcciones IP asignadas por el servidor DHCP del router TP-Link TL-WR840N (192.168.0.100 a 192.168.0.199), con un tiempo de arrendamiento de 120 minutos.

Figura 124

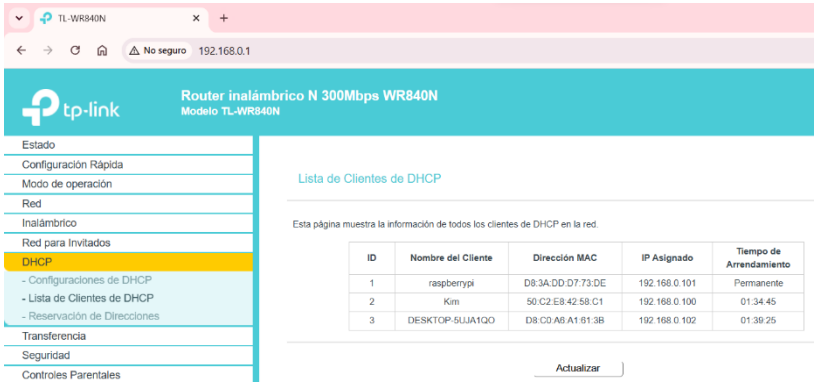
Reserva de dirección IP fija para el nodo central



Nota. La figura muestra la reservación de la dirección IP 192.168.0.101 para la dirección MAC correspondiente a la Raspberry Pi, garantizando que dicha dirección no cambie entre reinicios del sistema.

Figura 125

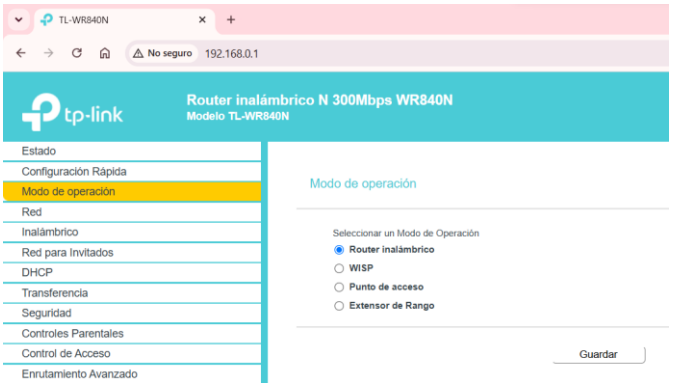
Lista de clientes conectados a la red



Nota. La figura muestra los dispositivos conectados a la red al momento de la captura, incluyendo el nodo central (raspberrypi) con su dirección IP reservada.

Figura 126

Modo de operación del router



Nota. La figura confirma la configuración de router en modo “Router inalámbrico”, operando como generador independiente de la red local del sistema, sin depender de un punto de acceso externo.

Bloque D

Estructura de directorios de los servicios. Rutas de almacenamiento reales de los dos servicios principales del nodo central: el motor de base de datos InfluxDB y el middleware Node-RED, verificadas por línea de comandos.

```
kim@raspberrypi:~ $ sudo ls -la /var/lib/influxdb/
total 272
drwxr-x---  4 influxdb influxdb   4096 jul 30 19:33 .
drwxr-xr-x 49 root     root       4096 may 20 02:29 ..
drwxr-x---  3 influxdb influxdb   4096 abr 19 11:28 .cache
drwxr-x---  5 influxdb influxdb   4096 abr 19 12:57 engine
-rw-------  1 influxdb influxdb 131072 ago 18 12:44 influxd.bolt
-rw-r-----  1 influxdb influxdb      5 ago 18 12:44 influxd.pid
-rw-r-----  1 influxdb influxdb 122880 abr 19 11:28 influxd.sqlite

kim@raspberrypi:~ $ ls -la ~/.node-red/
total 488
drwxrwxr-x  4 kim kim   4096 ago  3 16:12 .
drwx------ 18 kim kim   4096 ago 18 12:44 ..
-rw-rw-r--  1 kim kim  24629 abr 19 14:12 .config.nodes.json
-rw-r--r--  1 kim kim  16082 abr 19 14:12 .config.nodes.json.backup
-rw-rw-r--  1 kim kim    164 mar 16 11:04 .config.runtime.json
-rw-rw-r--  1 kim kim    133 mar 16 11:04 .config.runtime.json.backup
-rw-r--r--  1 kim kim   1052 ago  3 15:29 .config.users.json
-rw-r--r--  1 kim kim   1051 ago  3 15:29 .config.users.json.backup
```

```
-rw-r--r--  1 kim kim    387 abr 19 12:56 flows_cred.json
-rw-r--r--  1 kim kim    227 abr 19 12:56 .flows_cred.json.backup
-rw-r--r--  1 kim kim 173355 ago  3 16:12 flows.json
-rw-r--r--  1 kim kim 173606 ago  3 16:12 .flows.json.backup
drwxrwxr-x  3 kim kim   4096 mar 16 11:01 lib
drwxrwxr-x 53 kim kim   4096 abr 19 14:10 node_modules
-rw-rw-r--  1 kim kim    236 abr 19 14:10 package.json
-rw-rw-r--  1 kim kim  27521 abr 19 14:10 package-lock.json
-rw-r--r--  1 kim kim  25840 mar 16 11:01 settings.js
```

Anexo H

HOJA DE RUTA PARA PRUEBAS CON DEPORTISTAS

La hoja de ruta para pruebas con deportistas establece la secuencia experimental aplicada durante el periodo de captación de datos electromiográficos en sesiones de entrenamiento precompetitivo de taekwondo. El procedimiento se desarrolla durante **15 días**, considerando la disponibilidad de dos sensores MyoWare, por lo que la evaluación se realiza de forma individual por deportista, con captación bilateral del músculo recto femoral. Las pruebas contemplan la ejecución de técnicas básicas de patada, específicamente **Ap Chagi, Dollyo Chagi y Yop Chagi**, con el propósito de verificar el funcionamiento del prototipo en condiciones reales de entrenamiento.

Tabla 40

Hoja de ruta para pruebas con deportistas durante la captación EMG.

FASE	ACTIVIDAD	PROCEDIMIENTO APLICADO	TIEMPO/ REPETICIONES	EVIDENCIA ESPERADA
1	Registro del deportista	Se registra el deportista en la interfaz (index.html), considerando identificador, edad, género, categoría, entrenador y sesión. Aplica tanto para deportista nuevo como para uno ya existente.	3 a 5 min	Deportista registrado y sesión habilitada en el sistema
2	Colocación del sistema vestible	Se coloca la licra de tela Power, sensores MyoWare en el recto femoral (ambas piernas), cableado por laterales externos y módulos ESP32-C3 con batería en la zona posterior de la cintura.	8 a 10 min	Prototipo colocado correctamente
3	Verificación inicial del sistema	Se revisa encendido de módulos, nivel de batería, lectura del sensor, conexión WiFi, publicación MQTT y recepción en Node-RED. Proceso interno, no visible para el entrenador.	3 a 5 min	Sistema operativo antes de iniciar (log interno de estado)
4	Checklist y calibración muscular (confirmación visual bilateral)	Se realizan contracciones controladas (Basal y Máximo) por pierna. El sistema emite mensajes de retroalimentación inmediata ("Calibrando Basal/Máximo Recto	3 repeticiones de 5 s por pierna	Valores de calibración visibles y confirmados por pierna (referencia para normalización a %MVC)

		Femoral Izq/Der") y muestra de forma permanente los valores obtenidos ("Basal: X | Máximo: X") bajo cada gauge, permitiendo al entrenador confirmar visualmente que los datos sí fueron captados, sin necesidad de interpretar la señal técnicamente.		
5	Familiarización y prueba piloto de detección	El deportista ejecuta entre 2 y 4 patadas por técnica para adaptarse al prototipo, mientras el sistema confirma la detección estable de señal en ambos nodos (piernas) y verifica que la prenda, sensores y cableado no limiten la movilidad. Sirve como validación previa a pequeña escala del mecanismo de detección de episodios que se aplicará en la Fase 6.	2 a 4 repeticiones por técnica	Reporte de movilidad y detección bilateral
6	Captación durante entrenamiento	Se aplica el protocolo oficial de captura: 30 patadas por técnica (15 por pierna), siguiendo la secuencia Ap Chagi → Dollyo Chagi → Yop Chagi, con descanso de 45 s a 1 min entre cada cambio de técnica. Se detecta un episodio de activación cada vez que el porcentaje de MVC cruza el umbral de acción (15%) hacia arriba y regresa por debajo de él, correspondiente a una patada. Cada episodio se clasifica por su pico máximo (≥75%: alta intensidad; 15-75%: intensidad moderada), y cada dato queda etiquetado por técnica en tiempo real.	5min max.	Reporte de validación de patada: conteo de episodios detectados por pierna vs. esperado, con clasificación de intensidad (ej. "15 de 15 patadas detectadas, 12 con nivel de sobrecarga"), y señal EMG etiquetada por técnica durante toda la secuencia
7	Clasificación funcional	Node-RED recibe el valor %MVC de cada ESP32-C3 y aplica clasificación por umbrales (N1-N4) para determinar el nivel funcional, procesado y visualizado por técnica y por pierna.	Durante la captación	Reporte de datos clasificados (barras apiladas de niveles N1-N4 por día y por pierna)
8	Almacenamiento de datos	Los datos se almacenan en InfluxDB con campos de deportista, sesión, pierna, técnica, tiempo, %MVC y nivel funcional. Al iniciar la sesión se emite un mensaje flotante confirmando el guardado en curso ("Guardando datos en InfluxDB"); al finalizar, un mensaje confirma el guardado exitoso junto con la conclusión del análisis en lenguaje deportivo-técnico.	Durante la captación	Confirmación visual de "sesión guardada con éxito" + registros históricos disponibles

9	Verificación de resultados	Se comprueba la visualización en tiempo real para el deportista (deportista.html) y la disponibilidad de consulta histórica para el entrenador (entrenador.html).	3 a 5 min	Interfaces operativas y diferenciadas por rol, con resultados correctamente disponibles
10	Cierre de sesión	Se detiene la captación, se guarda la sesión, se muestra el resumen de análisis por pierna y se registran observaciones sobre estabilidad, batería, transmisión y comportamiento del sensor.	5 min	Bitácora experimental completa (con opción de exportación PDF/Excel)

Nota. La tabla presenta la hoja de ruta final aplicada para las pruebas con deportistas durante la captación de datos electromiográficos en sesiones de entrenamiento precompetitivo de taekwondo. Se unificaron las fases de familiarización y ejecución técnica controlada por compartir la función de validación previa a pequeña escala; el criterio de detección de episodios se documenta en la Fase 6, donde se aplica sobre el protocolo oficial completo. Se renombró "Verificación de interfaces" a "Verificación de resultados" para reflejar mejor su propósito. Fuente: elaboración propia.

Anexo I

EVALUACIÓN DE ACEPTACIÓN – ENTRENADOR

Escala de valoración:

1 = nivel de aceptación bajo 5 = nivel de aceptación alto

N.º	Preguntas	Dimensión evaluada
1	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la facilidad de uso de la interfaz del entrenador?	Usabilidad
2	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la selección de deportistas y sesiones dentro del sistema?	Gestión de información
3	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la visualización de datos históricos por día o semana?	Consulta histórica
4	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la claridad de las gráficas de activación muscular presentadas?	Interpretación visual
5	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la clasificación por niveles funcionales generada por el sistema?	Análisis técnico
6	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la comparación entre pierna izquierda y pierna derecha?	Seguimiento bilateral
7	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la utilidad del sistema para apoyar el seguimiento técnico del deportista?	Utilidad deportiva
8	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto al almacenamiento histórico de las sesiones de entrenamiento?	Trazabilidad
9	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto al uso del sistema durante entrenamientos previos a competencia?	Aplicabilidad
10	¿Qué nivel de aceptación general otorga al sistema de monitoreo electromiográfico implementado?	Aceptación global

PREGUNTAS ABIERTAS:

11. ¿Qué aspectos del sistema considera más útiles para el seguimiento del deportista?

12. ¿Qué mejoras recomendaría para futuras versiones del prototipo?

13. De manera general, ¿cuál sería su opinión en cuanto al prototipo?

Anexo J

EVALUACIÓN DE ACEPTACIÓN – DEPORTISTA

Escala de valoración:

1 = nivel de aceptación bajo 5 = nivel de aceptación alto

N.º	Pregunta	Dimensión evaluada
1	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la comodidad del soporte vestible durante el entrenamiento?	Comodidad
2	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la movilidad permitida por la licra durante la ejecución de patadas?	Libertad de movimiento
3	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la ubicación de los sensores en la parte frontal del muslo?	Ubicación del sensor
4	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto al paso del cableado por los laterales externos de la prenda?	Diseño físico
5	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la ubicación posterior de los módulos ESP32-C3 y baterías?	Integración electrónica
6	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la estabilidad del sistema durante Ap Chagi, Dollyo Chagi y Yop Chagi?	Estabilidad en movimiento
7	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la facilidad para iniciar y finalizar una sesión de monitoreo?	Interacción con el sistema
8	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la visualización en tiempo real de la activación muscular?	Retroalimentación visual
9	¿Qué nivel de aceptación tiene respecto a la comprensión de los indicadores visuales presentados?	Claridad de información
10	¿Qué nivel de aceptación general otorga al sistema como herramienta de apoyo durante el entrenamiento?	Aceptación global

PREGUNTAS ABIERTAS

11. ¿El prototipo generó alguna molestia durante la ejecución de las técnicas?

12. ¿Qué mejora recomendaría en la prenda, sensores, cableado o visualización del sistema?

Anexo K

MANUAL DEL USUARIO

1. Introducción y alcance del sistema

El presente manual tiene como propósito guiar al entrenador y a los deportistas del club de Taekwondo en el uso correcto, paso a paso, del sistema de monitoreo electromiográfico de superficie, desarrollado para el seguimiento del esfuerzo muscular del recto femoral durante sesiones de entrenamiento precompetitivo.

El sistema está compuesto por módulos portátiles de adquisición (ESP32-C3 y sensores MyoWare) colocados en ambas piernas del deportista, y por interfaces web orientadas al entrenador y al deportista, según se detalla a lo largo de este documento.

Este prototipo es una herramienta de apoyo al entrenamiento: no genera diagnósticos clínicos ni sustituye la evaluación de un médico o fisioterapeuta.

2. Objetivo del prototipo

Monitorear en tiempo real y de forma no invasiva la activación del músculo recto femoral de ambas piernas durante la ejecución de las técnicas de pateo Ap Chagi, Dollyo Chagi y Yop Chagi, proporcionando al entrenador y al deportista información cuantitativa sobre el esfuerzo muscular, la distribución del trabajo por nivel funcional y posibles indicios de fatiga durante la sesión, como apoyo a la planificación de cargas de entrenamiento.

3. Contenido del sistema

- ✓ 2 módulos de adquisición preensamblados (uno por pierna):

				
Sensor MyoWare 1.0	Microcontrolador ESP32-C3 Super Mini	Batería 18650 (2300 mAh)	Módulo cargador TP4056	Interruptor KCD11-101 2 pines

✓ 1 prenda vestible (short deportivo) con los módulos ya integrados.



✓ Electrodos de superficie desechables (6 por sesión: 3 por pierna).



✓ 1 cargador USB-C de 5V / 1A.



✓ Acceso a un router inalámbrico dedicado y al nodo central (Raspberry Pi), ya configurados.

	
Router TP-link	Raspberry Pi 4

Nota. *No incluidos, de uso del entrenador o deportista: alcohol antiséptico, rasuradora desechable, y un dispositivo con navegador web (computador, tablet o celular).*

4. Precauciones de seguridad y contraindicaciones

- ⚠ No debe ser utilizado por deportistas con marcapasos u otro dispositivo médico electrónico implantado.
- ⚠ No debe colocarse sobre piel con heridas abiertas, quemaduras, irritación activa o infecciones cutáneas.
- ⚠ Los módulos electrónicos no son resistentes al agua; retírelos antes de bañarse, nadar o exponerse a lluvia intensa.
- ⚠ Ante irritación, enrojecimiento persistente o molestia inusual, suspenda la sesión y retire los electrodos de inmediato.
- ⚠ Es una herramienta de apoyo, no un criterio único para decisiones médicas o de carga de entrenamiento.
- ⚠ Mantenga módulos, cables y baterías fuera del alcance de niños pequeños no supervisados.
- ⚠ No desarme, perfore ni exponga los módulos a altas temperaturas.

5. Requisitos de conectividad

El sistema opera dentro de una red local inalámbrica dedicada, generada por un router exclusivo para el proyecto, bajo el nombre de red (SSID) PRUEBA. Cualquier dispositivo

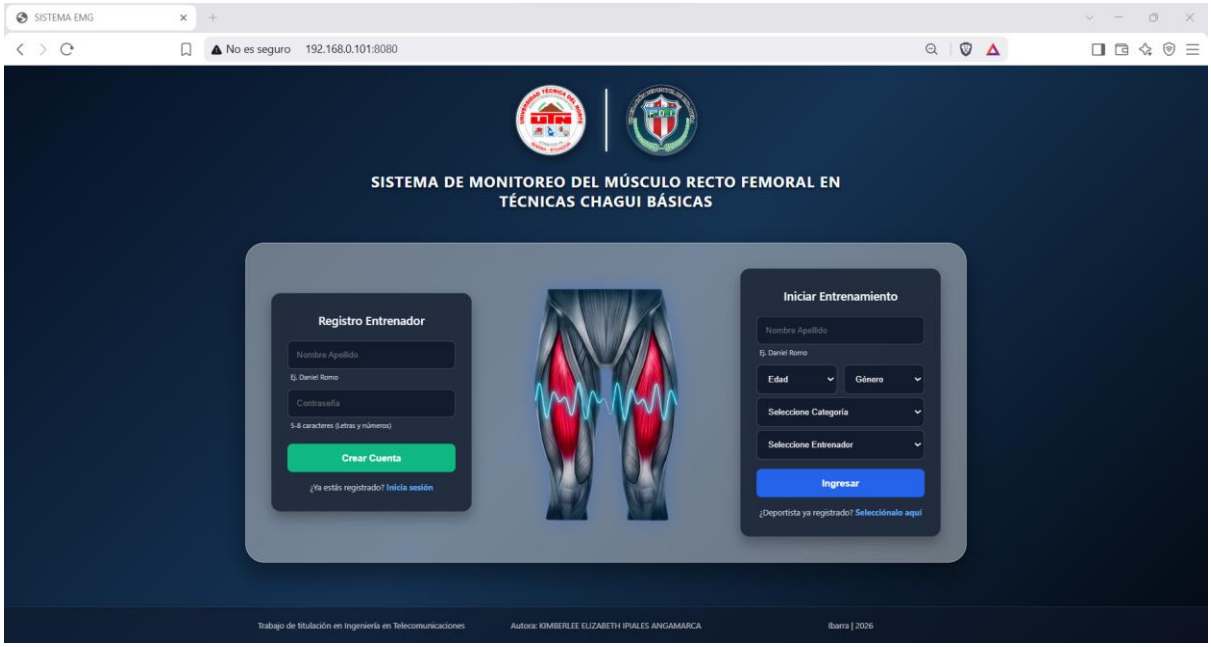
con navegador web (computador, tablet o celular) puede acceder, siempre que esté conectado a dicha red. Direcciones de acceso, según el rol del usuario (se detalla el uso de cada una en las secciones 7 y 12-13):

- Interfaz principal (registro e inicio de sesión): 192.168.0.101:8080
- Interfaz del entrenador: 192.168.0.101:1880/entrenador
- Interfaz del deportista: 192.168.0.101:1880/deportista

6. Anatomía de la interfaz principal

Antes de registrarse, familiarícese con los elementos de la pantalla principal. Esta interfaz presenta dos estados alternables mediante enlaces internos, mostrados en las siguientes figuras.

Estado de Registro



1. Panel izquierdo de Registro Entrenador.
    a. Nombre Apellido.
    b. Contraseña: de 5-8 caracteres, letras y números.

c. Crear Cuenta

d. Enlace inferior del panel izquierdo:

    i. ¿Ya estás registrado? Inicia sesión, lleva a la figura de estado de acceso.

2. Panel derecho de Iniciar Entrenamiento para deportistas nuevos:

a. Nombre Apellido.

b. Edad.

c. Género.

d. Seleccione Categoría.

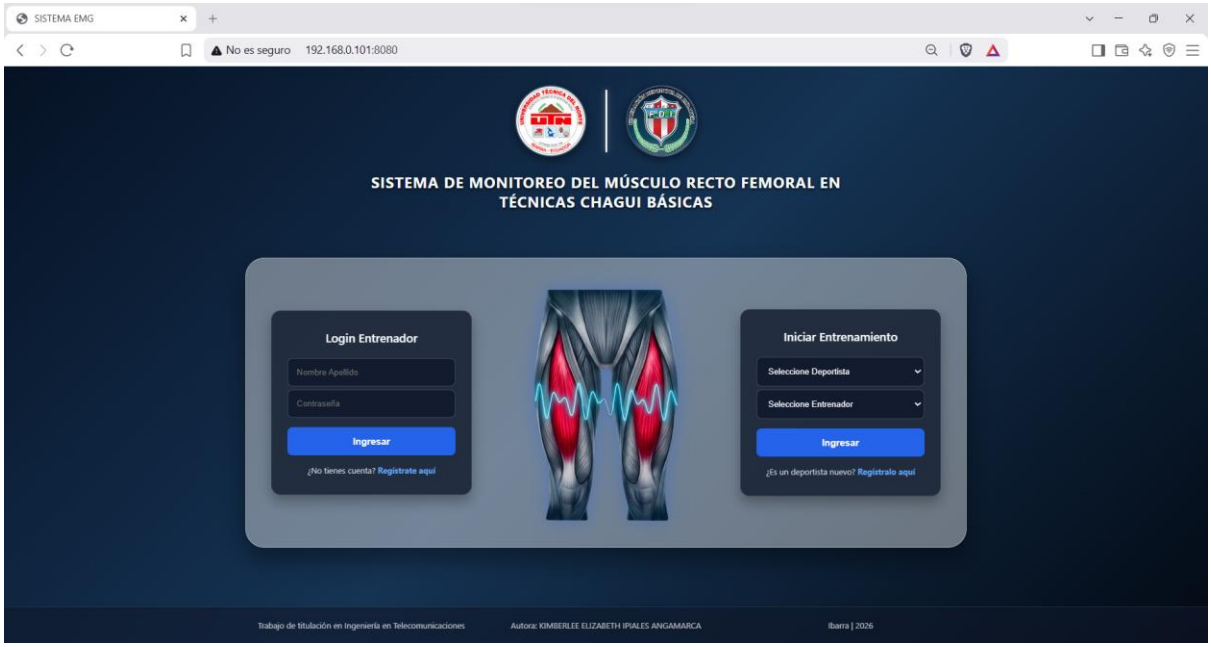
e. Seleccione Entrenador.

f. Ingresar.

g. Enlace inferior del panel derecho:

    i. ¿Deportista ya registrado? Selecciónalo aquí.

Estado de Acceso



1. Panel izquierdo de Login Entrenador
    a. Nombre Apellido.
    b. Contraseña.
    c. Ingresar.
    d. Enlace inferior del panel izquierdo:
    e. ¿No tienes cuenta? Regístrate aquí, regresa a la figura de estado de registro.
2. Panel derecho de Iniciar Entrenamiento de deportistas existentes
    a. Seleccione Deportista.
    b. Seleccione Entrenador.
    c. Ingresar.
    d. Enlace inferior del panel derecho:
        i. ¿Es un deportista nuevo? Regístralo aquí, regresa a la figura de estado de registro.

7. Primer uso: registro de entrenador y deportista

Esta sección se realiza una única vez por cada entrenador y por cada deportista, la primera vez que utilizan el sistema. En sesiones posteriores, pase directamente a la sección 8 de Encendido del sistema.

7.1 Registro del entrenador

1. Conecte su dispositivo a la red PRUEBA e ingrese a la dirección 192.168.0.101:8080 desde el navegador.
2. En el panel izquierdo ("Registro Entrenador", Figura 1), escriba su nombre completo en el campo "Nombre Apellido".

3. Escriba una contraseña de 5 a 8 caracteres (letras y números) en el campo "Contraseña".
4. Presione el botón "Crear Cuenta".

Importante: *Anote y conserve esta contraseña; será solicitada cada vez que inicie sesión (ver sección 12.2). El sistema no ofrece recuperación automática de contraseña.*

7.2 Registro del deportista

El registro del deportista lo realiza el entrenador, en el mismo momento en que va a iniciar la primera sesión de entrenamiento con él.

1. Desde la pantalla principal, en el panel derecho "Iniciar Entrenamiento", escriba el nombre completo del deportista en "Nombre Apellido".
2. Seleccione la "Edad" del deportista en el menú desplegable.
3. Seleccione el "Género" en el menú desplegable.
4. Seleccione la "Categoría" correspondiente al peso y nivel de competencia del deportista.
5. Seleccione el nombre del entrenador a cargo en "Seleccione Entrenador".
6. Presione el botón "Ingresar". El sistema registra al deportista y da paso directo a su interfaz de monitoreo (sección 13).

Importante: *Registre el nombre completo tal como conste en la documentación oficial del deportista dentro del club, ya que este dato se refleja en los reportes históricos consultados posteriormente.*

En sesiones futuras, este mismo deportista ya no necesita registrarse de nuevo: en la pantalla de acceso, el entrenador lo selecciona directamente desde "Seleccione Deportista".

8. Encendido del sistema (rutina diaria)

Realice esta secuencia cada vez que vaya a usar el sistema, en orden:

1. Encienda el router de la red PRUEBA y espere a que el nodo central (Raspberry Pi) se conecte automáticamente. Los servicios del sistema arrancan solos, sin intervención manual.
2. Espere aproximadamente 1 minuto para que todos los servicios queden completamente activos.
3. Encienda ambos módulos de adquisición mediante el interruptor físico ubicado sobre cada módulo.
4. Espere a que el LED integrado de cada módulo deje de parpadear y quede fijo, confirmando su conexión a la red.
5. Ingrese a la interfaz principal (192.168.0.101:8080) desde el navegador.

Importante: *Si algún módulo no deja de parpadear después de 30 segundos, verifique que el interruptor esté correctamente encendido y que el módulo se encuentre dentro del rango de cobertura del router.*

9. Normas de aseo e higiene antes del uso

Dado que la prenda vestible y los módulos son de uso compartido entre distintos deportistas, observe estas normas antes de cada sesión:

1. Preséntese con la piel de la zona de colocación limpia y libre de sudor, cremas o bloqueador solar.
2. Los electrodos adhesivos son de uso individual y desechable; no los reutilice entre distintos deportistas.

3. La prenda debe estar limpia y seca antes de cada uso; si fue usada por otro deportista, lávela según las indicaciones de la tela, sin sumergir los módulos electrónicos.
4. Manipule los módulos con las manos limpias y secas.
5. Si presenta heridas, irritación cutánea o alguna condición dermatológica en la zona de colocación, posponga el uso del sistema.

10. Colocación correcta de la prenda vestible

1. Verifique que ambos módulos estén firmemente fijados en su posición, sin desprendimientos visibles.
2. Colóquese la prenda con el cordón trenzado de cada módulo orientado hacia la parte posterior/lateral de la pierna, sin cruzarse entre ambas extremidades.
3. Ajuste la prenda de forma firme pero cómoda; una prenda holgada puede permitir el desplazamiento de los módulos durante las técnicas.
4. Confirme que ambos interruptores queden accesibles sin retirar la prenda.
5. Verifique que el cableado no quede tensado ni comprimido por el borde de la prenda.

11. Roles de usuario

- **Entrenador. –** Administra deportistas, inicia sesiones de entrenamiento y consulta el historial.
- **Deportista. –** Interactúa con el monitoreo en tiempo real durante la ejecución de las técnicas.

12. Guía para el entrenador

12.1 Anatomía de la interfaz del entrenador



1. Saludo personalizado: "Bienvenido, Entrenador: …".
2. Cambio de tema claro/oscuro.
3. Botón de cerrar sesión.
4. Selector "Seleccione Deportista".
5. Selector "Tipo de Consulta": "Día Específico" o "Progreso Semanal".
6. Panel de datos del deportista: "Edad", "Género", "Categoría".
7. Título del gráfico activo.
8. Botón de “Ver Tendencia (Curva)".
9. Botón de exportar a PDF.
10. Botón de exportar a Excel/CSV.
11. Indicador de técnica activa.

12. Gráfica principal (colores: N1 gris, N2 verde, N3 ámbar, N4 rojo).

13. Bloque de conclusión automática del análisis muscular.

Importante: *El sistema opera con el calendario del año en curso de forma predeterminada, tanto en el campo de fecha como en el selector de semana, evitando confusiones sobre a qué año corresponde la consulta.*

12.2 Inicio de sesión (uso rutinario)

Una vez registrado (sección 7.1), para ingresar en sesiones posteriores: acceda a la interfaz principal, seleccione el panel "Login Entrenador", escriba su nombre y contraseña, y presione "Ingresar".

12.3 Inicio de una sesión de entrenamiento

Si el deportista ya está registrado, selecciónelo desde "Seleccione Deportista" (Figura 2) junto con su nombre de entrenador, y presione "Ingresar". Si es la primera vez que entrena con este deportista, siga primero la sección 7.2.

12.4 Consulta del historial (día / semana, por técnica)

Desde la interfaz del entrenador (Figura 3), seleccione el deportista y el tipo de consulta:

- **Día Específico:** gráfica de tiempo real continuo de una sesión puntual, con zonas de color por técnica.
- **Progreso Semanal:** gráfico de barras apiladas por nivel funcional, con opción de alternar a vista de tendencia en curva y filtrar por técnica.

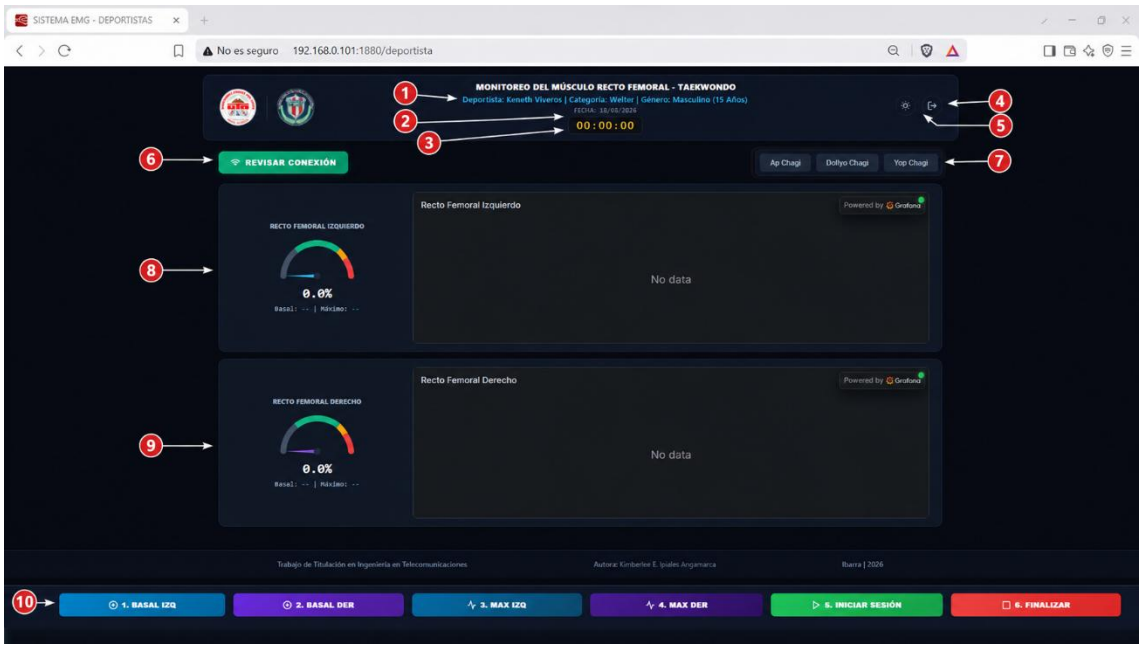
Junto a cada gráfica, el sistema genera automáticamente un análisis textual del desempeño por pierna.

12.5 Exportación de reportes (PDF / Excel)

Junto a cada gráfica, use el botón de exportación a PDF o el de exportación a Excel/CSV para descargar el reporte visualizado. Ambos funcionan sin conexión a internet.

13. Guía para el deportista

13.1 Anatomía de la interfaz del deportista



1. Datos del deportista activo: nombre, categoría, género y edad.
2. Fecha de la sesión.
3. Cronómetro de sesión (00:00:00), inicia con "5. Iniciar Sesión".
4. Cambio de tema claro/oscuro.
5. Cerrar sesión.
6. Revisar Conexión.
7. Selector de técnica:
    a. Ap Chagi.

   b. Dollyo Chagi.

   c. Yop Chagi.

8. Bloque "Recto Femoral Izquierdo": gauge, valor %MVC, Basal/Máximo.

   a. Panel de telemetría en vivo (pierna izquierda), vía Grafana.

9. Bloque "Recto Femoral Derecho" (misma estructura, pierna derecha).

   a. Panel de telemetría en vivo (pierna derecha).

10. Franja de controles:

   a. 1. Basal Izq.

   b. 2. Basal Der.

   c. 3. Max Izq.

   d. 4. Max Der.

   e. 5. Iniciar Sesión.

   f. 6. Finalizar.

13.2 Colocación de electrodos y buenas prácticas

1. Rasure el área donde se colocarán los electrodos.
2. Limpie la zona con alcohol antiséptico y deje secar completamente.
3. Evite cremas, lociones o productos grasos antes de la sesión.
4. Verifique que la piel esté libre de residuos antes de fijar los electrodos.

13.3 Calibración (Basal / Máximo, ambas piernas)

Antes de iniciar, calibre el sistema con la franja de botones inferior antes mencionados:

1. Basal Izq: permanezca en reposo.

```
“Calibrando Basal Recto Femoral IZQ”
```

2. Basal Der: repita en reposo.

```
Calibrando Basal Recto Femoral DER...
```

3. Max Izq: ejecute una contracción máxima voluntaria.

```
Calibrando Máximo Recto Femoral IZQ (CVM 3s)...
```

4. Max Der: repita la contracción máxima.

```
Calibrando Máximo Recto Femoral DER (CVM 3s)...
```

Al completar los 4 pasos, el sistema confirma que está listo:

```
Sistema listo: servidor, WebSocket y sensor transmitiendo correctamente.
```

13.4 Selección de técnica y monitoreo en tiempo real

- Al iniciar una patada, presione el botón de la técnica correspondiente.
- Al finalizar el impacto, vuelva a presionar el mismo botón para regresar al estado Basal.

13.5 Finalización de la sesión

Al presionar "5. Iniciar Sesión":

```
Semáforo VERDE: Guardando datos en InfluxDB
```

Al terminar la rutina, presione "6. Finalizar":

```
Semáforo ROJO: Transmisión cerrada
```

La interfaz mostrará de inmediato una conclusión automática del desempeño de cada pierna, como apoyo informativo, sin reemplazar una valoración médica.

13.6 Interpretación de los niveles funcionales

Cada gauge clasifica el %MVC según dos umbrales (15% y 75%):

Nivel	Acción	Rango %MVC	Significado
N1	Reposo	≤ 15%	Sin activación muscular significativa.
N2	Acción	15% – 75%	Activación dentro del rango de trabajo normal.
N3	Sobrecarga	≥ 75%	Esfuerzo de alta intensidad, propio de un impacto.
N4	Fatiga	Caída abrupta desde N3	Señal de fatiga neuromuscular acumulada.

14. Solución de problemas comunes

- Desconexión de un módulo ESP32-C3 durante la sesión
  - Si ocurre antes de iniciar la sesión, vuelva a presionar los botones de calibración correspondientes una vez restablecida la conexión.
  - Si ocurre después de iniciada la sesión, cierre la sesión del deportista, vuelva a abrirla y repita la calibración completa.
- Para verificar el estado de la conexión, presione "Revisar Conexión":

```
Sistema listo: servidor, WebSocket y sensor transmitiendo correctamente.
Sin señal del sensor hace Xs. Revise el ESP32.
```

- Fecha y hora incorrectas en el sistema

La Raspberry Pi no cuenta actualmente con un módulo de respaldo de fecha y hora independiente de internet. Si el sistema permanece sin conexión por un periodo prolongado, el reloj interno puede desincronizarse.

Importante: *Antes de una sesión en sede sin conectividad, verifique manualmente que la fecha y hora sean correctas.*

15. Recomendaciones de uso y mantenimiento

- Carga de baterías
  - Utilice un cargador USB de 5V y 1A máximo.
  - Evite cargadores de carga rápida (fast-charging).
  - Verifique el indicador LED del módulo TP4056 para confirmar el estado de carga.
- Mantenimiento general
  - Verifique que ambos módulos estén completamente cargados antes de cada sesión.
  - Evite exponer los módulos a humedad excesiva o impactos fuertes.
  - Reemplace los electrodos si pierden adherencia o la calidad de la señal se ve afectada.

Anexo L

FOTOGRAFÍAS DE CAMPO











