



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO**

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

**CARRERA DE TELECOMUNICACIONES**

**Tema:**

---

**PLATAFORMA DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN  
DE LESIONES MÚSCULO – ESQUELÉTICAS Y RESPIRATORIAS: UN  
ESTUDIO PILOTO EN UN ENTORNO CLÍNICO**

---

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

**ÁREA:** Programación y Redes

**LÍNEA DE INVESTIGACIÓN:** Software, Tecnologías de la información y Ciencia  
de Datos

**AUTOR:** María Belén Eugenio Arias

**TUTOR:** Ing. Víctor Santiago Manzano Villafuerte, Mg.

**Ambato - Ecuador**

**julio – 2026**

## **APROBACIÓN DEL TUTOR**

En calidad de tutor del trabajo de titulación con el tema: PLATAFORMA DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN DE LESIONES MÚSCULO – ESQUELÉTICAS Y RESPIRATORIAS: UN ESTUDIO PILOTO EN UN ENTORNO CLÍNICO, desarrollado bajo la modalidad Proyecto de Investigación por la señorita María Belén Eugenio Arias, estudiante de la Carrera de Ingeniería de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, me permito indicar que la estudiante ha sido tutorada durante todo el desarrollo del trabajo hasta su conclusión, de acuerdo a lo dispuesto en el Artículo 17 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.3 del instructivo del reglamento referido.

Ambato, julio 2026.



-----  
Ing. Víctor Santiago Manzano Villafuerte, Mg.

**TUTOR**

## **DERECHOS DE AUTOR**

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

Ambato, julio 2026.



María Belén Eugenio Arias

C.C. 1805456231

AUTOR

## AUTORÍA

El presente trabajo de titulación con el tema: PLATAFORMA DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN DE LESIONES MÚSCULO – ESQUELÉTICAS Y RESPIRATORIAS: UN ESTUDIO PILOTO EN UN ENTORNO CLÍNICO es absolutamente original, auténtico y personal y ha observado los preceptos establecidos en la Disposición General Quinta del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato. En tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, julio 2026.



María Belén Eugenio Arias

C.C. 1805456231

AUTOR

## APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del informe final del trabajo de titulación presentado por la señorita María Belén Eugenio Arias, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad Proyecto de Investigación, titulado PLATAFORMA DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN DE LESIONES MÚSCULO – ESQUELÉTICAS Y RESPIRATORIAS: UN ESTUDIO PILOTO EN UN ENTORNO CLÍNICO, nos permitimos informar que el trabajo ha sido revisado y calificado de acuerdo al Artículo 19 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.4 del instructivo del reglamento referido. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con el señor Presidente del Tribunal.

Ambato, julio 2026.



Validar sólo en FirmaEC.  
Firmado Electrónicamente por:  
**FRANKLIN OSWALDO  
MAYORGA MAYORGA**

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

ELIZABETH  
PAULINA  
AYALA BANO

Firmado digitalmente por ELIZABETH  
PAULINA AYALA BANO  
DN: cn=ELIZABETH PAULINA AYALA  
BANO c=EC o=SECURITY DATA S.A. 2  
QUINTIDAD DE CERTIFICACION DE  
INFORMACION  
Motivo Soy el autor de este documento  
Última n.  
Fecha: 2026-06-19 12:23:05:00



Validar únicamente en FirmaEC.  
Firmado electrónicamente por:  
**JULIO ENRIQUE CUJI  
RODRIGUEZ**

Ing. Elizabeth Paulina Ayala Baño Mg.  
PROFESOR CALIFICADOR

Ing. Julio Enrique Cuji Rodríguez Mg.  
PROFESOR CALIFICADOR

## DEDICATORIA

*A Dios, fuente inagotable de vida y esperanza, quien sostuvo mis pasos cuando el camino se tornó oscuro y convirtió cada lágrima en motivo de crecimiento. Su gracia me trajo hasta aquí.*

*A mi madre, mujer extraordinaria cuya fortaleza silenciosa ha sido mi refugio y mi impulso. Sus enseñanzas no están escritas en libros, sino grabadas en mi carácter y en cada decisión que me acercó a este sueño.*

## AGRADECIMIENTO

*A Dios, por caminar conmigo en cada etapa de este proceso, por ser esa fuerza que me levantó en los momentos en que sentí que no podía más.*

*A mi madre, por ser mi luz en los días grises, por su amor incondicional que nunca me dejó caer y por estar presente en cada momento que la necesité.*

*A mi gato Arduino, mi fiel sombra en cada desvelo, quien sin decir una sola palabra supo estar siempre a mi lado.*

*A mi tutor, Ing. Santiago Manzano, por su paciencia, su tiempo y por creer en este trabajo.*

*A la Universidad Técnica de Ambato y a la FISEI, por abrirme las puertas y darme las herramientas para convertir un sueño en realidad.*

## ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS

|                                              |              |
|----------------------------------------------|--------------|
| <b>PORTADA.....</b>                          | <b>i</b>     |
| <b>APROBACIÓN DEL TUTOR.....</b>             | <b>ii</b>    |
| <b>AUTORÍA.....</b>                          | <b>iii</b>   |
| <b>DERECHOS DE AUTOR .....</b>               | <b>iv</b>    |
| <b>APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO.....</b> | <b>v</b>     |
| <b>DEDICATORIA.....</b>                      | <b>vi</b>    |
| <b>AGRADECIMIENTO .....</b>                  | <b>vii</b>   |
| <b>ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS .....</b>    | <b>viii</b>  |
| <b>ÍNDICE DE TABLAS.....</b>                 | <b>xi</b>    |
| <b>ÍNDICE DE FIGURAS.....</b>                | <b>xiii</b>  |
| <b>ÍNDICE DE ANEXOS .....</b>                | <b>xvii</b>  |
| <b>RESUMEN EJECUTIVO .....</b>               | <b>xviii</b> |
| <b>ABSTRACT .....</b>                        | <b>xix</b>   |
| <b>CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO.....</b>        | <b>1</b>     |
| 1.1 Tema de investigación.....               | 1            |
| 1.1.1 Planteamiento del problema.....        | 1            |
| 1.2 Antecedentes investigativos .....        | 3            |
| 1.3 Fundamentación teórica .....             | 4            |

|                                                                         |           |
|-------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 1.3.1 Rehabilitación músculo-esquelética en adultos mayores .....       | 4         |
| 1.3.2 Rehabilitación respiratoria en adultos mayores .....              | 10        |
| 1.3.3 Realidad virtual .....                                            | 14        |
| 1.3.4 Técnicas de rehabilitación con potencial de adaptación a RV ..... | 19        |
| 1.3.5 Monitoreo respiratorio mediante sensores inerciales .....         | 21        |
| 1.3.6 Sistema de alimentación y regulación de voltaje .....             | 28        |
| 1.3.7 Visión computacional.....                                         | 29        |
| 1.3.8 Gestión con servidores .....                                      | 31        |
| 1.3.9 Normativas .....                                                  | 32        |
| 1.4 Objetivos .....                                                     | 33        |
| 1.4.1 Objetivo general .....                                            | 33        |
| 1.4.2 Objetivos específicos .....                                       | 34        |
| <b>CAPÍTULO II. METODOLOGÍA.....</b>                                    | <b>35</b> |
| 2.1 Materiales.....                                                     | 35        |
| 2.2 Métodos.....                                                        | 37        |
| 2.2.1 Modalidad de la investigación .....                               | 37        |
| 2.2.2 Población y muestra .....                                         | 38        |
| 2.2.3 Recolección de información.....                                   | 39        |
| 2.2.4 Procesamiento y análisis de datos .....                           | 40        |
| <b>CAPÍTULO III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....</b>                        | <b>41</b> |
| 3.1 Desarrollo de la propuesta.....                                     | 41        |

|                                                                              |            |
|------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 3.1.1 Técnicas de rehabilitación seleccionadas para su adaptación a RV ..... | 41         |
| 3.1.2 Esquema general del sistema .....                                      | 44         |
| 3.1.3 Plataforma de Realidad Virtual .....                                   | 46         |
| 3.1.4 ROMAnalyzer .....                                                      | 66         |
| 3.1.5 RespMon .....                                                          | 74         |
| 3.1.6 Servidor y base de datos.....                                          | 90         |
| 3.1.7 Validación y usabilidad del sistema completo .....                     | 95         |
| <b>CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>                     | <b>107</b> |
| 4.1 Conclusiones .....                                                       | 107        |
| 4.2 Recomendaciones.....                                                     | 108        |
| <b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>                                      | <b>110</b> |
| <b>ANEXOS .....</b>                                                          | <b>116</b> |

## ÍNDICE DE TABLAS

|                                                                                                                  |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabla 1. Rangos articulares .....                                                                                | 8  |
| Tabla 2. Características de Unity .....                                                                          | 16 |
| Tabla 3. Precios de accesorios Meta Quest 3 .....                                                                | 17 |
| Tabla 4. Especificaciones técnicas de Blender .....                                                              | 18 |
| Tabla 5. Sensores inerciales en el cuerpo.....                                                                   | 22 |
| Tabla 6. Tabla comparativa de ESP32 .....                                                                        | 26 |
| Tabla 7. Herramientas de estimación de pose.....                                                                 | 30 |
| Tabla 8. Características de los servidores web populares .....                                                   | 31 |
| Tabla 9. Características comparativas de SQLite, MySQL y MongoDB Atlas.....                                      | 32 |
| Tabla 10. Normas aplicables al desarrollo y la evaluación.....                                                   | 33 |
| Tabla 11. Materiales y dispositivos.....                                                                         | 35 |
| Tabla 12. Tecnologías y herramientas .....                                                                       | 36 |
| Tabla 13. Criterios de recolección de información .....                                                          | 39 |
| Tabla 14. Proceso de revisión bibliográfica.....                                                                 | 41 |
| Tabla 15. Técnicas de rehabilitación con potencial de adaptación a RV y su<br>implementación en el sistema ..... | 42 |
| Tabla 16. Reducción de polígonos aplicada a cada modelo durante la optimización en<br>Blender. ....              | 50 |
| Tabla 17. Escenas de gimnasio implementadas con sus ejercicios y controladores de<br>Unity.....                  | 57 |
| Tabla 18. Scripts de C# desarrollados y sus responsabilidades en la plataforma. ....                             | 62 |

|                                                                                                                     |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabla 19. Puntos de referencia por articulación.....                                                                | 69  |
| Tabla 20. Configuración de filtros para el análisis de articulaciones .....                                         | 72  |
| Tabla 21. Amplitudes de aceleración observadas durante la validación del umbral de<br>detección de movimiento ..... | 82  |
| Tabla 22. Velocidades angulares observadas durante la validación del umbral de<br>detección de movimiento .....     | 82  |
| Tabla 23. Fases de estabilización del sistema tras detección de movimiento brusco                                   | 83  |
| Tabla 24. Ejercicios respiratorios con apnea controlada.....                                                        | 84  |
| Tabla 25. Análisis de descartes registrados durante la validación. ....                                             | 85  |
| Tabla 26. Características de la batería GP ReCyko NiMH.....                                                         | 88  |
| Tabla 27. Validación de frecuencia respiratoria .....                                                               | 89  |
| Tabla 28. Resumen de evaluación de rangos articulares en tren superior. ....                                        | 95  |
| Tabla 29. Resumen de evaluación de rangos articulares en tren inferior.....                                         | 96  |
| Tabla 30. Resumen de evaluación de rangos articulares en tren superior e inferior..                                 | 97  |
| Tabla 31. Ejercicios Propuestos. ....                                                                               | 101 |
| Tabla 32. Parámetros respiratorios registrados por RespMon durante las sesiones de<br>validación. ....              | 102 |
| Tabla 33. Costos de implementación .....                                                                            | 106 |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1. Extensión de hombro .....                                                          | 6  |
| Figura 2. Abducción de hombro.....                                                           | 6  |
| Figura 3. Flexión de hombro .....                                                            | 7  |
| Figura 4. Flexión y extensión del codo .....                                                 | 7  |
| Figura 5. Extensión y flexión de cadera y rodilla .....                                      | 7  |
| Figura 6. Abducción de cadera.....                                                           | 7  |
| Figura 7. Dorsiflexión y flexión plantar de tobillo .....                                    | 8  |
| Figura 8. Ciclo de inhalación .....                                                          | 11 |
| Figura 9. Ciclo de exhalación.....                                                           | 12 |
| Figura 10. Exergame de recolección de frutas .....                                           | 20 |
| Figura 11. Zona toracoabdominal .....                                                        | 23 |
| Figura 12. MPU6050.....                                                                      | 24 |
| Figura 13. Estimación de postura.....                                                        | 30 |
| Figura 14. Esquema general del sistema. ....                                                 | 45 |
| Figura 15. Flujo general del proceso de modelado de entornos y avatares en Blender.<br>..... | 46 |
| Figura 16. Vista general del escenario de bosque. ....                                       | 47 |
| Figura 17. Modelo final del escenario de bosque para ejercicios de respiración.....          | 47 |
| Figura 18. Modelado del escenario del gimnasio.....                                          | 48 |
| Figura 19. Modelado del escenario de vida cotidiana.....                                     | 48 |

|                                                                                    |    |
|------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 20. Avatares para entrenador guía y jugador. ....                           | 49 |
| Figura 21. Riggeado de avatares .....                                              | 50 |
| Figura 22. Diagrama de flujo de exportación e importación de Blender a Unity. .... | 51 |
| Figura 23. Adaptación de entorno de Unity para Meta.....                           | 52 |
| Figura 24. Integración de paquete Meta XR All-in-One SDK.....                      | 53 |
| Figura 25. Validación de configuración de proyecto con Project Setup Tool .....    | 53 |
| Figura 26. Colisionadores tipo Box Collider en una barra Z .....                   | 54 |
| Figura 27. Building Blocks de Meta .....                                           | 55 |
| Figura 28. Building Block de Camera Rig dentro del Avatar.....                     | 55 |
| Figura 29. Espejo en escena de gimnasio para una mejor sensación de feedback.....  | 56 |
| Figura 30. Menú de inicio de la plataforma de Rehabilitación.....                  | 57 |
| Figura 31. Botón de regreso al menú principal. ....                                | 57 |
| Figura 32. Escenario de gimnasio con avatares y objetos renderizados .....         | 58 |
| Figura 33. Escenario de bosque con avatares y objetos renderizados.....            | 59 |
| Figura 34. Contador integrado en ejercicio de caminata.....                        | 59 |
| Figura 35. Escenario de vida cotidiana con avatar y objetos renderizados.....      | 60 |
| Figura 36. Estructura de configuración de animaciones y audios.....                | 60 |
| Figura 37. Animation Controller de animación de sentadilla. ....                   | 61 |
| Figura 38. Coach de entrenamiento y configuración de audios .....                  | 62 |
| Figura 39. Simulación de prueba de la plataforma .....                             | 63 |
| Figura 40. Lista de escenas incluidas para crear la APK. ....                      | 64 |

|                                                                                   |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 41. Sincronización de gafas Meta Quest 3 con la aplicación en Windows .... | 65 |
| Figura 42. Clase CSS de las pantallas.....                                        | 66 |
| Figura 43. Carga de MediaPipe Pose mediante CDN.....                              | 67 |
| Figura 44. Inicialización y configuración del modelo MediaPipe Pose.....          | 67 |
| Figura 45. Acceso a la cámara e inicio del bucle de inferencia. ....              | 68 |
| Figura 46. Bucle de inferencia con requestAnimationFrame.....                     | 68 |
| Figura 47. Procesamiento de resultados y puntos de referencia articulares.....    | 69 |
| Figura 48. Mapeo de landmarks y filtro de visibilidad. ....                       | 70 |
| Figura 49. Funciones matemáticas para el cálculo de ángulos articulares.....      | 71 |
| Figura 50. Rangos de descarte de ángulos de articulaciones. ....                  | 71 |
| Figura 51. Registro y muestreo .....                                              | 72 |
| Figura 52. Configuración de conexión a la API REST .....                          | 73 |
| Figura 53. Estructura HTML de la pantalla en vivo .....                           | 75 |
| Figura 54. Conexión BLE con NUS y Web Bluetooth .....                             | 75 |
| Figura 55. Recepción y decodificación de datos BLE .....                          | 76 |
| Figura 56. Procesamiento y registro de eventos respiratorios.....                 | 77 |
| Figura 57. Ubicación de banda diafragmática.....                                  | 78 |
| Figura 58. Arquitectura de procesamiento del firmware RespMon. ....               | 80 |
| Figura 59. Implementación del filtro paso-bajo de línea base .....                | 81 |
| Figura 60. Umbrales de detección de movimiento brusco. ....                       | 81 |
| Figura 61. Cálculo de $T_i$ , $T_e$ y relación I:E.....                           | 86 |

|                                                                                                 |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura 62. Formato CSV de transmisión BLE del ciclo respiratorio.....                           | 86  |
| Figura 63. Máquina de estados ApneaFSM. ....                                                    | 87  |
| Figura 64. Diagrama de estados de ApneaFSM.....                                                 | 87  |
| Figura 65. Monitor de respiración durante el sueño RS01.....                                    | 89  |
| Figura 66. Repositorios del proyecto en GitHub utilizados para el despliegue en<br>Render ..... | 91  |
| Figura 67. Configuración del servicio web en Render Free.....                                   | 91  |
| Figura 68. Configuración dinámica del puerto en entrypt.sh.....                                 | 92  |
| Figura 69. Función en PHP para el envío de sentencias SQL hacia Turso vía HTTP                  | 93  |
| Figura 70. Tabla sesiones de ROMAnalyzer en Turso con datos en formato JSON.                    | 93  |
| Figura 71. Definición de tablas en Turso para los sistemas .....                                | 94  |
| Figura 72. Variables de entorno configuradas en el panel de Render.....                         | 95  |
| Figura 73. Análisis de ángulos del tren superior en RV con ROMAnalyzer. ....                    | 99  |
| Figura 74. Análisis de ángulos en RV con ROMAnalyzer y gamificación .....                       | 100 |
| Figura 75. Salida serial del algoritmo RespMon durante sesión en tiempo real.....               | 101 |
| Figura 76. Evaluación con el sistema RespMon, banda diafragmática y RV.....                     | 104 |

## ÍNDICE DE ANEXOS

|                                                                                                                                                             |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Anexo A. Entorno clínico controlado derivado de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Técnica de Ambato .....                               | 116 |
| Anexo B. Revisiones e indicaciones de uso de los sistemas.....                                                                                              | 116 |
| Anexo C. Interfaz del sistema RespMon durante sesiones de monitoreo respiratorio en tiempo real. ....                                                       | 117 |
| Anexo D. Interfaz del sistema ROMAnalyzer con el registro de ángulos articulares por sesión, región y lado del cuerpo.....                                  | 117 |
| Anexo E. Formato de encuesta de satisfacción y usabilidad para pacientes.....                                                                               | 118 |
| Anexo F. Formato de encuesta de satisfacción y usabilidad para especialistas clínicos .....                                                                 | 119 |
| Anexo G. Especificaciones técnicas del equipo de desarrollo utilizado para la implementación de la plataforma de RV.....                                    | 120 |
| Anexo H. Diseño del circuito PCB en Proteus y prototipo físico de la banda diafragmática RespMon con el microcontrolador ESP32-C3 y el sensor MPU6050. .... | 121 |
| Anexo I. Registros de rangos articulares por paciente obtenidos con el sistema ROMAnalyzer durante las sesiones de rehabilitación. ....                     | 121 |

## RESUMEN EJECUTIVO

La presente investigación abordó el desarrollo y validación de una plataforma de realidad virtual (RV) para la rehabilitación de lesiones músculo-esqueléticas y respiratorias en adultos mayores, implementada como estudio piloto en la Universidad Técnica de Ambato. Los programas convencionales presentan baja adherencia por su carácter repetitivo, retroalimentación limitada y barreras de acceso para pacientes con movilidad reducida. Se integra un sistema de entornos inmersivos de RV con gamificación y monitoreo fisiológico en tiempo real.

Desarrollada en Unity 6 para el visor Meta Quest 3, la plataforma incluye tres escenarios tridimensionales modelados en Blender donde los pacientes realizan ejercicios guiados por un avatar virtual. El módulo respiratorio RespMon emplea un sensor MPU6050 sobre una banda diafragmática con microcontrolador ESP32-C3, transmitiendo vía BLE los tiempos de inhalación, exhalación, relación I:E y eventos de apnea. El módulo músculo-esquelético ROMAnalyzer usa visión computacional con MediaPipe Pose para estimar ángulos articulares de miembros superiores e inferiores desde la cámara de un dispositivo móvil.

La validación con veinte pacientes adultos mayores y tres especialistas en rehabilitación confirmó la viabilidad clínica del sistema. RespMon registró una frecuencia respiratoria promedio de 13,6 rpm dentro del rango fisiológico esperado y una autonomía aproximada de 3 horas por carga. ROMAnalyzer detectó asimetrías articulares de hasta 46,60° en flexión de hombro y 43,28° en flexión de codo, valores coherentes con los diagnósticos individuales. La satisfacción de los pacientes alcanzó 4,48/5 y la valoración especializada 4,75/5, respaldando la plataforma como herramienta terapéutica funcional, motivadora y escalable para la rehabilitación de adultos mayores.

**Palabras claves:** Realidad virtual, rehabilitación músculo-esquelética, rehabilitación respiratoria, sensor inercial, visión computacional, gamificación, adultos mayores.

## ABSTRACT

This research addressed the development and validation of a virtual reality (VR) platform for the rehabilitation of musculoskeletal and respiratory conditions in older adults, implemented as a pilot study at the Universidad Técnica de Ambato. Conventional rehabilitation programs show low adherence due to their repetitive nature, limited feedback, and access barriers for patients with reduced mobility. To address this, the system integrates immersive VR environments with gamification and real-time physiological monitoring.

Developed in Unity 6 for the Meta Quest 3 headset, the platform includes three three-dimensional scenarios modeled in Blender where patients perform exercises guided by a virtual avatar. The respiratory module RespMon uses an MPU6050 sensor mounted on a diaphragmatic band with an ESP32-C3 microcontroller, transmitting via BLE the inhalation and exhalation times, I:E ratio, and apnea events. The musculoskeletal module ROMAnalyzer applies computer vision with MediaPipe Pose to estimate joint angles of the upper and lower limbs using a mobile device camera.

Validation with twenty older adult patients and three rehabilitation specialists confirmed the clinical viability of the system. RespMon recorded an average respiratory rate of 13.6 rpm within the expected physiological range and an approximate battery life of 3 hours per charge. ROMAnalyzer detected joint asymmetries of up to  $46.60^\circ$  in shoulder flexion and  $43.28^\circ$  in elbow flexion, values consistent with individual diagnoses. Patient satisfaction reached 4.48/5 and specialist assessment 4.75/5, supporting the platform as a functional, motivating, and scalable therapeutic tool for older adult rehabilitation.

**Keywords:** Virtual reality, musculoskeletal rehabilitation, respiratory rehabilitation, inertial sensor, computer vision, gamification, older adults.

## **CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO**

### **1.1 Tema de investigación**

PLATAFORMA DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN DE LESIONES MÚSCULO – ESQUELÉTICAS Y RESPIRATORIAS: UN ESTUDIO PILOTO EN UN ENTORNO CLÍNICO

#### **1.1.1 Planteamiento del problema**

Las enfermedades crónicas no transmisibles (ENT) son padecimientos de larga duración que requieren tratamiento y atención prolongada [1]. El aumento de estas condiciones de salud, junto con otras enfermedades que requieren programas de rehabilitación física y respiratoria, constituye un reto creciente para los sistemas de salud. La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS) han señalado que patologías como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) [2], asociadas al envejecimiento de la población y a la pandemia de COVID-19 [3], demandan este tipo de servicios. Este incremento de patologías representa un importante reto económico y social, ya que genera presión tanto en los sistemas de salud como en las economías familiares, debido al alto costo de los tratamientos y a las pérdidas de productividad. Además, los métodos de rehabilitación tradicionales, basados en múltiples sesiones presenciales, resultan costosos y logísticamente difíciles, en particular para pacientes con escasa movilidad o localizados en áreas rurales [4]. Todo ello evidencia un problema estructural de acceso a los servicios de salud, especialmente en grupos en condición de vulnerabilidad [5].

Pese a la necesidad de programas de rehabilitación apropiados, los sistemas de salud deben afrontar desafíos para la implementación de tratamientos efectivos dirigidos a las afecciones músculo-esqueléticas y respiratorias [6]. Los métodos tradicionales, además de ser exigentes, fomentan una presión sobre la infraestructura y el personal. Problemas como la inasistencia o discontinuidad en el tratamiento por parte del paciente, el escaso número de profesionales especializados o la limitada frecuencia de

aplicación de los programas de rehabilitación en condiciones continuas fuera del entorno clínico, suponen barreras que aumentan la carga del sistema de salud [7]. En este sentido, se hace indispensable examinar instrumentos innovadores que permitan complementar los programas de tratamiento existentes y que ofrezcan soluciones más escalables, accesibles y gratificantes para los pacientes [8], [9].

Desde la perspectiva del paciente, la recuperación de problemas músculo-esqueléticos o respiratorios produce la aparición de síntomas persistentes, tales como la fatiga, el dolor crónico y las limitaciones funcionales que afectan su autonomía y su calidad de vida [10]. Estas mismas dificultades pueden verse aumentadas en el entorno doméstico, donde la falta de motivación, las limitaciones sociales y la ausencia de contacto con un profesional pueden retrasar la recuperación del paciente. A pesar de que los tratamientos tradicionales de la rehabilitación constituyen un elemento fundamental del proceso terapéutico [2], su carácter monótono y repetitivo puede disminuir el compromiso del paciente y la efectividad terapéutica. En este contexto, surge la necesidad de desarrollar intervenciones que integren el ejercicio físico con estrategias que consigan reforzar el compromiso del paciente, así como también incrementen el bienestar físico y las interacciones estimulantes. Estos problemas son más evidentes en el caso de los adultos mayores [11], quienes suelen sufrir limitaciones funcionales y necesitan tratamientos de rehabilitación de mayor duración para conseguir la recuperación de su autonomía.

En los últimos años, las tecnologías digitales se han introducido como apoyo en los procesos de rehabilitación; sin embargo, aún existen limitaciones en el desarrollo de herramientas que integren entornos interactivos capaces de mantener la motivación del paciente durante las terapias. Muchas de las soluciones disponibles todavía presentan restricciones para adaptarse plenamente a las necesidades de la rehabilitación músculo-esquelética y respiratoria, lo que dificulta su implementación en entornos clínicos o domiciliarios. Como consecuencia, el potencial de estas tecnologías para integrarse en el tratamiento y complementar los métodos tradicionales de rehabilitación continúa siendo limitado [6], [7].

Ante esta situación, surge la necesidad de explorar alternativas tecnológicas que complementen los métodos tradicionales de rehabilitación. El uso de entornos

interactivos e inmersivos basados en realidad virtual (RV) puede ofrecer una forma más dinámica y atractiva de realizar los ejercicios terapéuticos, favoreciendo el involucramiento del paciente y permitiendo un mejor seguimiento de su progreso. De esta manera, la investigación en tecnologías de RV abre nuevas posibilidades para desarrollar herramientas que mejoren el cumplimiento de los programas de rehabilitación y apoyen la recuperación funcional en adultos mayores con afecciones músculo-esqueléticas y respiratorias.

## **1.2 Antecedentes investigativos**

En relación con el tema que se está planteando se revisó antecedentes de relevancia como herramienta para el desarrollo de esta investigación en los procesos de rehabilitación física y respiratoria.

En 2020, Castellanos-Ruiz et al. [12] realizaron una revisión sistemática de ensayos clínicos controlados, seleccionados mediante una búsqueda en base de datos especializadas y evaluados en la escala PEDro y los lineamientos CONSORT 2010, sobre el uso de RV en la rehabilitación de la mano espástica en pacientes con hemiplejía, evidenciando mejoras en la recuperación funcional de la extremidad superior. En el mismo año, Rockstroh et al. [13] desarrollaron y evaluaron un juego de biofeedback respiratorio en RV móvil utilizando un visor Oculus Quest y un controlador manual colocado sobre el abdomen para detectar los movimientos respiratorios, evidenciando mejoras en la respiración diafragmática, la conciencia respiratoria, la relajación inmediata y la reducción del estrés percibido.

En 2024, Jácome Vallejo et al. [14] analizaron los mecanismos de neuroplasticidad asociados al uso de tecnologías inmersivas, concluyendo que herramientas como la RV y la realidad aumentada (RA) favorecen procesos de reorganización cortical y mejoras en funciones motoras como la coordinación y la marcha. Asimismo, Dávila-Morán et al. [7] estudiaron la aplicación de la RV en programas de rehabilitación física en diferentes poblaciones, identificando que los sistemas de RV inmersiva pueden generar mayores mejoras en el equilibrio y la marcha en comparación con plataformas no inmersivas, especialmente en pacientes con enfermedad de Parkinson. Además, reportaron disminuciones estadísticamente significativas del dolor y mejoras en

parámetros de la marcha, así como incrementos en la aptitud cardiopulmonar y la fuerza muscular cuando se emplearon tecnologías como Kinect, destacando que los entornos interactivos pueden incrementar la motivación del paciente y favorecer la constancia al tratamiento.

En el mismo año, García-Sánchez et al. [15] realizaron una revisión sistemática con metaanálisis de ensayos clínicos aleatorizados, identificados mediante búsquedas en PubMed, Scopus, Web of Science, CINAHL y PEDro, para evaluar la efectividad de la terapia basada en RV en la rehabilitación temprana tras la artroplastía total de cadera, evidenciando en 5 estudios con 287 pacientes que la RV no inmersiva, combinada con fisioterapia, puede reducir la discapacidad de cadera y mejorar la función de la cadera.

En 2025, Rivera Tuarez [16] publicó en la revista Sinergia Académica una revisión sistemática sobre la recuperación de la movilidad y la fuerza en lesiones del manguito rotador mediante RV, que incluyó ensayos clínicos aleatorizados publicados entre 2020 y 2025. La autora evidenció que la mayoría de las investigaciones reportaron mejoras notorias en el rango de movimiento articular y una disminución significativa del dolor, resultados que se ven respaldados por revisiones previas de Dávila-Morán [17] y de Álvaro Verdejo et al. [8]. La implementación de gafas de RV inmersiva, videojuegos terapéuticos y plataformas sensorizadas se identificó como un factor clave para potenciar la motivación intrínseca del paciente.

### **1.3 Fundamentación teórica**

#### **1.3.1 Rehabilitación músculo-esquelética en adultos mayores**

La rehabilitación músculo-esquelética en adultos mayores es un proceso terapéutico orientado a mantener o mejorar la movilidad, fuerza y funcionalidad de las articulaciones y músculos afectados por lesiones, cirugía, enfermedades crónicas o procesos asociados al envejecimiento. Este tipo de rehabilitación es relevante debido a que el envejecimiento fisiológico suele provocar, a nivel del aparato locomotor cambios en huesos, articulaciones y músculos que, a su vez, provocan limitación articular, pérdida progresiva de fuerza muscular y disminución de la eficacia mecánica

del músculo, provocando pérdida de independencia, disminución de la actividad física y deterioro de la calidad de vida [18].

#### ***a. Cambios músculo-esqueléticos asociados al envejecimiento***

El envejecimiento genera un deterioro progresivo del aparato locomotor que compromete su funcionamiento general. A nivel estructural, se produce reducción de la altura de la columna vertebral, pérdida de densidad ósea, disminución de la flexibilidad articular y degradación del cartílago. A nivel muscular, hay una reducción en el número de fibras activas y un incremento del tejido graso intramuscular. Como resultado, el adulto mayor experimenta mayor riesgo de fracturas, limitación en el rango de movimiento, pérdida de fuerza y alteraciones en la marcha y el equilibrio, lo que afecta directamente su autonomía y calidad de vida [19].

#### ***b. Articulaciones relevantes en el adulto mayor***

Las articulaciones son mecanismos mediante los cuales se mantienen unidos los huesos, algunas ofrecen estabilidad y otras solo dirección, pero con movimiento en dirección opuesta o en todas las direcciones, las articulaciones pueden ser fibrosas o inmóviles, cartilaginosas o ligeramente móviles y sinoviales o totalmente móviles [20].

Las articulaciones de interés clínico son el hombro, el codo, la cadera, la rodilla y el tobillo, ya que, constituyen segmentos osteoarticulares para un movimiento funcional. Su análisis se basa en los planos, ejes y movimientos articulares, como la flexión, la extensión, la abducción, la aducción, la rotación y la circunducción, lo que permite describir la cinemática articular y obtener una valoración objetiva. El hombro y el codo participan en actividades de alcance, manipulación y autocuidado, mientras que la cadera, la rodilla y el tobillo intervienen en la marcha, las transferencias, la estabilidad postural y el equilibrio. Su evaluación permite detectar limitaciones del movimiento, la forma en que inciden en el funcionamiento del adulto mayor, la definición del diagnóstico funcional, así como en el establecimiento del tratamiento de rehabilitación [20].

#### ***c. Rangos articulares y movilidad articular***

Los rangos articulares son la capacidad de movimiento de una articulación y se miden en grados según su distancia, dirección y amplitud. Dependen de la estructura articular y de los músculos que la rodean, su evaluación permite identificar limitaciones en zonas como el hombro, el codo, la cadera, la rodilla y el tobillo, las cuales son esenciales para acciones cotidianas como caminar, levantar objetos o mantener el equilibrio. En el adulto mayor la movilidad articular disminuye debido a los cambios asociados al envejecimiento [19].

En la Figura 1 se muestra el rango de movimiento de extensión de hombro.

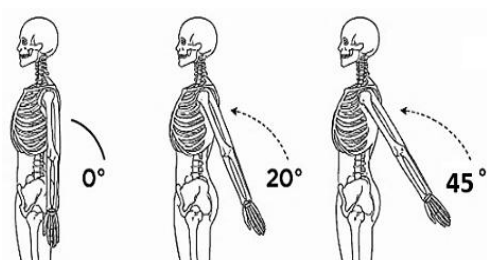


Figura 1. Extensión de hombro

En la Figura 2 se muestra el rango de movimiento de abducción de hombro.

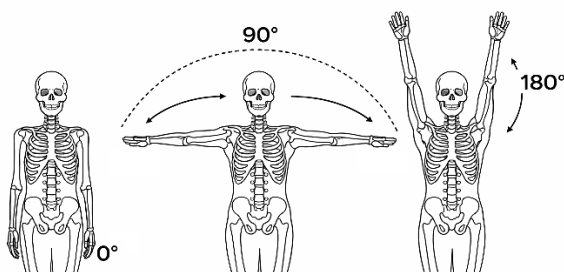


Figura 2. Abducción de hombro

En la Figura 3 se muestra el rango de movimiento de flexión de hombro.

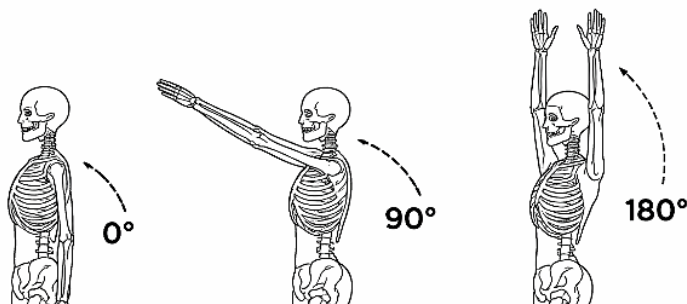


Figura 3. Flexión de hombro

En la Figura 4 se muestra el rango de movimiento de flexión y extensión del codo.

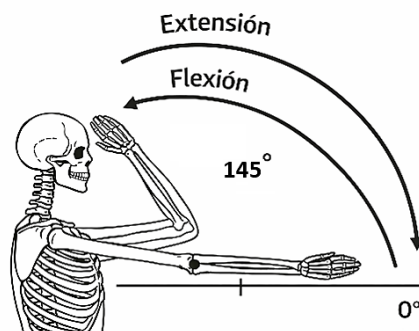


Figura 4. Flexión y extensión del codo

En la Figura 5 se muestra el rango de movimiento de extensión y flexión de cadera y rodilla.

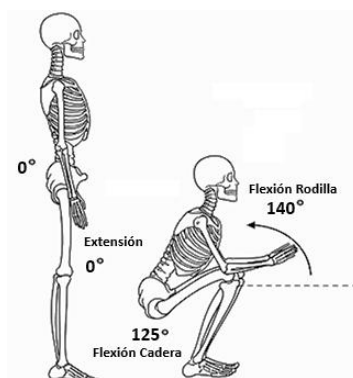


Figura 5. Extensión y flexión de cadera y rodilla

En la Figura 6 se muestra el rango de movimiento de abducción de cadera.

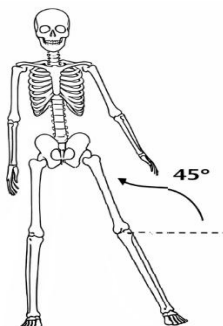


Figura 6. Abducción de cadera

En la Figura 7 se muestra el rango de movimiento de la dorsiflexión y flexión plantar del tobillo.

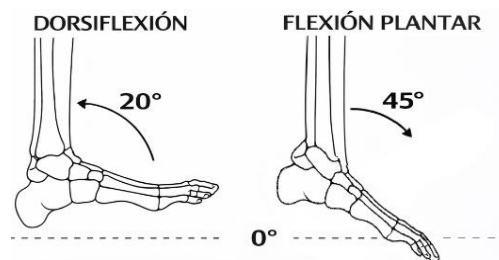


Figura 7. Dorsiflexión y flexión plantar de tobillo

En la Tabla 1 se muestran valores referenciales de los rangos articulares según Kendall, utilizados como base de comparación para identificar limitaciones articulares [19], [20].

Tabla 1. Rangos articulares

| Articulación | Movimiento                     | Rango  |
|--------------|--------------------------------|--------|
| Hombro       | Flexión                        | 0–180° |
|              | Extensión                      | 0–45°  |
|              | Rotación interna               | 0–90°  |
|              | Rotación externa               | 0–90°  |
|              | Abducción                      | 0–180° |
|              | Aducción                       | 0–180° |
| Codo         | Flexión                        | 0–145° |
|              | Extensión                      | 145–0° |
| Cadera       | Flexión con rodilla extendida  | 0–80°  |
|              | Flexión con rodilla flexionada | 0–125° |
|              | Abducción                      | 0–45°  |
|              | Extensión                      | 0–30°  |
|              | Rotación interna               | 0–45°  |
|              | Rotación externa               | 0–45°  |
| Rodilla      | Flexión                        | 0–140° |
|              | Extensión                      | 140–0° |
| Tobillo      | Flexión dorsal                 | 0–20°  |
|              | Flexión plantar                | 0–45°  |
|              | Eversión                       | 0–20°  |
|              | Inversión                      | 0–45°  |

#### ***d. Arco de movimiento***

El arco de movimiento es la amplitud que tiene una articulación para moverse en los tres planos del espacio. Durante el envejecimiento, esta capacidad suele verse disminuida y puede estar influida por factores como la edad, el sexo, ya que en las mujeres generalmente es mayor que en los hombres, y los antecedentes patológicos. Entre estos se incluyen la rigidez, las contracturas, el dolor, la inmovilización prolongada y las enfermedades articulares [19].

- ***Arco de movimiento activo.*** Movimiento realizado por la contracción muscular voluntaria del paciente,
- ***Arco de movimiento pasivo.*** Movimiento realizado por el examinador sin participación muscular activa.
- ***Arco de movimiento activo asistido.*** Movimiento realizado por el paciente con ayuda externa.

La valoración del arco de movimiento dentro de la rehabilitación músculo-esquelética permite identificar las limitaciones del movimiento y orientar mejor el tratamiento de cada paciente.

#### ***e. Goniometría y evaluación articular***

La goniometría es una técnica que se utiliza para medir el grado de movimiento de una articulación. Permite evaluar de manera objetiva la movilidad de las extremidades y de la columna vertebral, por lo que resulta muy útil durante la exploración física. En rehabilitación músculo-esquelética, ayuda a detectar limitaciones del movimiento, establecer un punto de partida para el tratamiento, observar la evolución del paciente y ajustar las intervenciones según sus necesidades [19].

#### ***f. Fuerza muscular y funcional***

La fuerza muscular es la capacidad de los músculos para generar tensión y producir movimientos. Su evaluación permite conocer el estado físico y funcional del adulto mayor e identificar limitaciones en la realización de las actividades de la vida diaria.

Al envejecer, la fuerza muscular disminuye progresivamente, lo que afecta acciones como caminar, levantarse de una silla, subir escaleras o cargar objetos [21].

La funcionalidad del tren inferior depende de la fuerza, el equilibrio y la coordinación entre ambas piernas. Al levantarse o sentarse de una silla, una diferencia mayor al 10 % entre las extremidades puede indicar asimetría y problemas en el control del movimiento. Estas alteraciones pueden afectar el tobillo, la cadera, la rodilla, la distribución del peso y el centro de presión. Por eso, evaluar el tren inferior ayuda a identificar compensaciones, limitaciones motoras y riesgo de caídas, factores que influyen en la independencia del paciente [22].

### **1.3.2 Rehabilitación respiratoria en adultos mayores**

La rehabilitación respiratoria es un programa terapéutico aplicado a pacientes con enfermedades respiratorias crónicas o adultos mayores con deterioro de la función pulmonar. La rehabilitación respiratoria no solo es conjunto de ejercicios, sino también una intervención para mejorar la ventilación, optimizar el patrón respiratorio, favorecer la tolerancia al ejercicio y contribuir al bienestar general del paciente [4].

#### ***a. Cambios del sistema respiratorio asociados al envejecimiento***

Con el envejecimiento, el sistema respiratorio sufre cambios progresivos que afectan su funcionamiento y hacen al adulto mayor más vulnerable frente a distintas alteraciones respiratorias. El pulmón pierde parte de su superficie alveolar, los espacios aéreos se dilatan y el tejido pulmonar va cediendo en elasticidad, lo que hace que el intercambio de gases sea cada vez menos eficiente. Al mismo tiempo, los músculos que sostienen la respiración se debilitan y el mecanismo que limpia las vías aéreas trabaja con menor efectividad, permitiendo que secreciones y agentes dañinos se acumulen con facilidad.

El sistema de defensa propio del pulmón también envejece, las células encargadas de protegerlo responden con menos fuerza ante infecciones o procesos inflamatorios, dejando al adulto mayor vulnerable. Estos cambios provocan deterioro progresivo como cansancio, menor capacidad para hacer esfuerzos y un riesgo más alto de complicaciones respiratorias. Por eso, la rehabilitación respiratoria es relevante en esta

etapa de la vida, no solo como tratamiento, sino también como una forma de prevenir el deterioro [23], [24].

### ***b. Ciclo respiratorio***

El ciclo respiratorio es el conjunto de eventos que conforman una respiración completa, desde el inicio de la inhalación hasta el final de la exhalación [25].

- ***Inhalación (TI)***. También conocida como inspiración, es la fase activa de la respiración en la que el aire ingresa al sistema respiratorio y el volumen de la cavidad torácica comienza a expandirse. Durante este proceso, la persona toma aire por la nariz mientras el diafragma se contrae y desciende, lo que provoca que la zona abdominal se desplace hacia afuera de forma natural, como se muestra en la Figura 8. La idea es que este movimiento sea amplio y profundo, reduciendo al mínimo el uso de la parte superior del tórax [26].



Figura 8. Ciclo de inhalación

- ***Exhalación (TE)***. También conocida como fase espiratoria, comienza justo en el momento en que el volumen pulmonar alcanza su punto máximo, es decir, cuando la inhalación ha concluido y el aire empieza a salir. Durante esta fase, el aire se expulsa de forma pasiva por la boca y la zona abdominal regresa suavemente hacia adentro, acompañando el movimiento natural del diafragma al relajarse, como se muestra en la Figura 9. En la técnica de respiración diafragmática, esta salida de aire por la boca cumple un papel importante, ya que favorece una ventilación más uniforme y contribuye a mantener abiertas las vías aéreas más pequeñas. Además, durante

actividades cotidianas o ejercicios, se recomienda realizar la exhalación en los momentos de mayor esfuerzo, como al bajar los brazos, empujar o ejecutar la parte más demandante de una tarea, de modo que la respiración acompañe y facilite el movimiento en lugar de dificultarlo [26].

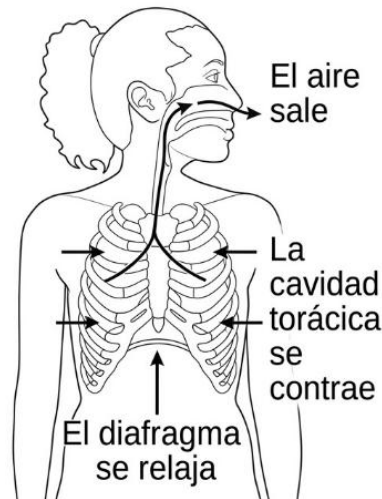


Figura 9. Ciclo de exhalación

### c. *Parámetros del patrón respiratorio*

Los parámetros del patrón respiratorio son variables que describen cómo respira una persona, considerando la frecuencia, profundidad, modo o simetría y regularidad de la respiración, para poder identificar un patrón respiratorio normal o anormal con taquipnea, bradipnea, respiración superficial, irregular o con predominio torácico/abdominal [27].

- ***Tiempo de inhalación y exhalación.*** En adultos sanos de 20 a 59 años, la duración media de la inhalación durante la respiración espontánea se encuentra aproximadamente entre 1.38 y 1.53 segundos, mientras que la exhalación se ubica entre 2.03 y 2.19 segundos [28]. En adultos mayores sanos, la inhalación se mantiene alrededor de 1.6 segundos, mientras que la exhalación alcanza valores cercanos a 2.5 segundos, siendo más prolongada que la inhalación [29].
- ***Frecuencia respiratoria (rpm).*** Es el número de respiraciones completas por minuto, considerando un ciclo (inhalación y exhalación). En adultos mayores de 65 años, Rodríguez-Molinero et al. [30] reportaron una frecuencia respiratoria media de 19.6 rpm y un rango normal aproximado de 12 a 28 rpm. Además, proponen 28 rpm

como límite para considerar taquipnea, mientras que valores entre 28 y 30 rpm pueden asociarse con mayor compromiso respiratorio en adultos mayores con enfermedad respiratoria.

- ***Relación de inhalación-exhalación(I:E).*** Es la razón entre la duración de la fase inspiratoria y la espiratoria dentro de un ciclo respiratorio, y se obtiene a partir del trazado respiratorio. Indica cómo se distribuye el tiempo de cada respiración entre el momento en que el aire entra y el momento en que sale. Este parámetro no solo refleja el ritmo respiratorio del paciente, sino también la calidad y el patrón de su ventilación, el cual puede verse alterado según el estado de salud. En personas sanas, la relación tiende a ser cercana a 1:1, pero en condiciones como la EPOC, donde la espiración se prolonga por la obstrucción del flujo aéreo, esta relación puede desplazarse significativamente, alcanzando valores como 1:4 o incluso 1:6 [25].

#### ***d. Respiración controlada y su función terapéutica***

La respiración controlada es una forma de respirar de manera consciente y dirigida para lograr un patrón lento, profundo y eficiente para disminuir la disnea. La respiración diafragmática es una de sus técnicas, ya que busca optimizar los movimientos toracoabdominales, haciendo que durante la inhalación se mueva principalmente la pared abdominal y disminuya el movimiento de la parte superior del tórax [26].

- ***Respiración con labios fruncidos.*** Técnica orientada a prolongar la espiración de forma controlada. Consiste en inspirar por la nariz durante unos 2 segundos, contando hasta 3, y luego espirar de manera más lenta durante 4 a 6 segundos con los labios fruncidos, simulando apagar una vela. Durante la espiración, el paciente mantiene los labios parcialmente cerrados y activa la musculatura abdominal ayudando a que el aire fluya con mayor control. Fisiológicamente, esta técnica favorece una espiración más completa, mejora la permeabilidad de la vía aérea, contribuye a mejorar la saturación de oxígeno y ayuda a prevenir el colapso bronquiolar [31].
- ***Respiración diafragmática.*** También conocida como respiración abdominal o respiración lenta profunda, esta técnica busca que el paciente aprenda a usar el diafragma de manera más consciente y efectiva. Para llevarla a cabo, se coloca una

mano sobre el abdomen, justo debajo de las costillas, y la otra en el centro del pecho, de modo que se pueda sentir con claridad cómo se mueve el cuerpo al respirar. Desde esa posición, se inspira lenta y profundamente por la nariz, permitiendo que el abdomen se eleve todo lo posible, y luego se espira por la boca con los labios fruncidos, manteniendo el abdomen firme para acompañar la salida del aire [31].

#### ***e. Apnea***

La apnea es una alteración respiratoria crónica caracterizada por interrupciones involuntarias y recurrentes de la respiración. De acuerdo con los criterios de la AASM, un evento apneico en adultos se define como una reducción del flujo respiratorio igual o superior al 90% con una duración mínima de 10 segundos, independientemente de si se acompaña de caída en la saturación de oxígeno [32].

- ***Apnea obstructiva del sueño (AOS).*** Causada por la relajación excesiva de los músculos de la garganta, lo que genera eventos obstructivos mientras la persona duerme. Es un problema frecuente en adultos mayores y se asocia con somnolencia, insomnio, fatiga, despertares frecuentes, mala calidad del sueño y comorbilidades cardiovasculares y cognitivas [33].
- ***Apnea central del sueño (ACS).*** Causada por alteraciones del control respiratorio, puede aparecer junto con la insuficiencia cardíaca y se puede confundir con apnea obstructiva [33].

### **1.3.3 Realidad virtual**

La realidad virtual (RV) es una tecnología inmersiva e interactiva, con distintos niveles de inmersión, que puede usarse para personalizar y apoyar la rehabilitación.

#### ***a. RV aplicada a la rehabilitación***

La RV aplicada a la rehabilitación es una herramienta terapéutica con potencial para la recuperación general del paciente, ya que permite mejorar la calidad de vida y aumenta la adherencia al tratamiento al hacer las sesiones más dinámicas y atractivas. Sus resultados son positivos y su efectividad depende del tipo de RV utilizada, de la condición clínica del paciente y del diseño de la intervención [7].

- **Rehabilitación física.** La RV aplicada a la rehabilitación física es una herramienta que ayuda a los pacientes a recuperar o mejorar funciones como la movilidad, el equilibrio, la marcha, la función motora y la calidad de vida. Al permitir realizar ejercicios en entornos seguros, controlados e interactivos, favorece la motivación y la permanencia al tratamiento. Se ha utilizado en personas con accidente cerebrovascular, Parkinson, EPOC, quemaduras graves y otras alteraciones motoras, obteniendo en muchos casos resultados positivos. Es importante entender que la RV no viene a reemplazar a la rehabilitación convencional, sino que se suma a ella como una herramienta complementaria o alternativa, cuya utilidad depende de cada paciente, de la tecnología disponible y del diseño del programa terapéutico [7]. En adultos mayores, su aplicación ha mostrado resultados favorables en el equilibrio, la movilidad, el rendimiento físico y las funciones cognitivas, y en el caso de los hombres mayores se han reportado mejoras adicionales en fuerza muscular y movilidad funcional. Todo esto posiciona a la RV como una herramienta útil y prometedora no solo para la rehabilitación, sino también para la prevención de caídas en esta población [17].

- **Rehabilitación respiratoria.** La RV aplicada a la rehabilitación respiratoria complementa los ejercicios tradicionales a través de entornos inmersivos, biofeedback y actividades guiadas que ayudan al paciente a tomar conciencia y control de su propia respiración. Se ha empleado en personas con EPOC, asma, cáncer de pulmón y en quienes se recuperan de COVID-19, con resultados prometedores en la reducción de la disnea, la mejora de la relajación, la conciencia corporal y algunos indicadores funcionales y de bienestar emocional. Su capacidad para generar programas más personalizados y atractivos, incluso desde casa, la convierte en una alternativa con mucho potencial, aunque aún hace falta más investigación para estandarizar sus protocolos y confirmar sus beneficios a largo plazo [34].

#### ***b. Gamificación***

La gamificación en RV aplicada a la rehabilitación es una estrategia que integra retos, niveles, recompensas, retroalimentación inmediata y videojuegos terapéuticos en entornos inmersivos o interactivos, con el fin de mejorar la motivación y el desempeño funcional del paciente [7].

#### ***c. Motor de desarrollo 3D***

El motor de desarrollo 3D es un software que permite diseñar y manipular entornos tridimensionales, integrando objetos, cámaras, luces e interacciones para crear experiencias visuales e inmersivas, el más destacados se encuentra Unity, un motor multiplataforma que facilita la producción de escenas interactivas y experiencias de realidad virtual [35].

En la Tabla 2 se resume las características principales de Unity [36].

Tabla 2. Características de Unity

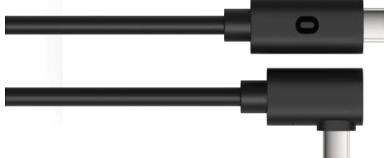
|                              |                                                                                                                                              |
|------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Características              | Unity                                                                                                                                        |
| Licencia                     | Gratuito para proyectos o empresas con ingresos anuales inferiores a \$100,000. Para ingresos superiores necesita suscripción de pago.       |
| Lenguaje de programación     | C#.                                                                                                                                          |
| Gráficos                     | 2D y 3D, con soporte para URP en equipos modestos y HDRP para alta fidelidad visual.                                                         |
| Plataformas soportadas       | Compatible con Windows 10 o superior, Linux y macOS para desarrollo, y con exportación a Windows, macOS, Linux, Android, iOS, XR, web y UWP. |
| Comunidad y soporte          | Recursos de terceros y soporte orientados a principiantes.                                                                                   |
| Documentación                | Unity Learn.                                                                                                                                 |
| Desempeño (FPS en juegos 3D) | Capaz de alcanzar entre 60 y 120 FPS en aplicaciones 3D sobre plataformas estándar.                                                          |
| Uso principal                | Proyectos pequeños y medianos, juegos móviles y experiencias XR.                                                                             |
| Costo                        | Gratis, si los ingresos son menores a \$200,000/año y Unity Pro \$2,310/año por usuario.                                                     |

#### *d. Meta Quest 3*

El Meta Quest 3 es un visor de RV y realidad mixta (RM) diseñado para juegos y experiencias inmersivas, respaldado por una plataforma confiable con herramientas de supervisión y privacidad. Incorpora un chip Snapdragon XR2 Gen 2 para potenciar el rendimiento gráfico. Su pantalla ofrece una resolución de  $2064 \times 2208$  píxeles por ojo, y sus lentes Pancake ofrecen buena nitidez en el centro y periferia del campo de visión. Opera a frecuencias de 72, 90 y 120 Hz, con un campo de visión de  $110^\circ$  horizontal y  $96^\circ$  vertical. El control se realiza mediante los controladores Touch Plus y el seguimiento de manos con Direct Touch. El audio tiene altavoces integrados que ofrecen sonido estéreo y espacial 3D, con buenos niveles de volumen, graves definidos y precisión en el posicionamiento del sonido dentro del entorno virtual. Su capacidad de almacenamiento es de 512 GB y su batería tiene una duración de 2,2 horas [37].

En la Tabla 3 se muestran una lista de accesorios de Meta Quest 3 disponibles [37].

Tabla 3. Precios de accesorios Meta Quest 3

| Accesorio                                                     | Precio   | Imagen                                                                                |
|---------------------------------------------------------------|----------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| Meta Quest 3                                                  | \$499,99 |     |
| Correa Elite                                                  | \$69,99  |     |
| Interfaz facial abierta                                       | \$39,99  |     |
| Base de carga compacta                                        | \$59,99  |    |
| eVoucher para lentes graduadas para MR de Zenni® con antivaho | \$49,99  |   |
| Estuche para Meta Quest 3/S3                                  | \$69,99  |   |
| Cable Meta Quest Link                                         | \$79,99  |   |
| Interfaz facial de silicona                                   | \$39,99  |  |

|                       |         |                                                                                    |
|-----------------------|---------|------------------------------------------------------------------------------------|
| Interfaz facial Razer | \$69,99 |  |
|-----------------------|---------|------------------------------------------------------------------------------------|

#### e. *Software de modelado 3D*

Un software de modelado 3D es un programa que permite crear, editar y visualizar objetos tridimensionales en el computador. Trabajando con alto, ancho y profundidad, es posible dar forma a todo tipo de elementos, desde personajes y edificios hasta vehículos y muebles, ajustar su forma, tamaño y textura, explorarlos desde cualquier ángulo y dejarlos listos para animación, videojuegos, renders o impresión 3D [38].

- **Blender.** Programa gratuito y de código abierto para modelado 3D que cubre la mayor parte del flujo de trabajo 3D en una sola aplicación. Permite modelar objetos y personajes, esculpir detalles, crear materiales y texturas, iluminar escenas y generar renders finales. También permite hacer rigging y animación de personajes, objetos y cámaras, simulaciones de humo, fuego, fluidos y tela, así como composición, motion tracking, efectos visuales y edición básica de video, todo dentro del mismo entorno de trabajo. En la Tabla 4 se detallan los requisitos del sistema y las especificaciones de Blender [39].

Tabla 4. Especificaciones técnicas de Blender

| Especificación                   | Características                                                                |
|----------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|
| Desarrollador                    | Blender Foundation.                                                            |
| Plataforma compatible            | Windows, macOS y Linux.                                                        |
| Arquitectura en Windows          | x64 y arm64.                                                                   |
| Arquitectura en macOS            | Intel y Apple Silicon.                                                         |
| Arquitectura en Linux            | Sistema de 64 bits con glibc 2.28 o superior.                                  |
| Backends de render GPU en Cycles | CUDA, OptiX, HIP, oneAPI y Metal.                                              |
| Periféricos                      | Teclado con teclado numérico, mouse de 3 botones con rueda, y tableta gráfica. |
| Touchpad                         | Compatible en Windows, macOS y Linux con Wayland.                              |
| Dispositivos 3D / NDOF           | Compatible con 3D mouse / NDOF.                                                |
| Renderización en Tiempo Real     | Disponible mediante EEVEE.                                                     |
| CPU mínima                       | 4 núcleos con soporte SSE4.2.                                                  |
| RAM mínima                       | 8GB.                                                                           |
| GPU mínima                       | 2 GB de VRAM con OpenGL 4.3.                                                   |

### 1.3.4 Técnicas de rehabilitación con potencial de adaptación a RV

La literatura reciente reporta evidencia sobre la efectividad de distintas técnicas de rehabilitación física y respiratoria en población adulta mayor, así como sobre su adaptación y viabilidad dentro de entornos de RV, lo que permite orientar la selección de intervenciones con mayor respaldo científico para su incorporación en plataformas inmersivas de rehabilitación.

#### *a. Rehabilitación músculo-esquelética*

La evidencia revisada a continuación, junto con lo expuesto previamente sobre la RV aplicada a la rehabilitación física, donde se señaló que sus resultados dependen del tipo de RV utilizada, de la condición clínica del paciente y del diseño de la intervención, permite identificar a los ejercicios articulares de tren superior e inferior, como la flexión, extensión, abducción y rotación de hombro, codo, cadera, rodilla y tobillo, así como a la caminata, como técnicas con mayor respaldo científico y mayor potencial de adaptación a un entorno de RV.

- ***Entrenamiento de equilibrio mediante exergames comerciales.*** Chen et al. [40] realizaron un metaanálisis de 12 ensayos controlados aleatorizados en los que la mayoría de las intervenciones se basaron en exergames comerciales tipo Wii y Kinect, centrados principalmente en ejercicios de equilibrio, incluidos en el 75% de los estudios, seguidos de entrenamiento de fuerza, ejercicios aeróbicos y ejercicios mente-cuerpo como tai-chi. Los resultados mostraron mejoras significativas en el equilibrio de adultos mayores institucionalizados en comparación con los grupos de ejercicio convencional, con tamaños de efecto moderados.
- ***Movimientos cervicales, de hombro, codo, muñeca, tronco y miembros inferiores mediante exergame de recolección de frutas.*** Shah et al. [41] desarrollaron, mediante codiseño con adultos mayores y fisioterapeutas, un exergame colaborativo de RV en el que los participantes debían recolectar frutas virtuales colocadas en posiciones que

inducían movimientos específicos de flexión, extensión y rotación cervical, elevación de brazos al frente y a los costados, movimientos de codo y muñeca, flexión, extensión y rotación de tronco, y desplazamientos laterales y hacia adelante o atrás con las piernas, como se muestra en la Figura 10. El estudio reportó niveles altos de motivación, esfuerzo físico y aceptación tanto en los participantes como en los fisioterapeutas durante cinco semanas de intervención.

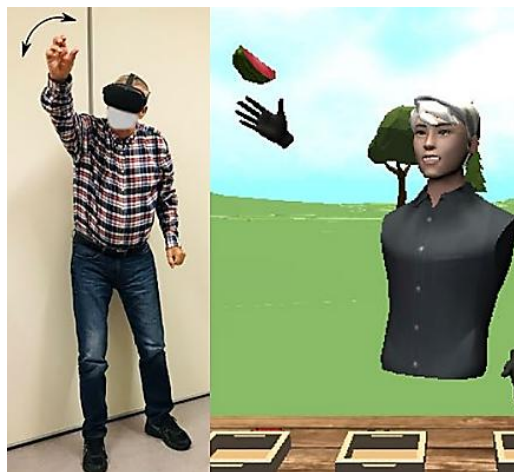


Figura 10. Exergame de recolección de frutas

- ***Entrenamiento de equilibrio y adaptación de la marcha mediante RV.*** Song et al. [42], en su revisión de literatura sobre exergames de RV para adultos mayores, destacan estudios como el de Campo-Prieto et al., que utilizó HTC Vive Pro para tareas de ajuste de la marcha y equilibrio con mejoras significativas en fuerza de miembros inferiores, y el de Wilson et al., que mediante entrenamiento de equilibrio con Oculus durante seis semanas logró reducciones significativas en el riesgo de caídas y en el miedo a caer. La revisión concluye que los exergames de RV mejoran de forma consistente la fuerza, el equilibrio y la movilidad en adultos mayores, especialmente cuando incorporan retroalimentación en tiempo real.

#### ***b. Rehabilitación respiratoria***

La evidencia revisada a continuación evalúa técnicas de rehabilitación respiratoria en pacientes con EPOC, condición que comparte con el adulto mayor un deterioro progresivo de la función pulmonar similar, lo que justifica su transferencia a esta población, así como su viabilidad de adaptación a entornos de RV.

- ***Respiración diafragmática y con labios fruncidos en EPOC.*** Yang et al. [43], mediante una revisión sistemática y metaanálisis de estudios controlados aleatorizados en pacientes con EPOC, encontraron que la aplicación combinada de estas dos técnicas produjo mejoras significativas en el volumen espiratorio forzado en el primer segundo (FEV1), en la capacidad inspiratoria y en la distancia recorrida durante la prueba de caminata de seis minutos, además de una reducción en la percepción de disnea, en comparación con la atención convencional o con la aplicación de una sola técnica de forma aislada.
- ***Entrenamiento de apnea estática como complemento terapéutico.*** Csizmadia et al. [44] evaluaron un programa de entrenamiento de apnea estática añadido a un programa convencional de rehabilitación pulmonar en pacientes con EPOC, observando mejoras adicionales en parámetros como la saturación de oxígeno durante el esfuerzo y la tolerancia a la hipoxia.
- ***Realidad virtual como complemento de la rehabilitación pulmonar.*** Chen et al. [45], en una revisión sistemática y metaanálisis publicada en el Journal of Medical Internet Research, evaluaron el efecto de la RV como complemento de la rehabilitación pulmonar en pacientes con EPOC, encontrando mejoras estadísticamente significativas en la función pulmonar, la capacidad de ejercicio medida mediante la prueba de caminata de seis minutos, la disnea y los puntajes de calidad de vida relacionada con la salud, en comparación con la rehabilitación pulmonar convencional sin componente de RV.

### **1.3.5 Monitoreo respiratorio mediante sensores inerciales**

El monitoreo respiratorio mediante sensores inerciales es una alternativa para medir la actividad respiratoria de forma continua, no invasiva y cómoda. La frecuencia respiratoria es un parámetro vital, ha impulsado el desarrollo de múltiples dispositivos wearables capaces de registrar este signo fuera del entorno hospitalario y transmitir la información para seguimiento remoto. Sensores inerciales, como acelerómetros y giroscopios integrados en unidades de medición inercial (IMUs) permiten detectar con precisión los movimientos del tórax y del abdomen asociados a la inhalación y la exhalación. Su versatilidad, bajo costo, consumo energético reducido, tamaño

compacto y facilidad de integración en parches, bandas elásticas o prendas inteligentes los convierten en una opción atractiva para el desarrollo de sistemas portátiles de monitoreo respiratorio. Al ser discretos y cómodos, resultan aptos para el uso durante actividades cotidianas y monitoreos prolongados, y pueden integrarse con microcontroladores y módulos de comunicación inalámbrica para habilitar plataformas de supervisión remota [46], [47].

#### *a. Ubicación de los sensores en el cuerpo*

La ubicación del sensor inercial en el cuerpo es el núcleo central en el monitoreo respiratorio, tal como se especifica en la Tabla 5.

Tabla 5. Sensores inerciales en el cuerpo

| Ubicación                     | Especificación                                                                                                                                                                                                                                      |
|-------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Pecho o tórax                 | Zonas donde la IMU capta bien los cambios de inclinación, aceleración y orientación, debido a que la respiración produce expansión y contracción directa de la pared torácica. Además, es una zona práctica para bandas y parches.[48], [46], [47]. |
| Abdomen                       | Zona muy frecuente, porque los movimientos respiratorios se reflejan claramente en la pared abdominal [49], [46], [47].                                                                                                                             |
| Esternón                      | Zona central del tronco donde un acelerómetro puede captar patrones respiratorios, incluso ayudar al reconocimiento de trastornos respiratorios [47].                                                                                               |
| Nivel del xifoides            | Zona que permite a los sensores colocarse en la parte superior del pecho, a nivel del proceso xifoides, para dar estabilidad mecánica y robustez a la medición [50].                                                                                |
| Cerca del diafragma           | Zona que permite captar el movimiento inercial respiratorio y el estiramiento muscular relacionado con la respiración [51].                                                                                                                         |
| Tórax alrededor del corazón   | Zona que maximiza la amplitud de la señal del acelerómetro durante respiración tranquila [52].                                                                                                                                                      |
| Pecho y espalda               | Zonas usadas en conjunto para reducir artefactos por movimiento corporal. El sensor del pecho capta respiración y movimiento y el de la espalda es la referencia del movimiento corporal para restarlo y extraer mejor la señal respiratoria [48].  |
| Tórax, abdomen y espalda baja | Zonas que combinadas permiten medir la respiración en dos compartimentos principales y usar una tercera IMU como referencia no respiratoria y mejorar el análisis de respiración incluso en actividades dinámicas [49].                             |

En la Figura 11 se muestra las diferentes ubicaciones del sensor inercial en el cuerpo [47].

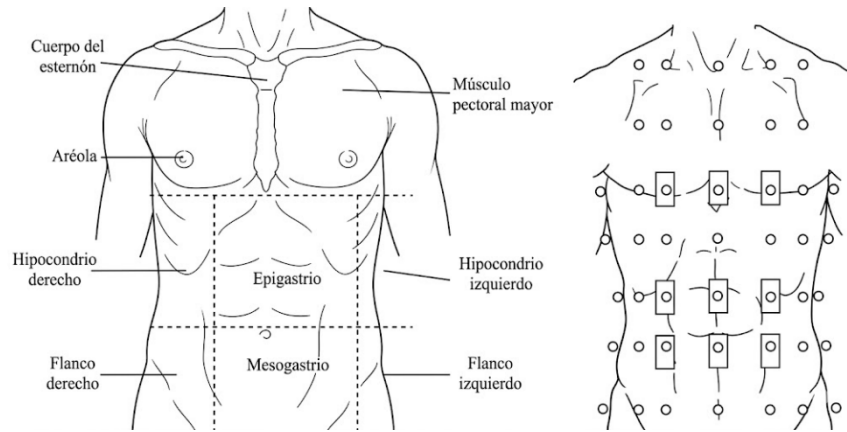


Figura 11. Zona toracoabdominal

### ***b. Configuración de sensado***

La configuración de sensado permite ajustar los parámetros del sensor, especialmente la sensibilidad, para que detecte correctamente las variables físicas de interés. El número de sensores utilizados ya sea un solo acelerómetro, una IMU o múltiples sensores, influye en la calidad del sensado. Los sistemas de sensor único destacan por su simplicidad, ligereza y facilidad de integración y son capaces de reconstruir señales respiratorias cualitativamente comparables a las obtenidas por métodos de referencia en condiciones controladas [52].

### ***c. Procesamiento de la señal respiratoria***

El procesamiento de la señal respiratoria permite convertir las mediciones inerciales en parámetros respiratorios útiles mediante métodos como el filtrado digital, análisis en el dominio del tiempo, análisis frecuencial, detección de picos y valles y algoritmos de fusión sensorial.

- **Limitaciones.** La principal limitación de los sensores inerciales es su sensibilidad a los movimientos que no tienen relación con la respiración. Al caminar, correr o realizar movimientos bruscos, la señal respiratoria se contamina con ruido, reduciendo la precisión de la lectura. Para solucionarlo se recurre a la aplicación de filtros, la exclusión de ventanas con movimiento o estrategias diferenciales con múltiples sensores [48], [46].

- **Filtros Butterworth.** Los filtros Butterworth se emplean para separar la componente respiratoria de otras señales no deseadas. Según la configuración requerida, pueden aplicarse como filtro pasa bajos con frecuencia de corte de 2 Hz para suprimir ruido de alta frecuencia previo a la detección de ciclos respiratorios, como filtro pasa banda entre 0.1 Hz y 1 Hz para aislar directamente la banda de interés, o como filtro de cuarto orden ajustado al rango de 6 a 40 respiraciones por minuto para permitir solo las frecuencias respiratorias relevantes. En su variante pasa bajos con corte en 1 Hz, se aplica antes de identificar las fases inspiratoria y espiratoria [46] [48].
- **Filtros Kalman.** Usados cuando se combinan acelerómetro y giroscopio o usan ventanas temporales, permite localizar máximos y mínimos asociados a inhalación y exhalación [52].

#### **d. Parámetros respiratorios con sensores inerciales**

Los parámetros obtenidos con sensores inerciales estiman la duración de inhalación, exhalación, fases respiratorias y volumen corriente [48]. La señal inercial permite diferenciar condiciones como respiración normal, respiración profunda y apnea, ya sea por cambios en amplitud, frecuencia o morfología de la onda respiratoria.

#### **e. MPU6050**

El sensor MPU6050 (Figura 12) es un IMU de 6 ejes, es decir es un dispositivo de seguimiento de movimiento con un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes que mide la aceleración y otros parámetros de movimiento [53].

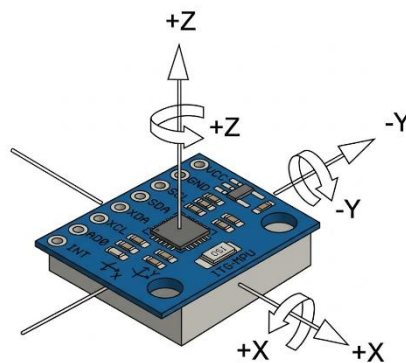


Figura 12. MPU6050

- ***MPU6050 en monitoreo respiratorio.*** Este sensor inercial de bajo costo permite monitorear los movimientos mecánicos asociados a la respiración y, a partir de ellos, estimar la frecuencia respiratoria y las fases de inhalación y exhalación [46]. Una guía rápida de cómo obtener la señal respiratoria con el MPU6050 es la siguiente [48]:

- Colocar el MPU6050 en la zona del cuerpo donde la respiración genere cambios periódicos de movimiento más perceptibles, según se especifica en la Tabla 5, para garantizar una captación adecuada de la señal.
- Configurar el sensor para adquirir los datos crudos de aceleración en tres ejes y procesarlos digitalmente, ya que el MPU6050 entrega también datos de velocidad angular.
- Seleccionar el eje que mejor refleje el movimiento respiratorio, considerando que la respiración modifica la inclinación del acelerómetro y que la dirección perpendicular a la gravedad es la más sensible.
- Eliminar los artefactos de movimiento ajenos a la respiración para limpiar la señal.
- Filtrar digitalmente la señal para conservar los componentes respiratorios, utilizando filtros pasa bajo de 0.6 Hz o 2 Hz, un filtro mediano si el sensor se ubica en la escotadura supraesternal, o métodos adaptativos con filtro Butterworth pasa banda centrado en la frecuencia dominante.
- Construir la forma de onda respiratoria a partir del cambio de inclinación del acelerómetro u obtener una señal de velocidad angular respiratoria al sustraer una línea base de la señal filtrada.
- Detectar las fases de inspiración y espiración mediante la identificación de picos sobre la señal filtrada o a través de las intersecciones de la señal con el eje temporal.
- Calcular los parámetros respiratorios, como frecuencia respiratoria, tiempo inspiratorio, tiempo espiratorio y relación I:E, a partir de los picos, valles o cruces por cero identificados. La frecuencia respiratoria puede obtenerse como

el inverso del tiempo entre picos o por conteo de picos en una ventana temporal.

#### *f. Sistema de monitoreo con ESP32 y sensores inerciales*

Un sistema de monitoreo con ESP32 en conjunto con uno o varios sensores inerciales es una solución tecnológica portátil, de bajo costo y con capacidad de respuesta inmediata, diseñada para capturar variables físicas del cuerpo humano, procesarlas localmente y transmitir las de forma inalámbrica hacia una interfaz de supervisión en tiempo real. Su versatilidad lo hace aplicable en distintos ámbitos biomédicos y de asistencia remota, como el monitoreo respiratorio, la detección de caídas y la adquisición de señales fisiológicas, convirtiéndose en una alternativa práctica y accesible frente a los sistemas de monitoreo tradicionales.

- **ESP32.** Integra en un solo dispositivo capacidad de procesamiento, conectividad Wi-Fi y Bluetooth, arquitectura de 32 bits y múltiples interfaces de comunicación, lo que lo convierte en una plataforma versátil para aplicaciones IoT e IoMT [54]. Su variante ESP32-C3 suma la ventaja de un tamaño reducido y bajo consumo energético, haciéndola adecuada para dispositivos portátiles [55].

En la Tabla 6 se muestran la comparación de especificaciones técnicas entre el módulo ESP32-C3-MINI-1 y el ESP32-WROOM-32

Tabla 6. Tabla comparativa de ESP32

| Parámetro                        | ESP32-C3 [56]                                                 | ESP32-WROOM [57]                      |
|----------------------------------|---------------------------------------------------------------|---------------------------------------|
| Estado                           | En su mayoría vigentes                                        | NRND                                  |
| SoC                              | ESP32-C3FH4                                                   | ESP32-D0WDQ6                          |
| CPU                              | RISC-V de 32 bits, núcleo único                               | Xtensa LX6 de 32 bit, doble núcleo    |
| Frecuencia máxima                | 160 MHz                                                       | 240 MHz                               |
| SRAM                             | 400 KB y 8 KB RTC                                             | 520 KB y 8 KB RTC                     |
| Flash del módulo                 | 4 MB integrada en el paquete                                  | 4 MB SPI flash externa                |
| Wi-Fi                            | 2.4 GHz, 802.11 b/g/n, hasta 150 Mbps, 4 interfaces virtuales | 2.4 GHz, 802.11 b/g/n, hasta 150 Mbps |
| Wi-Fi TX 802.11b 1 Mbps          | 20.5 dBm típico                                               | 19.5 dBm típico                       |
| Wi-Fi TX 802.11n HT20 MCS7       | 17.5 dBm típico                                               | 13.0 dBm típico                       |
| Sensibilidad de RX Wi-Fi 802.11b | -98.0 dBm típico                                              | -97.0 dBm típico                      |
| Consumo de RX Wi-Fi activo       | 82–84 mA                                                      | 95–100 mA                             |
| Consumo de TX Wi-Fi activo       | 290–350 mA                                                    | 180–240 mA                            |
| Bluetooth                        | BLE 5, Mesh; 125 kbps–2 Mbps                                  | BLE 4.2                               |

|                              |                                                 |                                  |
|------------------------------|-------------------------------------------------|----------------------------------|
| TX BLE                       | -24 a +20 dBm; 100 mA a -15 dBm, 170 mA a 0 dBm | 0 dBm típico; -12 a +9 dBm       |
| Sensibilidad de RX BLE       | -104 dBm a 125 kbps; -96 dBm a 1 Mbps           | -97 dBm                          |
| I2C                          | Hasta 800 Kbit/s                                | 2 controladores, hasta 5 MHz     |
| GPIO expuestos               | Hasta 15                                        | Hasta 32                         |
| Modo de suspensión del Modem | 13–28 mA según frecuencia y periféricos         | 20–68 mA según frecuencia        |
| Modo de suspensión ligera    | 130 $\mu$ A                                     | 0.8 mA                           |
| Modo de suspensión profunda  | 5 $\mu$ A con temporizador RTC                  | 10 $\mu$ A con temporizador RTC  |
| Voltaje de operación         | 3.0 a 3.6 V                                     | 3.0 a 3.6 V                      |
| Dimensiones                  | 13.2 $\times$ 16.6 $\times$ 2.4 mm              | 18 $\times$ 25.5 $\times$ 3.1 mm |
| Antena                       | PCB integrada; variante con conector externo    | PCB integrada                    |

- **Conectividad y transmisión de datos.** El microcontrolador puede integrarse con diversas estrategias de comunicación como Wi-Fi, MQTT, ESP-NOW, Bluetooth y servidores web protegidos para diferentes usos, puede implementarse en servidores web con acceso remoto para controlar sesiones de registro [58], con módulos combinados permite notificar automáticamente por mensajería [55], reportar transmisiones en tiempo real mediante Bluetooth hacia dispositivos externos [59] o enviar continuamente datos al servidor local mediante MQTT [54].
- **Portabilidad y eficiencia energética.** Los diseños realizados con estas estructuras son compactos, alimentados por batería y pensados para funcionar fuera de entornos clínicos fijos. Tienen autonomía que van desde 3,5 horas con baterías de 9 V [58] hasta aproximadamente 22 horas con celdas de litio de 2000 mAh [59]. Permiten al usuario usar estos sistemas en su vida cotidiana o en situaciones de emergencia, sin depender de infraestructura hospitalaria [54], [55], [58], [59].
- **Desempeño funcional.** Se han obtenido desviaciones promedio de apenas 1,26 % respecto a mediciones manuales de referencia en monitoreo respiratorio [54], precisiones globales del 93 % en detección de caídas [55], y capturas de señales fisiológicas con amplitudes comparables a las registradas por equipos de referencia de laboratorio [58]. Estos datos confirman que la combinación ESP32 con sensores inerciales ofrece un equilibrio adecuado entre costo, portabilidad y confiabilidad para el desarrollo de sistemas de monitoreo biomédico accesible.

### 1.3.6 Sistema de alimentación y regulación de voltaje

El sistema de alimentación y regulación de voltaje proporciona energía estable al microcontrolador y a los sensores, adaptando la tensión de entrada a los niveles requeridos por cada módulo para que funcione y realice mediciones correctamente. En dispositivos portátiles, esta etapa también condiciona la autonomía, la eficiencia y el comportamiento térmico del sistema [58], [59].

- **Ecuación de voltaje de caída.** Calcula la caída mínima de voltaje que necesita un regulador lineal de baja caída de voltaje entre su entrada y su salida para mantener una regulación correcta. La Ecuación 1 permite verificar si el voltaje de entrada es suficiente para obtener el voltaje de salida deseado [60].

$$V_{dropout} = I_0 \cdot R_{on} \quad (1)$$

- **Ecuación de corriente quiescente.** Calcula la corriente propia consumida por el regulador, es decir, la porción de la corriente de entrada que no llega a la carga. La Ecuación 2 permite analizar la eficiencia del sistema y estimar su autonomía [60].

$$I_q = I_i - I_0 \quad (2)$$

- **Ecuación de eficiencia del regulador.** Determina qué porcentaje de la energía tomada desde la fuente llega realmente a la carga. La Ecuación 3 permite evaluar la eficiencia de la regulación de voltaje, especialmente en sistemas alimentados por batería donde cada miliamperio cuenta [60].

$$\eta = \frac{I_0 V_0}{(I_0 + I_q) V_i} \times 100 \quad (3)$$

- **Ecuación de potencia disipada.** Calcula la potencia que el regulador disipa en forma de calor durante su operación. La Ecuación 4 permite analizar el calentamiento del componente y determinar si el diseño requiere consideraciones térmicas adicionales [60].

$$P_D = (V_i - V_0) I_0 \quad (4)$$

- **Ecuación de autonomía o duración de batería.** Estima el tiempo de funcionamiento del sistema dividiendo la capacidad de la batería entre la corriente

promedio consumida. La Ecuación 5 permite saber cuánto tiempo puede operar un dispositivo portátil antes de necesitar recarga o reemplazo de batería [61].

$$t \approx \frac{C}{I_{prom}} \quad (5)$$

### **1.3.7 Visión computacional**

La visión computacional es una rama de la inteligencia artificial que permite captar, procesar e interpretar imágenes y videos para obtener información útil del entorno. Mediante cámaras y algoritmos, analiza posturas, objetos y movimientos, y convierte esos datos en medidas automáticas y cuantificables.

#### ***a. Visión computacional en rehabilitación***

La visión computacional aplicada a la rehabilitación física permite capturar y cuantificar el movimiento humano mediante cámaras RGB, RGB-D, sensores de profundidad o dispositivos móviles, sin requerir instrumentación invasiva ni entornos especializados. Utiliza modelos de estimación de pose en 2D para calcular ángulos articulares, registrar el rango de movimiento y dar seguimiento a la evolución funcional del paciente de manera objetiva. Distintos estudios han confirmado que estas mediciones son cercanas a las obtenidas con goniómetros y sistemas MoCap en articulaciones como el hombro, el codo y la rodilla, con errores mínimos en tareas estandarizadas, lo que respalda su utilidad en tamizaje, seguimiento y apoyo al diagnóstico clínico. Su rendimiento puede verse afectado por condiciones como la oclusión, la iluminación, el plano de captura o la complejidad del movimiento evaluado, considerándose una herramienta complementaria para la valoración clínica y no un reemplazo [62], [63], [64].

#### ***b. Análisis del movimiento humano mediante estimación de pose***

El análisis del movimiento humano permite cuantificar el movimiento corporal mediante la estimación espacial de articulaciones y el cálculo de variables cinemáticas como la posición articular, los ángulos articulares, el rango de movimiento (ROM), la velocidad y la aceleración. El proceso inicia con la captura por video o sensores de profundidad, seguida de la detección de puntos anatómicos mediante modelos de

estimación de pose, que reconstruyen el esqueleto y permiten calcular vectores segmentarios, ángulos y ROM, representando matemáticamente la postura y el movimiento del cuerpo, como se muestra en la Figura 13. En estudios revisados, esta lógica aparece de forma constante en herramientas como MediaPipe, HRNet, OpenPose, MoveNet, Detectron o Cubemos, las cuales predicen articulaciones o landmarks para calcular ángulos y desplazamientos. Sus características se presentan en la Tabla 7 [63], [64], [65], [66].

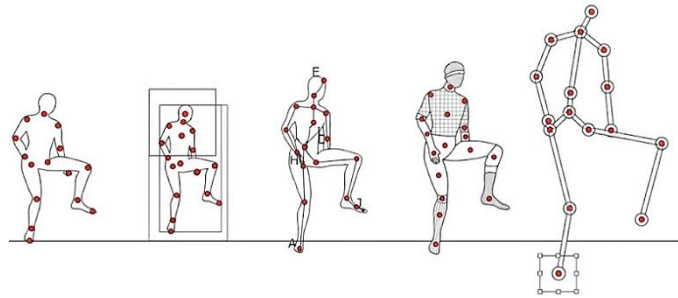


Figura 13. Estimación de postura

Tabla 7. Herramientas de estimación de pose

| Característica   | MediaPipe Pose                                                                                   | HRNet                                                                                           | OpenPose                                                                           | MoveNet-Thunder                                 | Detectron                                                 | Cubemos                                                                         |
|------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|
| Topología        | 33 puntos de referencia corporales.                                                              | 17 puntos de referencia.                                                                        | 25, 18 o 15 puntos de referencia.                                                  | 17 puntos de referencia.                        | 17 puntos de referencia.                                  | 18 puntos de referencia.                                                        |
| Salida           | Puntos de referencia 2D normalizado, 3D en video RGB y máscara de segmentación.                  | Puntos 2D para cálculo angular y predice mapas de calor.                                        | Posiciones (x,y) por fotograma y © confianza.                                      | Tensor [1,1,17,3] en float32 y [0,1] confianza. | Posiciones (x,y) y confianza.                             | Seguimiento esquelético para ángulos 3D con LiDAR.                              |
| Flujo de trabajo | Detector y rastreador. Localiza la región de interés (ROI) de la persona y luego estima la pose. | Subredes multirresolución que conservan alta resolución y producen mapas de calor más precisos. | Estimación 2D por fotograma y luego trayectorias temporales para calcular ángulos. | Estimación 2D por imagen RGB o frame de video.  | Convierte el mapa de calor en coordenadas 2D por persona. | Integrado con LiDAR para estimar ángulos articulares 3D y compararlo con Mocap. |
| Ejecución        | En el dispositivo y en tiempo real (móviles, escritorio,                                         | PyTorch y GPUs NVIDIA.                                                                          | Soporta Linux, Windows y macOS y                                                   | En el navegador mediante TensorFlow.            | Python y Caffe2.                                          | Windows 10 y Ubuntu 18.04                                                       |

|              |                                                                              |                                                                                  |                                                          |                                                                       |                                                                 |                                                          |
|--------------|------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
|              | Python y web).                                                               |                                                                                  | ejecutable en CUDA GPU, OpenCL GPU.                      | js con WebGL.                                                         |                                                                 |                                                          |
| Segmentación | Máscara de segmentación de fondo.                                            | No                                                                               | No                                                       | No                                                                    | No                                                              | No                                                       |
| Limitación   | No detecta múltiples personas, 4 metros de la cámara o con cabeza no visible | Estimación de pose individual por persona y depende de un detector por separado. | Manos y cara dependen del número de personas detectadas. | No predice puntos del pie por debajo del tobillo, múltiples personas. | Procesa una región por persona y depende de las cajas de estas. | No soporta más de 5 personas y no detecta manos ni pies. |

### 1.3.8 Gestión con servidores

#### a. Servidor Web

Un servidor web es un programa conectado a internet que recibe solicitudes de los navegadores y responde entregando páginas web y archivos mediante el protocolo HTTP. Permite el procesamiento simultáneo de múltiples solicitudes, el control de acceso para proteger archivos sensibles, la gestión del formato del contenido para que el navegador lo interprete correctamente y el registro de logs para analizar el rendimiento, detectar fallos y mejorar la seguridad [67].

En la Tabla 8 se describen las características generales de Apache HTTP Server, Nginx y Microsoft IIS [68].

Tabla 8. Características de los servidores web populares

| Característica    | Apache HTTP Server                                                                 | Nginx                                                                                 | Microsoft IIS                                                                |
|-------------------|------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|
| Licencia          | Código abierto                                                                     | Código abierto                                                                        | Propietario                                                                  |
| Sistema operativo | Multiplataforma                                                                    | Multiplataforma                                                                       | Solo Windows                                                                 |
| Arquitectura      | Basada en procesos                                                                 | Basada en eventos                                                                     | Basada en hilos                                                              |
| Seguridad         | Módulo mod_security con firewall de aplicaciones y parches rápidos de la comunidad | Resistente a DDoS por su manejo de conexiones simultáneas, compatible con ModSecurity | Integración con mecanismos de seguridad de Windows Server y Active Directory |
| Rendimiento       | Bueno en cargas moderadas                                                          | Excelente en cargas altas                                                             | Óptimo en entornos Windows                                                   |
| Configuración     | Archivos detallados y flexibles                                                    | Archivos simples y directos                                                           | Interfaz gráfica                                                             |

|               |                                 |          |                          |
|---------------|---------------------------------|----------|--------------------------|
| Escalabilidad | Alta, pero consume más recursos | Muy alta | Alta en entornos Windows |
|---------------|---------------------------------|----------|--------------------------|

### ***b. Base de datos en servidores***

Una base de datos en servidores es un sistema centralizado que almacena, organiza y procesa información, permitiendo que aplicaciones y usuarios puedan consultarla, modificarla y administrarla desde cualquier equipo conectado. En la Tabla 9 se muestra una comparación de motores de base de datos más utilizados [69], [70], [71].

Tabla 9. Características comparativas de SQLite, MySQL y MongoDB Atlas

| Característica             | SQLite                                   | MySQL                                   | MongoDB Atlas                                                        |
|----------------------------|------------------------------------------|-----------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|
| Arquitectura               | Embebido, sin servidor archivo único     | Cliente y servidor relacional           | Documental administrado, multinube                                   |
| Modelo de datos            | Relacional y JSON                        | Relacional y JSON nativo                | Documental y Query API unificada                                     |
| Transacciones              | Confirmación y reversión atómica con WAL | ACID completo, 4 niveles de aislamiento | Transacciones distribuidas entre shards                              |
| Concurrencia               | WAL sin bloqueo de lectores              | Bloqueo a nivel de fila y MVCC          | Conjunto de réplicas de 3 nodos con conmutación por error automática |
| Lenguaje de implementación | C                                        | C, C++                                  | C++                                                                  |
| Escalabilidad              | Local y embebido                         | Clústeres y replicación en grupo        | Sharding y escalado automático                                       |
| Índices y búsqueda         | FTS5, índices parciales y R-Tree         | B-tree, FULLTEXT y búsqueda geoespacial | Búsqueda de texto completo, búsqueda vectorial y series temporales   |
| Respaldo                   | API de respaldo y copia en caliente      | Recuperación a un punto en el tiempo    | Instantáneas y recuperación a un punto en el tiempo                  |
| Alta disponibilidad        | Sin capa distribuida                     | Replicación e InnoDB Cluster            | Multirregión con SLA de 99,995 %                                     |
| Casos de uso               | Móvil, escritorio, IoT                   | Apps web y sistemas transaccionales     | Apps cloud con datos semiestructurados                               |

### **1.3.9 Normativas**

Las normas son el conjunto de reglas y criterios técnicos elaborados por organismos internacionales como la Organización Internacional de Normalización (ISO) o la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), que guían el diseño, desarrollo y evaluación de productos y sistemas para establecer niveles mínimos de calidad, seguridad e interoperabilidad. En el ámbito de los dispositivos médicos y las

tecnologías aplicadas a la salud, funcionan como el marco que garantiza un sistema construido bajo criterios reconocidos globalmente, cuidando tanto de la seguridad del usuario como de la fiabilidad de lo elaborado. En la Tabla 10 se presentan algunas de las normas de mayor relevancia.

Tabla 10. Normas aplicables al desarrollo y la evaluación

| <b>Norma</b>                                                            | <b>Descripción</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
|-------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Calidad de software:<br>ISO/IEC<br>25010:2023                           | Establece un modelo de calidad de producto organizado en nueve características: funcionalidad, eficiencia de rendimiento, compatibilidad, capacidad de interacción, fiabilidad, seguridad, mantenibilidad, flexibilidad y seguridad funcional. Para aplicarlo, se definen métricas y criterios de aceptación para cada característica, que luego se verifican a través de pruebas funcionales, de rendimiento y de usabilidad sobre la plataforma de RV [72].                                                              |
| Ergonomía visual en<br>RV: ISO 9241-<br>394:2020                        | Establece los requisitos ergonómicos para reducir los efectos biomédicos no deseados de la cinetosis visualmente inducida (VIMS) durante la visualización de imágenes en pantallas electrónicas, incluyendo cascos de RV tipo HMD. Define los parámetros de rendimiento visual que deben mantenerse para evitar síntomas como náuseas, mareo y desorientación en el usuario [73].                                                                                                                                          |
| Usabilidad de<br>sistemas<br>interactivos: ISO<br>9241-11:2018          | Define la usabilidad como el grado en que un sistema puede ser utilizado por usuarios específicos para alcanzar objetivos concretos con efectividad, eficiencia y satisfacción en un contexto de uso determinado. Establece tres dimensiones de evaluación: efectividad, referida a la precisión y completitud con que los usuarios logran sus metas; eficiencia, relacionada con los recursos empleados para alcanzarlas; y satisfacción, vinculada a la comodidad y actitud positiva del usuario frente al sistema [74]. |
| Gestión de riesgos:<br>ISO 14971:2019                                   | Define el proceso para gestionar riesgos, identificar peligros, evaluar, controlar y hacer seguimiento de efectividad a lo largo de la vida útil en dispositivos médicos. Para su cumplimiento, se elabora un archivo de gestión de riesgos donde se documenta cada peligro identificado, su probabilidad de ocurrencia, severidad y las medidas tomadas para controlarlo [75].                                                                                                                                            |
| Seguridad<br>electrónica<br>biomédica: IEC<br>60601-1:2012 (Ed.<br>3.1) | Establece los requisitos de seguridad eléctrica para equipos médicos que establece límites de tensión, corriente y requisitos de aislamiento. Su cláusula 8.4.2c especifica que las fuentes internas de alimentación, como baterías, no deben superar los 60 V DC en condiciones normales ni de falla. Se debe realizar la inspección de componentes, medición de corrientes de fuga y comprobación de distancias de aislamiento, garantizando que el equipo no sea riesgoso para el paciente [76].                        |

## 1.4 Objetivos

### 1.4.1 Objetivo general

Desarrollar una plataforma de Realidad Virtual para la Rehabilitación de Lesiones Músculo – Esqueléticas y Respiratorias: Un Estudio Piloto en un Entorno Clínico.

#### **1.4.2 Objetivos específicos**

- Realizar una revisión bibliográfica de las técnicas de rehabilitación física y respiratoria más efectivas que puedan adaptarse a un entorno de realidad virtual.
- Desarrollar un sistema electrónico inmersivo para rehabilitación respiratoria con adaptación en tiempo real.
- Implementar el sistema de realidad virtual en un entorno clínico controlado bajo la supervisión de profesionales de la salud.

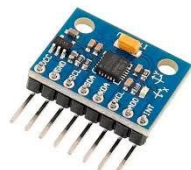
## CAPÍTULO II. METODOLOGÍA

### 2.1 Materiales

A lo largo de este proyecto de investigación, se emplearon diversos recursos tecnológicos de hardware y software con el propósito de desarrollar una plataforma de rehabilitación basada en realidad virtual orientada a adultos mayores. Estos materiales permitieron la implementación de los entornos virtuales, la captura de parámetros respiratorios y el análisis del movimiento articular durante la ejecución de los ejercicios terapéuticos. En la Tabla 11 se presenta un listado detallado de los recursos utilizados para cumplir con este propósito.

Tabla 11. Materiales y dispositivos

| Materiales                     | Descripción                                                                                       | Imagen                                                                                |
|--------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| Cámara de Xiaomi Redmi Note 11 | Utilizada para obtener imágenes en tiempo real durante la evaluación del paciente.                |  |
| Laptop ASUS ROG Strix G18      | Utilizada para el desarrollo, programación y ejecución del sistema.                               |  |
| Meta Quest 3                   | Utilizado para interactuar de forma inmersiva en simulaciones de RV.                              |  |
| ESP32-C3 Super Mini            | Empleado para procesar la señal respiratoria y transmitir los datos de forma inalámbrica por BLE. |  |

|                                           |                                                                                                   |                                                                                      |
|-------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| Convertidor de voltaje 12V a 5V y 3.3V DC | Utilizado para regular la alimentación eléctrica del ESP32-C3.                                    |   |
| Batería 9V recargable                     | Utilizada como fuente de alimentación portátil del sistema de monitoreo respiratorio.             |   |
| MPU6050                                   | Utilizado para detectar el movimiento respiratorio mediante acelerómetro y giroscopio integrados. |   |
| Cargador pilas 2AA-AAA-9V DC302           | Permite cargar la batería de 9V                                                                   |  |

En la Tabla 12 se detallan las tecnologías y herramientas utilizadas en el desarrollo de la plataforma de RV de rehabilitación en adultos mayores. Estos recursos incluyen programas esenciales para el diseño y desarrollo de entornos virtuales, el procesamiento y análisis de los parámetros respiratorios, el seguimiento del movimiento articular y la integración de los distintos componentes del sistema.

Tabla 12. Tecnologías y herramientas

| Tecnología/herramienta | Descripción                                                                                                   |
|------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| HTML                   | Lenguaje usado para definir la estructura visual de las interfaces web de los sistemas.                       |
| CSS                    | Lenguaje utilizado para controlar la apariencia visual de las interfaces web.                                 |
| JavaScript             | Lenguaje que gestiona la lógica de las aplicaciones web, conexión BLE, cálculos y almacenamiento de sesiones. |
| PHP                    | Lenguaje usado en el backend para procesar solicitudes y gestionar los datos.                                 |
| C#                     | Lenguaje utilizado para programar la lógica, navegación, animaciones y control de escenas en Unity.           |
| Web Bluetooth API      | API del navegador empleada para conectar la página web con el dispositivo respiratorio por BLE.               |
| Meta XR SDK            | Kit de desarrollo empleado para integrar funciones de RV en Meta Quest 3 dentro de Unity.                     |
| Apache HTTP Server     | Servidor web utilizado para ejecutar el backend.                                                              |
| Docker                 | Tecnología de contenedores usada para el despliegue del backend.                                              |

|                          |                                                                                                          |
|--------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Arduino IDE              | Entorno utilizado para desarrollar y cargar el firmware del sistema respiratorio basado en ESP32-C3.     |
| Unity 3D                 | Motor de desarrollo utilizado para crear los entornos virtuales interactivos de rehabilitación.          |
| Blender                  | Software usado para modelar y preparar escenarios y avatares 3D antes de integrarlos en Unity.           |
| GitHub                   | Plataforma utilizada para alojar las aplicaciones web y permitir su acceso desde el navegador.           |
| Render                   | Plataforma utilizada para desplegar el backend del sistema.                                              |
| Turso                    | Servicio de base de datos remota utilizado para almacenar las sesiones de forma persistente.             |
| Meta Quest Developer Hub | Herramienta utilizada para sincronizar el visor y apoyar la instalación del APK en Meta Quest 3.         |
| Visual Studio Code       | Editor de código fuente utilizado para desarrollar y editar scripts, páginas web y archivos del sistema. |

## 2.2 Métodos

### 2.2.1 Modalidad de la investigación

Para el desarrollo del presente proyecto se ejecutaron las siguientes modalidades de investigación:

Se aplicó la investigación aplicada, ya que el estudio se enfoca en el diseño e implementación de una plataforma RV orientada a la rehabilitación músculo-esquelética y respiratoria en adultos mayores, así como en el desarrollo del sistema de monitoreo respiratorio con sensor inercial, la aplicación de análisis articular y la integración de entornos inmersivos en Unity para Meta Quest 3.

También, se empleó una investigación bibliográfica documental, mediante la recopilación, revisión y análisis de artículos científicos, tesis, documentos técnicos y publicaciones académicas relacionadas con la rehabilitación física y respiratoria, el uso de RV en procesos terapéuticos, el monitoreo respiratorio mediante sensores inerciales, gamificación y procesamiento de imagen. Esta revisión permitió construir la fundamentación teórica del proyecto y definir los requerimientos para el desarrollo del sistema propuesto.

De igual manera, se desarrolló una investigación de campo, ya que el sistema se enfocó en un entorno clínico controlado derivado de la Facultad de Ciencias de la Salud de la

Universidad Técnica de Ambato y usuarios reales, lo que permitió recopilar información sobre su funcionamiento, usabilidad, aceptación y desempeño durante las sesiones de rehabilitación.

Finalmente, se efectuó la investigación experimental, ya que el sistema implementado fue evaluado mediante pruebas prácticas que permitieron analizar su funcionamiento durante la ejecución de ejercicios terapéuticos. Estas pruebas incluyeron la validación del sistema por parte de especialistas en rehabilitación física y la aplicación del sistema en adultos mayores, con el fin de analizar su desempeño y su posible aplicación dentro de procesos de rehabilitación.

### **2.2.2 Población y muestra**

La población de estudio corresponde a pacientes adultos mayores que requieran rehabilitación músculo-esquelética o respiratoria y que sean atendidos o derivados por profesionales de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Técnica de Ambato. Dado que se trabaja con un grupo de pacientes elegibles dentro de un periodo de tiempo definido, esta población se considera finita.

El tamaño de la población (N) se determinó a partir de los registros clínicos del centro seleccionado, tomando en cuenta únicamente a los pacientes que cumplan los criterios de inclusión durante el periodo del estudio.

La muestra corresponde a una parte representativa de esa población. Para calcular su tamaño teórico, se utilizó la fórmula de estimación de una proporción:

$$n = \frac{Z^2 \cdot p(1 - p)}{E^2}$$

Donde

n: Tamaño de la muestra.

Z: 1.96 nivel de confianza del 95%.

P: 0.5 proporción esperada del atributo evaluado

E: 0.05 margen de error del 5%

Al aplicar los valores, se obtuvo:

$$n = \frac{(1.96)^2 \cdot 0.5(1 - 0.5)}{(0.05)^2}$$

El tamaño inicial de la muestra calculado es de 384 pacientes; sin embargo, dado que la población es finita de 300 pacientes, se ajusta mediante la fórmula de corrección para poblaciones finitas.

$$n' = \frac{n}{1 + \left(\frac{n-1}{N}\right)} = \frac{384}{1 + \left(\frac{383}{300}\right)}$$

El tamaño necesario para el estudio clínico completo es 169 pacientes, pero esta investigación es un estudio piloto, por lo tanto, para verificar que el protocolo funciona, sea aplicable y adecuado, se justifica el número de pacientes para el objetivo del estudio piloto se estima el 10-12% del tamaño muestral teórico calculado:

$$169 \cdot 0.12 = 20 \text{ pacientes}$$

Se establece un mínimo de 20 pacientes para el estudio piloto.

### 2.2.3 Recolección de información

La información para el desarrollo de este proyecto se obtuvo de artículos científicos, tesis, documentos técnicos y publicaciones académicas relacionadas con la rehabilitación músculo-esquelética y respiratoria, el uso de la RV en rehabilitación y el monitoreo respiratorio con sensores inerciales. Los criterios de recolección se presentan en la Tabla 13.

Tabla 13. Criterios de recolección de información

| Criterio                    | Descripción                                                                                                                                                                                                                            |
|-----------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| ¿Para qué?                  | Implementar y validar la motivación, permanencia y aceptabilidad de la plataforma de RV orientada a la rehabilitación músculo-esquelética y respiratoria en adultos mayores, con apoyo de monitoreo respiratorio y análisis articular. |
| ¿De qué personas u objetos? | De adultos mayores que requieran de rehabilitación músculo-esquelética y respiratoria.                                                                                                                                                 |

|           |                                                                                                                               |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| ¿Cómo?    | Mediante investigación, desarrollo de plataforma RV y pruebas funcionales.                                                    |
| ¿Con qué? | Equipos de cómputo, visor Meta Quest 3, cámara para análisis articular, banda diafrágica y herramientas de análisis de datos. |
| ¿Cuándo?  | En el periodo enero – julio 2026                                                                                              |
| ¿Dónde?   | En un entorno clínico controlado vinculado a la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Técnica de Ambato.         |

#### **2.2.4 Procesamiento y análisis de datos**

Para llevar a cabo esta investigación con el procesamiento y análisis de datos, se consideraron las siguientes pautas:

- Recolección de información necesaria para el desarrollo de la investigación.
- Análisis de los fundamentos teóricos relacionados con las variables del estudio.
- Pruebas para verificar el funcionamiento de la plataforma de RV y de los sistemas de monitoreo.
- Selección de pacientes reales en un entorno clínico controlado, derivados por especialistas de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Técnica de Ambato.
- Desarrollo de sesiones de rehabilitación en los escenarios virtuales diseñados.
- Evaluación de la aceptabilidad, adaptación, motivación y permanencia de los pacientes durante las sesiones.
- Valoración de los especialistas sobre la usabilidad de la plataforma y la dinámica de las sesiones.
- Análisis de los datos obtenidos durante las pruebas y sesiones realizadas.

## CAPÍTULO III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 3.1 Desarrollo de la propuesta

El presente proyecto se centra en el desarrollo de una plataforma de RV complementada con una banda de monitoreo respiratorio y un analizador del rango de movimiento articular mediante visión computacional para la rehabilitación de lesiones músculo-esqueléticas y respiratorias en adultos mayores, como alternativa tecnológica que complementa los métodos convencionales de rehabilitación, ofreciendo entornos interactivos e inmersivos que favorecen el involucramiento del paciente y permiten un mejor seguimiento de su progreso. Su implementación y validación se llevaron a cabo en entornos clínicos controlados pertenecientes a la Universidad Técnica de Ambato, con pacientes derivados por profesionales de la Facultad de Ciencias de la Salud. A continuación, se detalla cómo se llevó a cabo el desarrollo de este sistema, explicando cada uno de sus componentes.

#### 3.1.1 Técnicas de rehabilitación seleccionadas para su adaptación a RV

Con base en la revisión bibliográfica desarrollada a lo largo del Capítulo I, se identificaron y seleccionaron las técnicas de rehabilitación física y respiratoria con mayor respaldo científico y potencial de adaptación a un entorno de RV para su incorporación en la plataforma. Dicha revisión implicó la recopilación, análisis y síntesis de artículos científicos, tesis y publicaciones académicas relacionadas con la rehabilitación física y respiratoria y el uso de la RV en procesos terapéuticos. El proceso de búsqueda y selección se resume en la Tabla 14.

Tabla 14. Proceso de revisión bibliográfica

| Parámetro de búsqueda      | Descripción                                                                                                                                                                                         |
|----------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Bases de datos consultadas | PubMed, Scopus, Web of Science, ScienceDirect, IEEE Xplore.                                                                                                                                         |
| Idiomas de búsqueda        | Español e inglés.                                                                                                                                                                                   |
| Palabras clave en inglés   | virtual reality rehabilitation, musculoskeletal rehabilitation older adults, pulmonary rehabilitation virtual reality, diaphragmatic breathing virtual reality, range of motion goniometry elderly. |
| Palabras clave en español  | rehabilitación física realidad virtual, rehabilitación respiratoria adultos mayores, rango de movimiento articular, respiración diafragmática.                                                      |
| Operadores booleanos       | AND, OR                                                                                                                                                                                             |
| Periodo de publicación     | 2015 – 2026                                                                                                                                                                                         |

|                              |                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
|------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Tipos de estudio priorizados | Revisiones sistemáticas, metaanálisis, ensayos clínicos aleatorizados, estudios piloto.                                                                                                                                                                                                       |
| Criterios de inclusión       | Estudios en adultos mayores con condiciones músculo-esqueléticas y respiratorias similares al perfil del estudio piloto, estudios que evalúen RV como herramienta terapéutica, acceso al texto completo.                                                                                      |
| Criterios de exclusión       | Estudios enfocados en población que no corresponda a adultos mayores, artículos sin acceso al texto completo, publicaciones cuyo enfoque tecnológico resultaba poco transferible al entorno clínico del presente trabajo, estudios con más de 10 años sin actualización posterior en el área. |

La selección de las técnicas presentadas en la Tabla 15 respondió a los criterios de contar con respaldo científico en estudios recientes con poblaciones o condiciones clínicas comparables al perfil del estudio y presentar características que permitan su representación e interacción dentro de un entorno inmersivo de RV.

Tabla 15. Técnicas de rehabilitación con potencial de adaptación a RV y su implementación en el sistema

| Técnica seleccionada                                                                                                                                   | Referencias                                   | Subsistema                                            |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|-------------------------------------------------------|
| Ejercicios articulares de hombro, codo, cadera, rodilla y tobillo; y transferencia funcional de ejercicios articulares a actividades de vida cotidiana | Chen et al. [40], Shah et al. [41]            | Escenarios de la plataforma RV.                       |
| Caminata                                                                                                                                               | Song et al. [42]                              | Plataforma RV, entorno de caminata de seis minutos.   |
| Respiración diafragmática y labios fruncidos                                                                                                           | Yang et al. [43], Chen et al. [45]            | Sistema electrónico respiratorio inmersivo (RespMon). |
| Apnea controlada                                                                                                                                       | Csizmadia et al. [44]                         | RespMon, clasificación de eventos de apnea.           |
| Evaluación del rango articular                                                                                                                         | Gonzales [19], Kendall [20], Chen et al. [40] | Análisis articular (ROMAnalyzer).                     |

A continuación, se detalla la justificación de cada técnica seleccionada:

- ***Ejercicios articulares y transferencia funcional.*** La revisión de la evidencia sobre RV aplicada a la rehabilitación física mostró que sus resultados dependen del tipo de RV utilizada, de la condición clínica del paciente y del diseño de la intervención. A partir de este hallazgo, la búsqueda se orientó hacia intervenciones que combinaran ejercicios articulares específicos con entornos virtuales interactivos. Los estudios identificados demostraron que este tipo de intervenciones producen mejoras significativas en movilidad, equilibrio y fuerza frente al ejercicio convencional, con niveles altos de motivación y aceptación. Su superioridad frente a los métodos tradicionales radica en que los entornos interactivos e inmersivos favorecen la

adherencia al tratamiento al hacer las sesiones más dinámicas y atractivas, eliminando el carácter monótono y repetitivo que caracteriza a la rehabilitación convencional. Adicionalmente, al no requerir equipamiento especializado ni la presencia continua de un terapeuta, estos ejercicios pueden ejecutarse tanto en entornos clínicos como domiciliarios, lo que los convierte en una técnica escalable con potencial de continuidad terapéutica fuera del centro de salud.

- ***Caminata.*** La evidencia revisada mostró mejoras consistentes en fuerza de miembros inferiores, equilibrio y reducción del riesgo de caídas mediante exergames de RV, especialmente cuando se incorporó retroalimentación en tiempo real, resultados superiores a los obtenidos con programas convencionales de marcha. A esto se sumó que la prueba de caminata de seis minutos es el criterio de evaluación estándar tanto en rehabilitación músculo-esquelética como respiratoria, lo que la convierte en una técnica transversal a ambas áreas. Su viabilidad de adaptación a un entorno virtual es directa, ya que puede representarse como un desplazamiento guiado dentro de un escenario inmersivo con retroalimentación continua, eliminando las barreras de espacio físico y supervisión presencial que limitan su práctica convencional, lo que la hace igualmente aplicable en un contexto domiciliario.

- ***Respiración diafragmática y labios fruncidos.*** La evidencia revisada mostró que la aplicación combinada de ambas técnicas produjo resultados superiores en función pulmonar, capacidad de ejercicio y percepción de disnea frente a su aplicación aislada o a la atención convencional. La incorporación de RV como complemento potenció aún más esos resultados, dado que los entornos inmersivos permiten guiar y retroalimentar al paciente sobre su patrón respiratorio en tiempo real, algo que la rehabilitación convencional no puede ofrecer de forma continua. Esta capacidad de guía autónoma hace que la técnica sea ejecutable desde casa, con monitoreo remoto, sin depender de la asistencia física de un profesional en cada sesión.

- ***Apnea controlada.*** En la misma línea de rehabilitación respiratoria, la evidencia revisada mostró que incorporar el entrenamiento de apnea estática como complemento a programas convencionales produjo mejoras adicionales en saturación de oxígeno durante el esfuerzo y en tolerancia a la hipoxia, beneficios que no se obtienen con la rehabilitación pulmonar convencional de forma aislada. Su inclusión en el sistema

permite además clasificar automáticamente los eventos de apnea durante la sesión, diferenciando las voluntarias dentro del protocolo terapéutico de las involuntarias, lo que agrega una capa de seguridad clínica que resulta especialmente relevante en un contexto de uso domiciliario sin supervisión directa.

- ***Evaluación del rango articular.*** La goniometría es el estándar clínico para medir objetivamente el grado de movimiento articular, identificar limitaciones y dar seguimiento a la evolución del paciente. En la rehabilitación convencional, esta evaluación requiere la presencia del terapeuta y un goniómetro físico, lo que la restringe al entorno clínico. La evidencia revisada confirmó que la evaluación articular puede integrarse en plataformas tecnológicas de rehabilitación mediante visión computacional, con resultados coherentes con los estándares clínicos de referencia, lo que permite trasladar esta evaluación al entorno domiciliario y hacerla continua, accesible y sin equipamiento adicional, superando una de las principales limitaciones del seguimiento convencional.

### **3.1.2 Esquema general del sistema**

La plataforma de RV para la rehabilitación de lesiones músculo-esqueléticas y respiratorias se compone de tres subsistemas complementarios, en donde se integran el entorno inmersivo de RV, el monitoreo respiratorio y el análisis del rango de movimiento articular, operando de manera coordinada durante las sesiones de rehabilitación. En la Figura 14 se presenta la estructura general del sistema.

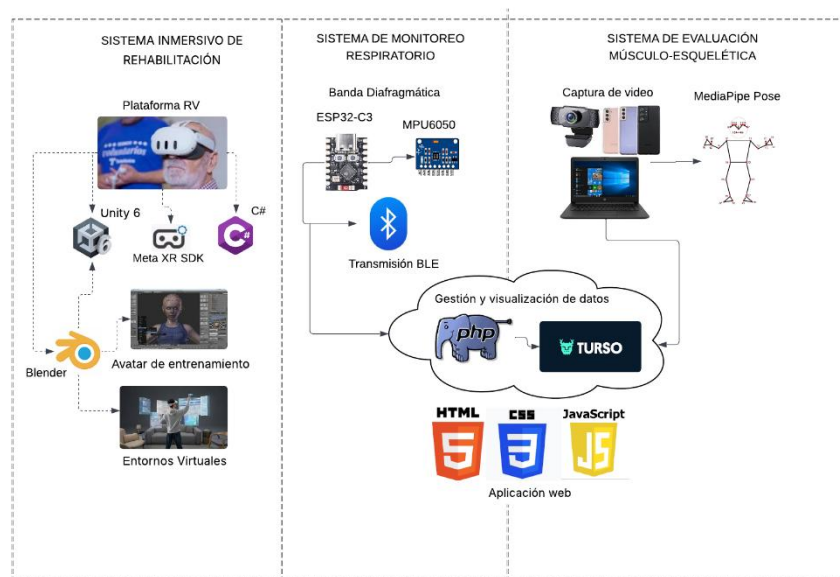


Figura 14. Esquema general del sistema.

El primer subsistema corresponde al sistema inmersivo de rehabilitación, conformado por una plataforma de RV desarrollada en Unity 6 e integrada con el Meta XR SDK. En este subsistema, los entornos virtuales y los avatares de entrenamiento fueron modelados en Blender. El paciente interactúa con el entorno a través del visor Meta Quest 3, ejecutando ejercicios para rehabilitación músculo-esquelética y respiratoria, guiado por instrucciones de audio y por un avatar que demuestra cada movimiento durante las sesiones.

El segundo subsistema corresponde al sistema de monitoreo respiratorio RespMon, compuesto por una banda diafragmática que integra el microcontrolador ESP32-C3 y el sensor inercial MPU6050. El dispositivo detecta los ciclos respiratorios del paciente, calculando los tiempos de inhalación, exhalación, la relación I:E y clasificando las apneas voluntarias. Los datos son transmitidos de forma inalámbrica mediante BLE hacia una aplicación web desarrollada en HTML, CSS y JavaScript, la cual gestiona y visualiza la información a través de un backend en PHP desplegado en Render, con almacenamiento persistente en Turso.

El tercer subsistema corresponde al sistema de evaluación músculo-esquelética ROMAnalyzer, que utiliza la cámara del dispositivo móvil para capturar el movimiento del paciente en tiempo real. Mediante MediaPipe Pose se detectan los

puntos de referencia del cuerpo y se calculan los ángulos articulares de hombro, codo, cadera, rodilla y tobillo de ambos lados. La información es gestionada y almacenada a través de una aplicación web con backend en PHP desplegado en Render y base de datos Turso, permitiendo al terapeuta consultar el historial de sesiones y agregar notas clínicas.

### 3.1.3 Plataforma de Realidad Virtual

#### a. Modelado de entornos y avatares en Blender

Se utilizó Blender para crear los entornos virtuales y los avatares de la plataforma, ya que este software permitió modelar los objetos, definir su apariencia visual y prepararlos para su integración en Unity. La Figura 15 presenta este proceso de forma general.

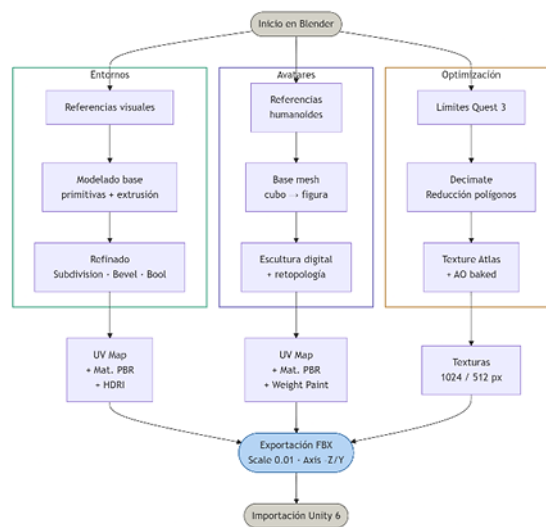


Figura 15. Flujo general del proceso de modelado de entornos y avatares en Blender.

#### b. Desarrollo del escenario de bosque

El escenario de bosque fue diseñado para acompañar ejercicios respiratorios y actividades de desplazamiento suave dentro del entorno virtual. Se buscó crear un espacio tranquilo y amplio, adecuado para favorecer la concentración, la relajación y la caminata terapéutica. Para su desarrollo, se partió de una base de general del terreno, sobre la cual se incorporaron elementos naturales como árboles, arbustos, césped,

rocas y caminos, además de objetos complementarios como bancas, con el propósito de reforzar la sensación de un entorno abierto y visualmente agradable, como se observa en la Figura 16.

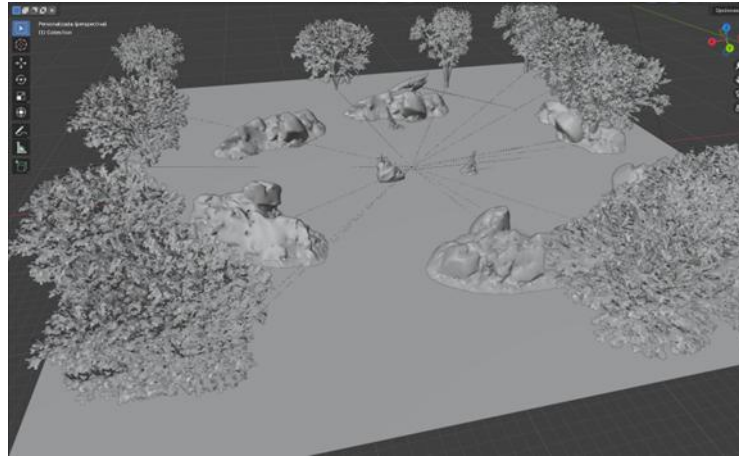


Figura 16. Vista general del escenario de bosque.

El entorno se organizó para que el usuario percibiera un espacio natural, sin perder claridad visual durante la realización de los ejercicios, obteniendo el resultado final que se muestra en la Figura 17.

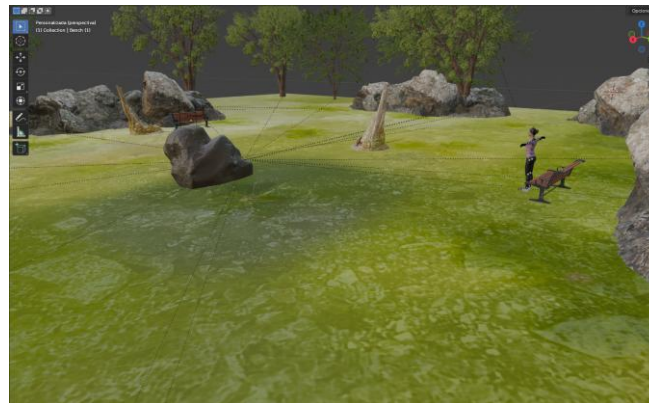


Figura 17. Modelo final del escenario de bosque para ejercicios de respiración.

### ***c. Desarrollo del escenario de gimnasio***

El escenario de gimnasio fue diseñado para la realización de ejercicios músculo-esqueléticos de tren superior e inferior. A diferencia del entorno de bosque, este espacio requirió una organización más estructurada, ya que debía transmitir de manera directa la idea de ejercicio físico y apoyo terapéutico. Su desarrollo se inició con el

modelado de la estructura interior, incorporando elementos como rack de pesas, barras, mancuernas, bancos y espejo, como se observa en la Figura 18. Además, se cuidó la proporción entre los objetos y el tamaño de los avatares para lograr una interacción más natural dentro del entorno.

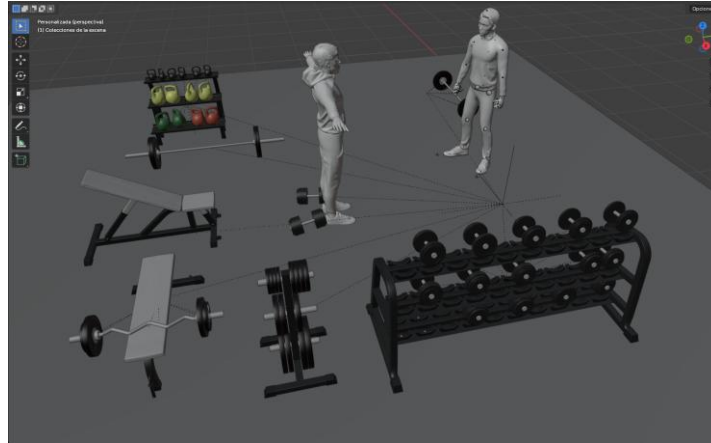


Figura 18. Modelado del escenario del gimnasio.

#### ***d. Desarrollo del escenario de vida cotidiana***

El escenario de vida cotidiana fue diseñado para representar un ambiente doméstico y relacionar la rehabilitación con actividades cercanas a la rutina del paciente. Para ello, se modeló una sala con elementos comunes del hogar, como sofá, mesa, sillas y estantería, cuyo resultado se muestra en la Figura 19. Además, se procuró que la distribución del mobiliario mantuviera coherencia espacial y que cada elemento aportara al contexto doméstico del entorno.

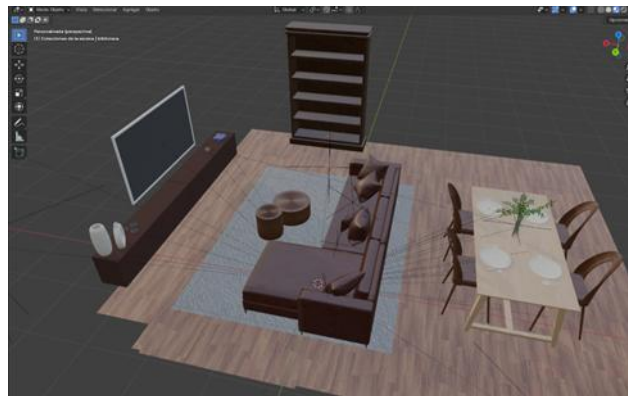


Figura 19. Modelado del escenario de vida cotidiana.

#### ***e. Incorporación y adaptación de los avatares del entrenador guía y del jugador***

Se incorporaron avatares para el entrenador guía y el jugador, considerando en ambos casos una versión masculina y una femenina. Estos personajes no fueron desarrollados desde cero en Blender, sino que se obtuvieron a partir de recursos tridimensionales descargados de una plataforma externa, seleccionados según su apariencia general, proporción corporal y compatibilidad visual con el entorno de la plataforma. Dos de los avatares se destinaron al entrenador guía, encargado de acompañar y mostrar la ejecución de los ejercicios, mientras que los otros dos se utilizaron para representar al jugador dentro de la plataforma, como se observa en la Figura 20. Posteriormente, se realizaron ajustes para su integración funcional, incluyendo la adaptación de escalas, la revisión de compatibilidad con el entorno y la preparación para incorporar físicas, animaciones y efectos necesarios para su comportamiento en Unity.



Figura 20. Avatares para entrenador guía y jugador.

#### ***f. Preparación de avatares para animación***

Al finalizar la etapa de modelado, los avatares fueron preparados para su animación dentro de la plataforma. Para ello, se les aplicó una estructura ósea o rig, mostrada en la Figura 21, que permitió ejecutar movimientos de manera adecuada dentro del entorno virtual. Durante este proceso, se revisó especialmente el comportamiento de articulaciones clave, como hombros, codos, cadera y rodillas, debido a su mayor participación en los ejercicios de rehabilitación. Esto permitió mejorar la naturalidad de los movimientos y la respuesta general de la malla.



Figura 21. Riggeado de avatares

### *g. Optimización de modelos para el Meta Quest 3*

Debido a que el Meta Quest 3 funciona como un dispositivo autónomo con recursos computacionales limitados, fue necesario optimizar todos los modelos antes de su exportación, con el fin de mantener la tasa nativa de 72 FPS del dispositivo y prevenir el cybersickness, fenómeno documentado como efecto adverso asociado a frecuencias de actualización insuficientes en sistemas HMD [77], [78], y cuya prevención constituye un requisito ergonómico establecido por la norma ISO 9241-394:2020. Para ello, en Blender se aplicaron diversas técnicas de optimización, entre ellas la reducción de polígonos mediante el modificador Decimate, conservando un umbral de error de curvatura inferior al 2 % para no afectar la forma percibida de los objetos; la limitación de la resolución de texturas a  $1024 \times 1024$  píxeles para los avatares y a  $512 \times 512$  píxeles para los objetos decorativos; la generación de mapas de oclusión ambiental baked en las texturas de los entornos para simular sombras de contacto sin aumentar el costo computacional; y la unificación de materiales mediante la técnica de Texture Atlas, que agrupó en una sola imagen las texturas de objetos con materiales similares para reducir la cantidad de materiales activos en la escena. Los resultados de este proceso de optimización se presentan en la Tabla 16.

Tabla 16. Reducción de polígonos aplicada a cada modelo durante la optimización en Blender.

| Modelo                      | Triángulos originales | Triángulos optimizados | Reducción |
|-----------------------------|-----------------------|------------------------|-----------|
| Avatar femenino completo    | ~85 000               | ~32 000                | 62 %      |
| Avatar masculino completo   | ~82 000               | ~30 000                | 63 %      |
| Entorno bosque (vegetación) | ~210 000              | ~75 000                | 64 %      |
| Equipamiento de gimnasio    | ~95 000               | ~40 000                | 58 %      |

| Modelo                 | Triángulos originales | Triángulos optimizados | Reducción |
|------------------------|-----------------------|------------------------|-----------|
| Entorno vida cotidiana | ~120 000              | ~48 000                | 60 %      |

#### *h. Exportación e integración en Unity 6*

Culminado el modelado de los entornos y los avatares en Blender, se procedió a importarlos en Unity 6 para iniciar la construcción funcional de la plataforma. Se verificó que cada modelo conservara una escala adecuada, una orientación correcta y la compatibilidad necesaria con el sistema de animación, los materiales y las interacciones del proyecto, como se muestra en la Figura 22.

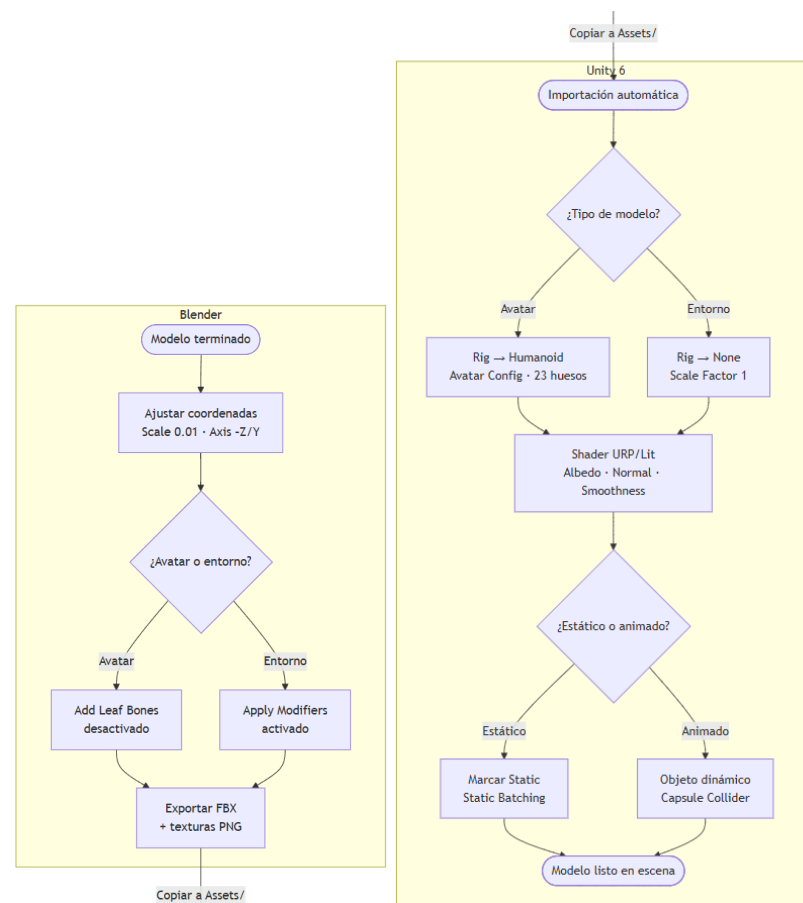


Figura 22. Diagrama de flujo de exportación e importación de Blender a Unity.

#### *i. Exportación de modelos desde Blender en formato FBX*

Los modelos se exportaron en formato FBX, ya que permitió conservar la geometría, la jerarquía de objetos y, en el caso de los personajes, la estructura necesaria para su uso en Unity. Cada entorno se organizó y exportó por separado, mientras que los

avatares se manejaron de forma independiente para facilitar su configuración en animaciones y compatibilidad humanoide. Además, se verificó la correcta integración de los modificadores aplicados previamente en Blender, especialmente en los modelos que ya habían sido optimizados.

#### *j. Configuración del proyecto Unity 6 para Meta Quest 3*

Luego de preparar los modelos, se configuró el entorno de Unity para garantizar su correcto funcionamiento con Meta Quest 3. Se utilizó una plantilla 3D compatible con URP, por su mejor relación entre calidad visual y rendimiento para un visor autónomo. Desde Build Profiles se habilitó la plataforma Meta Quest y se instaló el complemento OpenXR, como se muestra en la Figura 23.

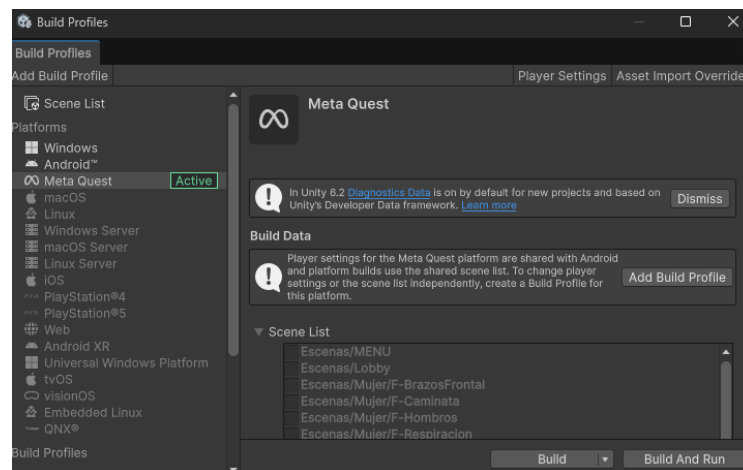


Figura 23. Adaptación de entorno de Unity para Meta

Posteriormente se instaló el Meta XR All-in-One SDK para centralizar las dependencias necesarias para el desarrollo en Quest, como se muestra en la Figura 24.

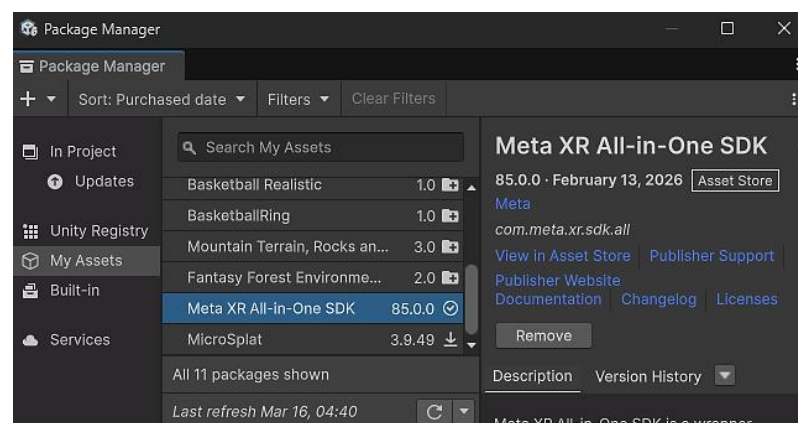


Figura 24. Integración de paquete Meta XR All-in-One SDK

Finalmente, mediante el Project Setup Tool de Meta se validaron y corrigieron los parámetros de Android, compatibilidad gráfica y opciones XR requeridas para la ejecución en el visor, como se muestra en la Figura 25.

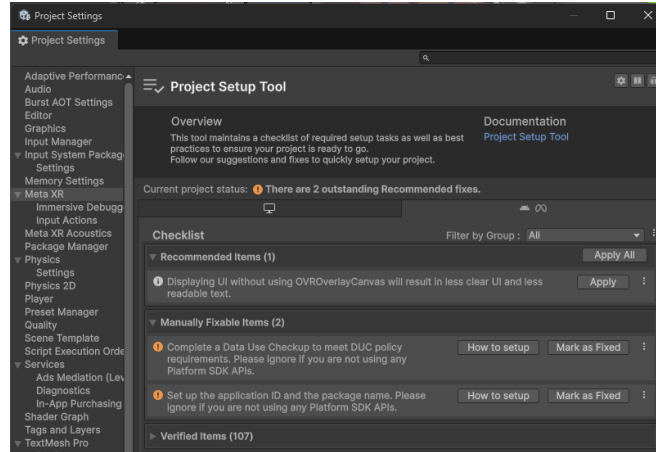


Figura 25. Validación de configuración de proyecto con Project Setup Tool

#### ***k. Importación y configuración de modelos en Unity***

Con el proyecto ya preparado para Meta Quest 3, los archivos FBX exportados desde Blender se importaron a la carpeta de activos de Unity. El motor reconoció automáticamente la geometría, pero fue necesario revisarla manualmente para asegurar el correcto funcionamiento de cada modelo dentro del entorno virtual. En los entornos, se verificaron la escala, las lecturas normales y la organización de los objetos, ya que estos aspectos influyen en la iluminación y la apariencia de la escena. En los avatares, la configuración se centró en su definición como personajes humanoides para permitir el uso adecuado de animaciones y mantener la compatibilidad con el sistema de retargeting de Unity. Finalmente, los objetos de cada escena se clasificaron como estáticos o dinámicos, lo que ayudó a optimizar el renderizado y reducir la carga gráfica en tiempo real.

#### ***l. Configuración de Colisionadores y Building Blocks de Meta XR***

Con los modelos ya importados y organizados en Unity, el siguiente paso consistió en preparar la parte funcional del entorno, incluyendo las colisiones, el desplazamiento y

la interacción dentro de la experiencia inmersiva. Aunque los escenarios ya estaban integrados a nivel visual, todavía era necesario convertirlos en espacios realmente utilizables desde el visor Meta Quest 3.

- **Configuración de colisionadores en los objetos del entorno.** Los colisionadores se configuraron para evitar que el usuario atravesara superficies, mobiliario u objetos importantes dentro de los escenarios, lo que permitió dar mayor coherencia espacial a la experiencia y delimitar mejor las zonas transitables. En objetos de geometría simple, como pisos, paredes y bancas, se utilizó Box Collider, ya que resultó ser ligero y suficiente para formas sencillas de representar, como se muestra en la Figura 26. En cambio, para objetos con estructuras menos regulares, como parte del equipamiento del gimnasio o algunos muebles del entorno doméstico, se empleó Mesh Collider, con el fin de lograr una interacción espacial más natural.

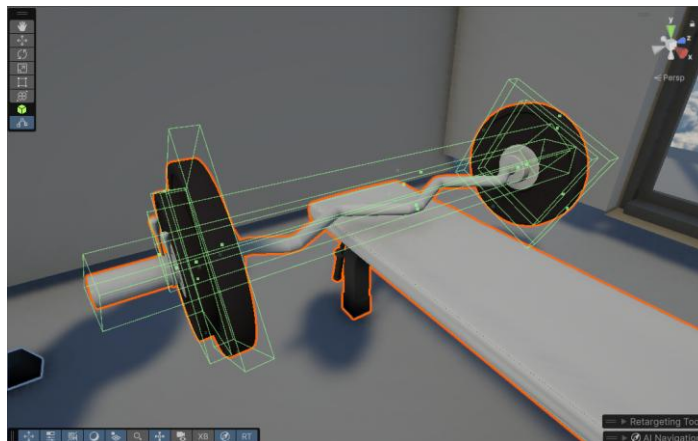


Figura 26. Colisionadores tipo Box Collider en una barra Z

- **Integración de Building Blocks de Meta XR.** Recursos utilizados como base para implementar las principales funciones de interacción dentro de la plataforma, como se muestra en la Figura 27. Debido a su estructura modular, fue posible incorporar componentes ya preparados para RV sin necesidad de desarrollar toda la lógica desde cero, lo que agilizó la implementación y aseguró la compatibilidad con el ecosistema de Meta Quest.

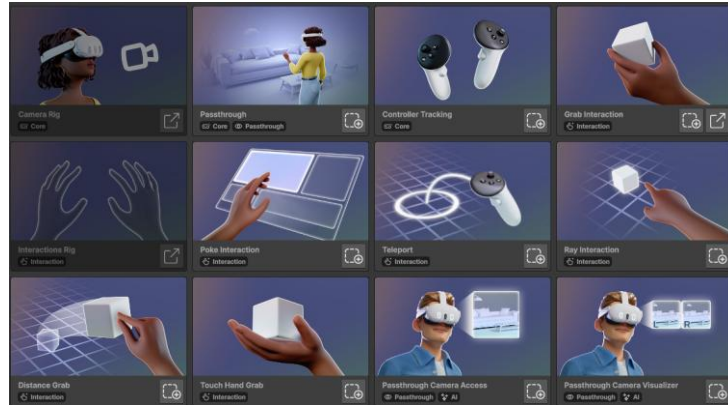


Figura 27. Building Blocks de Meta

El primer bloque utilizado fue el Camera Rig, que sirvió como base para representar la presencia del usuario dentro de cada escena, al gestionar la posición y orientación del visor, así como la referencia de las manos o de los controladores, según el modo de interacción activo, como se muestra en la Figura 28. También se incorporó el sistema de Ray Interaction, que permitió utilizar un puntero proyectado desde los controladores para seleccionar botones, menús y otros elementos del Canvas en modo World Space, facilitando la navegación entre escenas y mejorando la usabilidad general del sistema. Además, el Hand Tracking se integró de manera específica según la escena, con el propósito de ampliar las posibilidades de interacción cuando el usuario no utilizara directamente los mandos.



Figura 28. Building Block de Camera Rig dentro del Avatar.

- **Implementación del espejo virtual en el entorno de gimnasio.** Elemento representativo del entorno de gimnasio, permitió al usuario observar su ejecución corporal mientras realizaba los ejercicios. Su implementación se basó en una cámara

secundaria vinculada a una RenderTexture, proyectada en tiempo real sobre la superficie del espejo modelado previamente en Blender. Esta cámara capturó la escena desde una posición ajustada al plano del espejo, de modo que la imagen generada se aplicó como textura sobre el material del objeto, creando un efecto de reflejo funcional dentro del entorno virtual, como se muestra en la Figura 29. Desde el punto de vista de la rehabilitación, este componente fortaleció la autoobservación del paciente al brindarle una referencia visual adicional sobre su postura corporal mientras seguía la demostración del avatar guía.

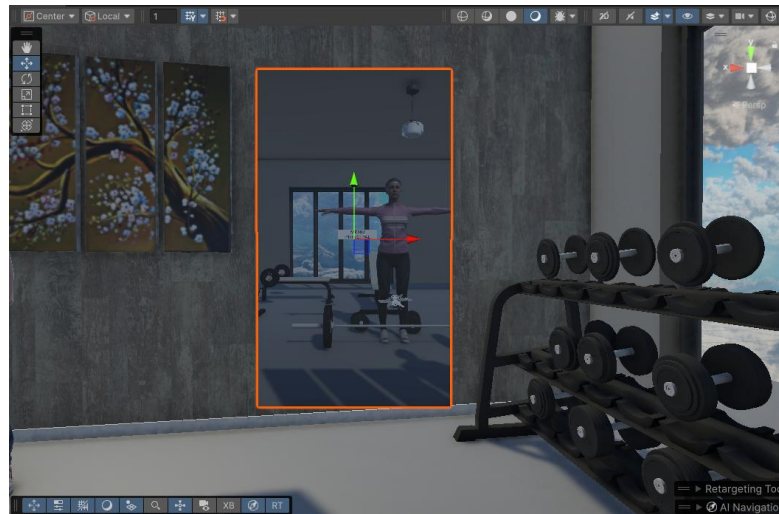


Figura 29. Espejo en escena de gimnasio para una mejor sensación de feedback

### ***m. Menú principal y sistema de navegación***

El menú principal se implementó como una escena independiente con un Canvas en modo World Space, lo que permitió que la interfaz flotante se integrara en el espacio tridimensional y pudiera manipularse desde el visor mediante Ray Interaction XR, como se muestra en la Figura 30. Cada botón se vinculó con su escena correspondiente a través del script LoadSceneButton.cs, de modo que, al seleccionar un módulo se cargara directamente el entorno asociado.



Figura 30. Menú de inicio de la plataforma de Rehabilitación.

En cada escena de ejercicio se incorporó un botón de retorno, gestionado por el script `BackToMenu.cs`, como se muestra en la Figura 31. Este botón permitió al usuario volver al menú principal en cualquier momento sin necesidad de salir de la aplicación.

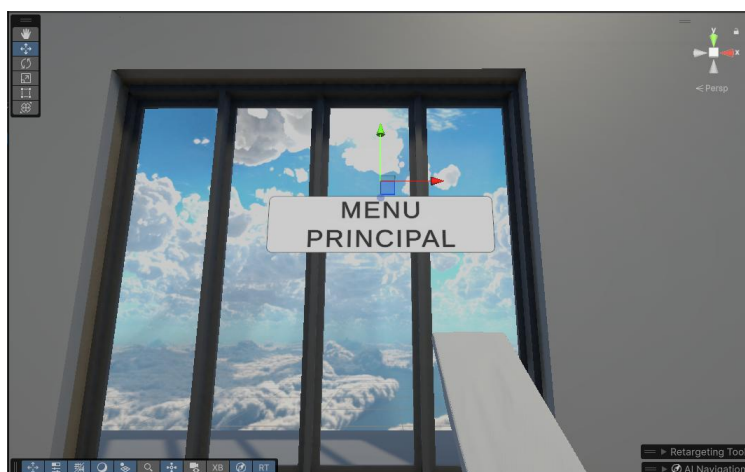


Figura 31. Botón de regreso al menú principal.

#### ***n. Construcción de los módulos en el entorno de gimnasio***

Los módulos del entorno de gimnasio fueron destinados a los ejercicios de rehabilitación músculo-esquelética de tren superior e inferior, descritos en la Tabla 17.

Tabla 17. Escenas de gimnasio implementadas con sus ejercicios y controladores de Unity

| Escena en Unity     | Ejercicio                    | Controlador principal |
|---------------------|------------------------------|-----------------------|
| F/M-BrazosFrontal   | Elevación frontal            | UIManager y Animator  |
| F/M-Hombros         | Press de hombro              | UIManager y Animator  |
| F/M-laterales       | Giro de torso de pie         | UIManager y Animator  |
| F/M-SentadillaLibre | Sentadilla libre             | UIManager y Animator  |
| F/M-SentadillaPesa  | Sentadilla frontal con barra | UIManager y Animator  |

En cada escena se colocó el avatar guía en una posición visible para el usuario, acompañado del equipamiento del gimnasio y del espejo virtual, lo que proporcionó una referencia frontal del movimiento y un apoyo visual adicional mediante el reflejo, como se muestra en la Figura 32.



Figura 32. Escenario de gimnasio con avatares y objetos renderizados

Cada módulo se trató como una escena independiente, controlada por los scripts UIManager y SquatRoutineController según el tipo de ejercicio, manteniendo una estructura similar entre escenas para facilitar la navegación y la experiencia del paciente.

#### ***o. Construcción de los módulos en el entorno de bosque***

El entorno de bosque albergó tres módulos: respiración diafragmática dirigida, apnea controlada en sedestación y caminata de seis minutos. En los módulos respiratorios, el avatar guía estuvo acompañado por un indicador visual controlado por BreathVisualCue que representaba en tiempo real las fases de inspiración, espiración y apnea; y un audio de simulación de respiración programado en intervalos definidos, como se muestra en la Figura 33.



Figura 33. Escenario de bosque con avatares y objetos renderizados

El módulo de caminata fue gestionado por el script SixMinuteWalkTest.cs, el cual incorporó un temporizador de seis minutos acompañado de una música suave, como se muestra en la Figura 34.

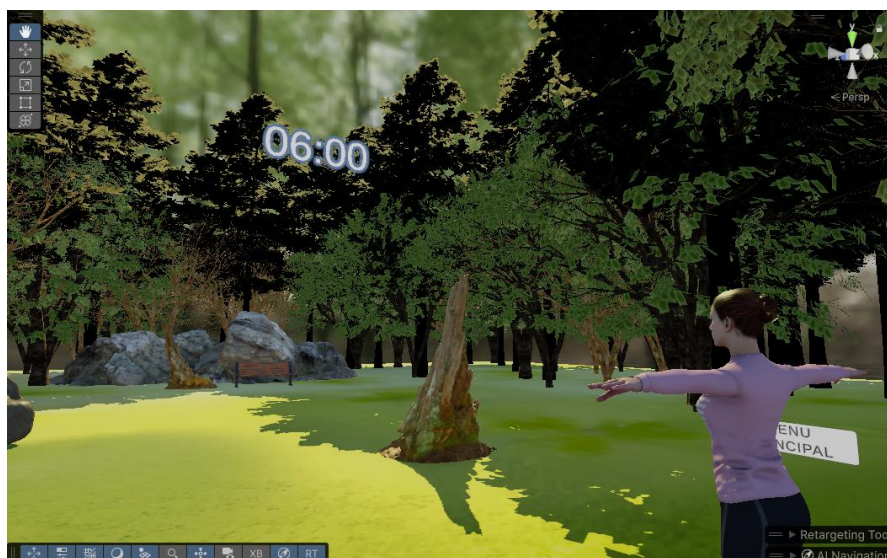


Figura 34. Contador integrado en ejercicio de caminata

#### ***p. Construcción de la escena de vida cotidiana***

La escena de vida cotidiana representó una secuencia de movimientos funcionales del hogar, como incorporarse desde una posición sedente, alcanzar objetos y desplazarse por una habitación, en lugar de ejercicios aislados y repetitivos. Permitiendo que el paciente asociara la rehabilitación con situaciones cercanas a su vida diaria, como se muestra en la Figura 35.



Figura 35. Escenario de vida cotidiana con avatar y objetos renderizados

#### q. Sistema de animaciones y coach de entrenamiento

Una vez organizadas las escenas y los avatares integrados dentro de Unity, se trabajó en la parte de animación y acompañamiento verbal. Estas decisiones de diseño técnico buscan que el usuario ejecute los ejercicios correctamente y perciba la experiencia como guiada, aspectos que se corresponden con los criterios de efectividad y satisfacción del usuario definidos por la norma ISO 9241-11:2018. En la Figura 36 se muestra la estructura general de configuración de animaciones y audios.

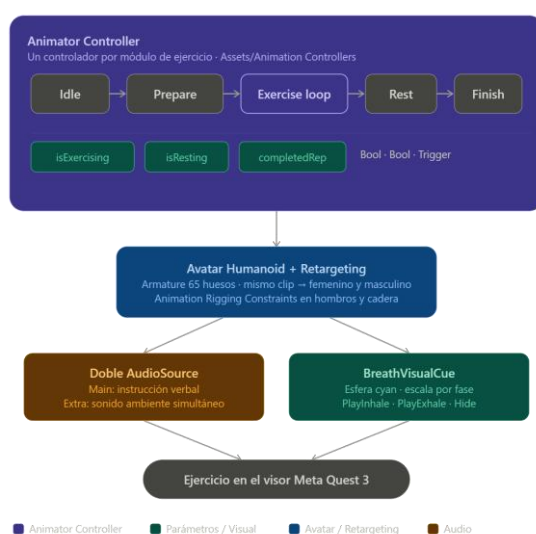


Figura 36. Estructura de configuración de animaciones y audios.

- **Configuración de Animator Controllers.** Para cada módulo de ejercicio se implementó un Animator Controller independiente, lo que permitió organizar el comportamiento del avatar según el tipo de rutina sin mezclar estados que no correspondieran a todos los ejercicios. La estructura de cada controlador siguió una secuencia definida: estado de reposo, fase de preparación, ejecución repetitiva del ejercicio, descanso y retorno a la postura base, como se muestra en la Figura 37. Las transiciones entre estados fueron controladas mediante variables booleanas y disparadores enlazados con los scripts principales del sistema, de modo que la animación avanzara en sincronía con la lógica de cada ejercicio y no de manera aislada,

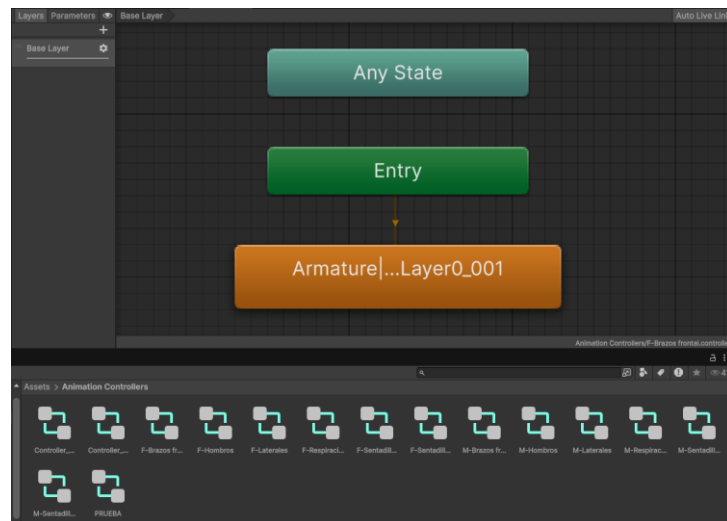


Figura 37. Animation Controller de animación de sentadilla.

- **Coach de entrenamiento con apoyo de audio.** El sistema de acompañamiento verbal fue implementado mediante dos componentes AudioSource por escena, como se muestra en la Figura 38. El primero gestionó las instrucciones principales del ejercicio y el segundo quedó destinado a sonidos de apoyo reproducibles simultáneamente, evitando que un audio interrumpiera al otro. En los módulos respiratorios esta estructura tuvo especial relevancia, ya que las instrucciones de voz se sincronizaron directamente con las fases del ciclo respiratorio, reproduciendo indicaciones para inspirar, sostener o exhalar en coordinación con la fase activa, mientras que el segundo canal mantuvo los sonidos ambientales del entorno.

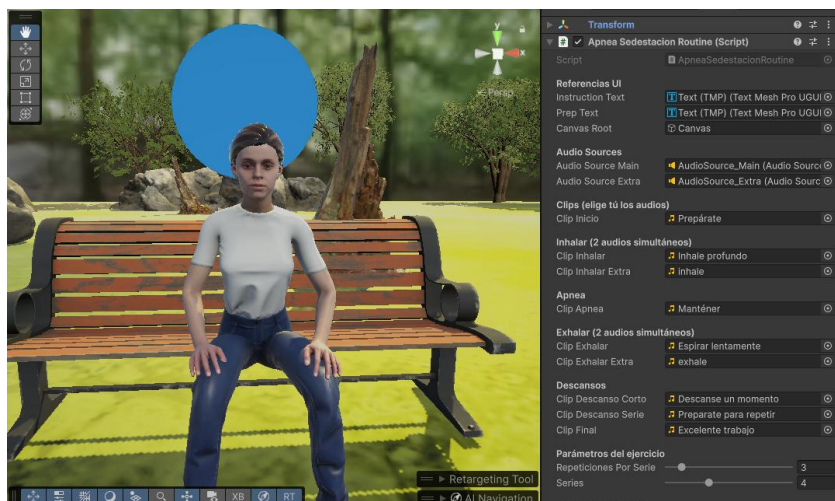


Figura 38. Coach de entrenamiento y configuración de audios

### r. Scripts de control de sesión y lógica de ejercicio

La lógica de la plataforma está gobernada por un conjunto de scripts de C# que gestionan la navegación entre escenas, la selección del avatar, la secuenciación temporal de los ejercicios y el control dinámico de los Canvas de interfaz. En la Tabla 18 se resumen los scripts desarrollados y sus responsabilidades.

Tabla 18. Scripts de C# desarrollados y sus responsabilidades en la plataforma.

| Script                           | Responsabilidad                                                                           | Escenas de uso         |
|----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------|
| LoadSceneButton.cs               | Carga la escena asignada al presionar un botón, con bandera anti-doble clic.              | MENU, Lobby            |
| BackToMenu.cs                    | Retorna a la escena MENU desde cualquier módulo activo.                                   | Todos los módulos      |
| MenuController.cs                | Gestiona la selección de sexo y ejercicio con retroalimentación visual de color.          | MENU bosque            |
| EjercicioController.cs           | Activa el avatar correcto y reproduce el audio correspondiente según GameManager.         | Respiración, Caminata  |
| SixMinuteWalkTest.cs             | Temporizador de 6 min con audios de motivación programados y pausa externa.               | f-caminata, M-Caminata |
| DiaphragmaticBreathingRoutine.cs | Secuencia de respiración diafragmática con ciclos/series configurables y BreathVisualCue. | F/M-Respiracion        |
| ApneaSedestacionRoutine.cs       | Apnea controlada con cuenta atrás visual, rango aleatorio y doble AudioSource.            | F/M-Respiracion        |
| FloatingArrow.cs                 | Levitación sinusoidal y rotación continua de la flecha de orientación.                    | Bosque, Lobby          |

El GameManager implementa el patrón Singleton mediante el método DontDestroyOnLoad, lo que preserva la selección de sexo del avatar entre escenas sin

necesidad de parámetros de escena ni PlayerPrefs. Las rutinas respiratorias DiaphragmaticBreathingRoutine y ApneaSedestacionRoutine constituyeron los scripts de mayor complejidad temporal, ya que su lógica de secuenciación se implementó mediante corrutinas de C# con suspensiones yield return new WaitForSeconds, garantizando el funcionamiento correcto sin bloquear el hilo principal de Unity. Todos los parámetros están expuestos como campos públicos en el Inspector de Unity, lo que permite al fisioterapeuta ajustar la prescripción de cada paciente directamente desde la aplicación sin modificar el código.

#### ***s. Generación del APK y Despliegue en el Meta Quest 3***

Con la plataforma estructurada en Unity y todos sus módulos funcionando de manera estable, se procedió a su ejecución directa en el visor Meta Quest 3, lo que permitió validar el comportamiento de la aplicación fuera del editor en condiciones más cercanas al uso real, como se muestra en la Figura 39.

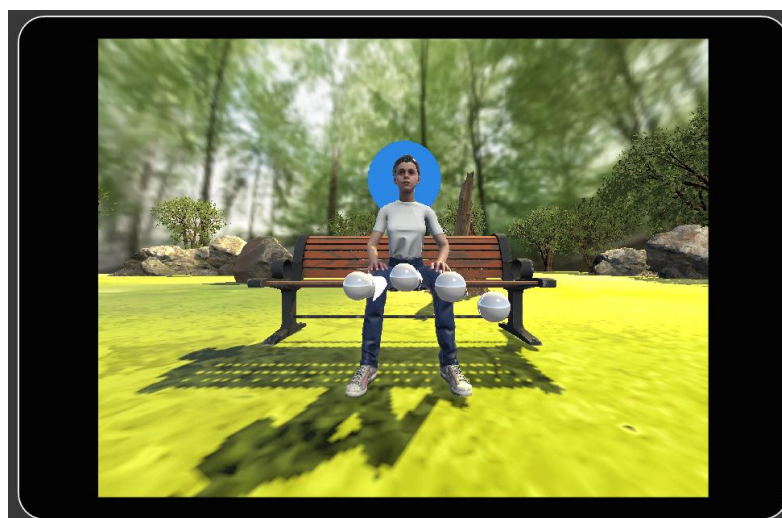


Figura 39. Simulación de prueba de la plataforma

#### ***t. Compilación del APK***

El archivo ejecutable de la aplicación fue generado en formato APK, utilizado por Android y por Meta Quest 3 para instalar aplicaciones fuera de la tienda oficial. Previo a la compilación, se verificó que todas las escenas estuvieran incluidas en Build Settings en el orden correcto de acuerdo con la lógica de navegación de la plataforma, ubicando la escena de Lobby en el índice inicial, seguida del menú principal y los

módulos de ejercicio, como se muestra en la Figura 40. En Player Settings se configuró el nombre del paquete como com.uta.rvrehab y se habilitó la compilación con IL2CPP, opción que convierte el código C# en una forma optimizada para su ejecución en arquitectura ARM64, mejorando la estabilidad y compatibilidad de la aplicación en el visor.

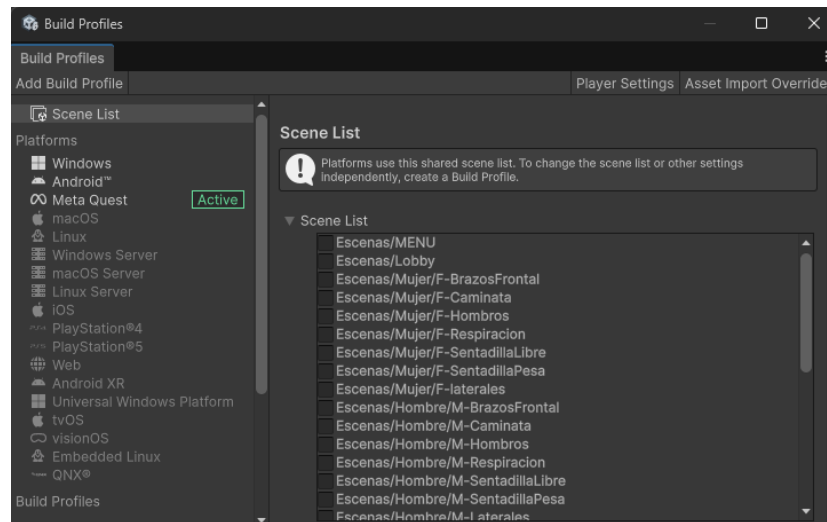


Figura 40. Lista de escenas incluidas para crear la APK.

#### ***u. Instalación en Meta Quest 3 mediante sideloading con ADB***

Al tratarse de un prototipo de investigación, la instalación se realizó mediante sideloading con Android Debug Bridge (ADB), permitiendo transferir la aplicación directamente desde el computador al visor sin pasar por la tienda oficial de Meta. Para ello, se activó el Modo Desarrollador en el visor a través de la aplicación de Meta, se conectó el Meta Quest 3 al computador mediante cable USB-C con Meta Quest Developer Hub y se aceptó el permiso de depuración desde el propio visor, como se muestra en la Figura 41. La conexión fue verificada mediante el comando `adb devices` para confirmar que el visor apareciera correctamente identificado en la terminal.

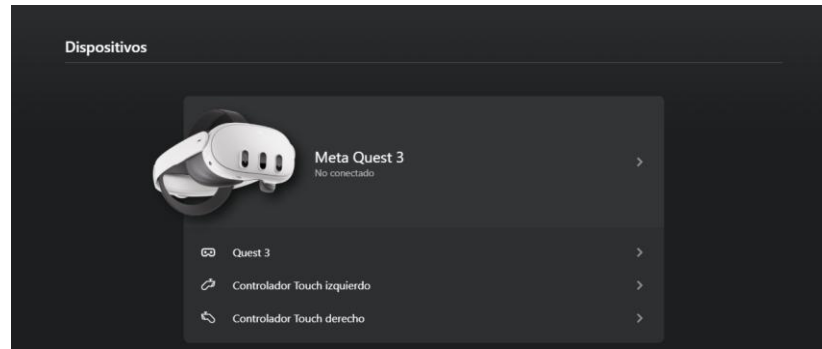


Figura 41. Sincronización de gafas Meta Quest 3 con la aplicación en Windows

#### ***v. Pruebas funcionales y de rendimiento en dispositivo***

Con la aplicación instalada en el Meta Quest 3, se realizaron pruebas directamente en el dispositivo para validar la fluidez de imagen, los tiempos de carga entre escenas y el consumo de recursos durante sesiones continuas, tomando como marco de referencia las normas ISO/IEC 25010:2023, ISO 9241-394:2020 e ISO 9241-11:2018.

Dado que la aplicación se ejecuta de forma autónoma sin depender de una computadora externa, el procesamiento gráfico recae sobre el hardware interno del visor. Se estableció como objetivo la frecuencia nativa de 72 FPS definida por el fabricante para aplicaciones standalone, en cumplimiento del requisito ergonómico de mantener una tasa de fotogramas estable para la prevención de cinetosis visualmente inducida (VIMS) establecido por la norma ISO 9241-394:2020. Este umbral es consistente con la evidencia científica que demuestra, mediante medición electroencefalográfica, que frecuencias superiores a 60 FPS reducen significativamente la actividad cerebral asociada al malestar por movimiento virtual [77], y que una mayor fluidez de imagen mejora la experiencia del usuario y reduce la sensación de mareo o malestar causada por el movimiento dentro del entorno virtual [78].

Se registró una tasa promedio de 72 FPS en las escenas de gimnasio y vida cotidiana, mientras que en el entorno de bosque el valor se ubicó entre 68 y 70 FPS debido a la mayor densidad de vegetación, manteniéndose en ambos casos por encima del umbral de 60 FPS considerado seguro para la experiencia inmersiva sin efectos adversos para el usuario. El tiempo de carga entre escenas se mantuvo por debajo de 3 segundos y el consumo de memoria no superó los 3.2 GB de RAM durante sesiones de 10 minutos,

resultados que se enmarcan en los criterios de comportamiento temporal y utilización de recursos de la norma ISO/IEC 25010:2023, y que contribuyeron a una interacción efectiva y satisfactoria del usuario conforme a la norma ISO 9241-11:2018.

#### 3.1.4 ROMAnalyzer

Se desarrolló la herramienta web complementaria a la plataforma de RV, orientada a dispositivos Android, para medir el rango de movimiento articular (ROM) en tiempo real sin requerir equipamiento especializado, operando directamente desde la cámara del dispositivo, en este caso un celular. Para ello, se integró la librería de visión artificial MediaPipe Pose para detectar los landmarks corporales del paciente y calcular los ángulos de las principales articulaciones del miembro superior e inferior mediante operaciones vectoriales.

##### *a. Interfaz de usuario*

La interfaz de usuario se desarrolló en HTML5, CSS3 y JavaScript, contenida en un único archivo HTML. Además, consta de tres pantallas independientes con visibilidad controlada mediante la clase CSS off, es decir, únicamente una pantalla permanece activa en cada momento, acorde con la regla CSS que oculta las pantallas inactivas, mostrada en la Figura 42.

```
.screen { position:fixed; inset:0; display:flex; flex-direction:column; overflow:hidden; }  
.screen.off { display:none !important; }
```

Figura 42. Clase CSS de las pantallas.

- **Pantalla de cámara.** La pantalla de cámara se desarrolló como la vista principal de evaluación de ROMAnalyzer. Usa un video para mostrar la cámara en vivo y un canvas encima para dibujar el esqueleto articular detectado por MediaPipe en tiempo real. También incluye botones flotantes para guardar la sesión, reiniciar la medición y cambiar entre cámara frontal o trasera. En la parte inferior muestra un panel dinámico con los ángulos articulares calculados, el movimiento detectado y el valor máximo alcanzado durante la evaluación.

- **Pantalla de sesiones.** Presenta el historial de sesiones registradas, permite buscarlas por paciente o número de sesión, muestra el contador de registros disponibles e incluye la opción de importar sesiones externas en formato JSON.
- **Pantalla de detalle de sesión.** Muestra la información completa de una sesión seleccionada, incluyendo datos del paciente, notas clínicas, resultados articulares por tren superior e inferior y el registro de mediciones. Su contenido se genera dinámicamente mediante JavaScript según la sesión activa.

### b. MediaPipe Pose

El sistema integra la librería de inteligencia artificial MediaPipe Pose v0.5, cargada desde CDN junto con sus utilidades de dibujo, como se muestra en la Figura 43.

```
<script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/@mediapipe/drawing_utils@0.3/drawing_utils.js" crossorigin="anonymous"></script>
<script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/@mediapipe/pose@0.5/pose.js" crossorigin="anonymous"></script>
```

Figura 43. Carga de MediaPipe Pose mediante CDN.

Se creó el detector pose con una configuración de complejidad media, suavizado de landmarks y umbrales de confianza del 50% en detección y seguimiento para equilibrar precisión y rendimiento en dispositivos móviles. Además, se registró onResults para procesar los resultados y se inicializó el modelo WebAssembly (WASM) mediante await pose.initialize() y finalmente se activó la cámara con await startCam() para la estimación de pose corporal en tiempo real, como se observa en la Figura 44.

```
async function initPose() {
  ldMsg('Cargando modelo de pose...');
  pose = new Pose({ locateFile: f => `https://cdn.jsdelivr.net/npm/@mediapipe/pose@0.5/${f}` });
  pose.setOptions({
    modelComplexity: 1, smoothLandmarks: true,
    enableSegmentation: false, smoothSegmentation: false,
    minDetectionConfidence: 0.5, minTrackingConfidence: 0.5
  });
  pose.onResults(onResults);
  ldMsg('Inicializando modelo WASM...');
  await pose.initialize();
  ldMsg('Activando cámara...');
  await startCam();
}
```

Figura 44. Inicialización y configuración del modelo MediaPipe Pose

Se creó la función startCam(mode) para activar la cámara del dispositivo mediante getUserMedia, con opción de elegir cámara frontal o trasera y una resolución ideal de

640x480 píxeles. Esta resolución permite detectar los puntos corporales con buena calidad y mantener un buen rendimiento del dispositivo, desde gama media en adelante, en tiempo real. La función intenta primero usar esta configuración y, si falla, recurre a una captura básica de video. Luego, el flujo de video se asigna al elemento vid, se inicia su reproducción, se aplica el efecto espejo para la cámara frontal y se ejecuta loop() para comenzar el análisis de pose corporal, como se muestra en la Figura 45.

```
async function startCam(mode) {
  if (mode) facingMode = mode;
  let stream = null;
  for (const c of [{ video: { facingMode, width: { ideal: 640 }, height: { ideal: 480 } } }, { video: true }]) {
    try { stream = await navigator.mediaDevices.getUserMedia(c); break; } catch (e) {}
  }
  if (!stream) throw new Error('No se pudo acceder a la cámara');
  vid.srcObject = stream;
  await new Promise(res => { vid.onloadedmetadata = res; });
  await vid.play();
  vid.style.transform = facingMode === 'user' ? 'scaleX(-1)' : 'scaleX(1)';
  cameraOn = true;
  document.getElementById('ld').style.opacity = '0';
  setTimeout(() => document.getElementById('ld').style.display = 'none', 400);
  setStatus('warn', 'Buscando...');
  loop();
}
```

Figura 45. Acceso a la cámara e inicio del bucle de inferencia.

El análisis continuo en tiempo real fue posible gracias a la función loop(), que verifica si la cámara está activa, comprueba que el video tenga datos disponibles, ajusta el tamaño del canvas al tamaño real del video y envía cada fotograma a MediaPipe mediante pose.send(). Finalmente, repite el proceso, permitiendo la detección corporal de forma continua, como se muestra en la Figura 46.

```
async function loop(){
  if(!cameraOn) return;
  if(vid.readyState>=2){
    const w=vid.videoWidth||640,h=vid.videoHeight||480;
    if(cvs.width!==w||cvs.height!==h){cvs.width=w;cvs.height=h;}
    try{await pose.send({image:vid});}catch(e){}
  }
  requestAnimationFrame(loop);
}
```

Figura 46. Bucle de inferencia con requestAnimationFrame.

La función onResults(res) permitió procesar los resultados generados por MediaPipe Pose en cada fotograma, limpiar y actualizar el canvas, dibujar los puntos corporales

y las conexiones del esqueleto, verificar la visibilidad de los landmarks y organizar las articulaciones por lado derecho e izquierdo. Además, ejecutó el cálculo de los ángulos articulares, actualizó el panel de mediciones y mostró una advertencia cuando no se detectaba una persona, como se observa en la Figura 47.

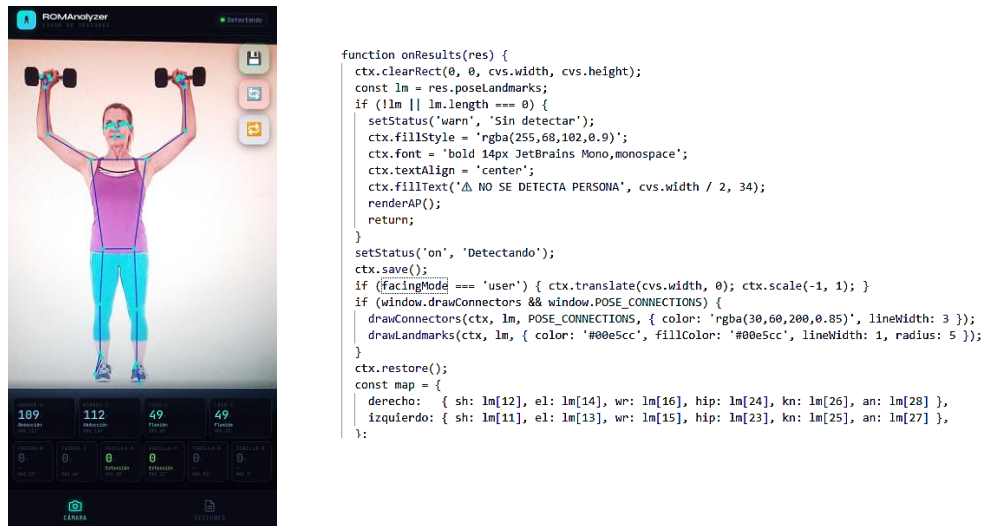


Figura 47. Procesamiento de resultados y puntos de referencia articulares

### c. Cálculo de ángulos articulares

El cálculo de los ángulos articulares se implementó en JavaScript teniendo en cuenta el lado izquierdo (L) y derecho (R) del cuerpo, donde cada articulación se asocia con el índice del landmark corporal detectado. Con base en estos puntos, se evaluaron las articulaciones presentadas en la Tabla 19.

Tabla 19. Puntos de referencia por articulación.

| Articulación | Puntos de referencia                             |
|--------------|--------------------------------------------------|
| Hombro       | Hombro [11,12], codo [13,14], cadera [23,24]     |
| Codo         | Hombro [11,12], codo [13,14], muñeca [15,16]     |
| Cadera       | Hombro [11,12], cadera [23,24], rodilla [25,26]  |
| Rodilla      | Cadera [23,24], rodilla [25,26], tobillo [27,28] |
| Tobillo      | Rodilla [25,26], tobillo [27,28], ref [0,-1]     |

Para el análisis de cada lado del cuerpo, se estableció una visibilidad mínima del 75% en los landmarks utilizados por cada articulación y un umbral mínimo de movimiento activo igual a cero, como se muestra en la Figura 48. Esta configuración permite procesar únicamente puntos corporales con suficiente confiabilidad y registrar los movimientos detectados por MediaPipe, reduciendo posibles errores causados por

landmarks poco visibles. Además, se requiere que el movimiento se mantenga durante tres fotogramas consecutivos antes de actualizar valores estables, por lo que una buena iluminación, enfoque y posición corporal son importantes para mejorar la precisión del sistema.

```
// Umbral mínimo de movimiento activo
const THR = 0;
// Visibilidad mínima MediaPipe
const VIS = 0.75;
// Frames consecutivos antes de actualizar el máximo
const STABLE_FRAMES = 3;
const META = {
  flexion_hombro: { n: 'Flexión', r: 'superior' },
  extension_hombro: { n: 'Extensión', r: 'superior' },
  abduccion_hombro: { n: 'Abducción', r: 'superior' },
  flexion_codo: { n: 'Flexión', r: 'superior' },
  extension_codo: { n: 'Extensión', r: 'superior' },
  flexion_cadera: { n: 'Flexión', r: 'inferior' },
  extension_cadera: { n: 'Extensión', r: 'inferior' },
  abduccion_cadera: { n: 'Abducción', r: 'inferior' },
  flexion_rodilla: { n: 'Flexión', r: 'inferior' },
  extension_rodilla: { n: 'Extensión', r: 'inferior' },
  dorsiflexion_tobillo: { n: 'Dorsiflexión', r: 'inferior' },
  flexion_plantar_tobillo: { n: 'Flex.Plantar', r: 'inferior' },
};
```

Figura 48. Mapeo de landmarks y filtro de visibilidad.

MediaPipe proporciona coordenadas tridimensionales (x, y, z), pero solo se utilizaron x e y del plano de la imagen (2D), debido a que z es estimada y podría introducir ruido e inestabilidad en las mediciones, en este caso, al usarse solo en un celular y con enfoque frontal. Cuando la visibilidad es suficiente, el sistema calcula los ángulos articulares a partir de tres puntos anatómicos proporcionados por MediaPipe Pose. Con estos puntos, se construyen dos vectores con origen en la articulación y se aplica el producto punto para determinar el ángulo entre ambos, de acuerdo con la Ecuación 6.

$$\theta = \cos^{-1} \left( \frac{\vec{v}_1 \cdot \vec{v}_2}{\|\vec{v}_1\| \|\vec{v}_2\|} \right) \quad (6)$$

El cociente del producto punto entre las normas se limita al rango  $[-1, 1]$  antes de aplicar  $\text{Math.acos}()$ , evitando errores numéricos por redondeo de punto flotante. El ángulo resultante en radianes se convierte a grados. Finalmente, los valores angulares se suavizan para reducir variaciones bruscas entre frames, limitando el cambio máximo a  $\pm 8^\circ$  respecto al valor anterior (clipping), luego el valor se almacena en un buffer con los últimos 10 registros y se devuelve su promedio móvil, como se muestra en la Figura 49.

```

const DEG = r => r * 180 / Math.PI;
function vNorm(v) { return Math.sqrt(v.reduce((s, x) => s + x * x, 0)); }
function vDot(a, b) { return a.reduce((s, x, i) => s + x * b[i], 0); }
function vecAngle(v1, v2) {
  const n1 = vNorm(v1), n2 = vNorm(v2);
  if (n1 < 1e-6 || n2 < 1e-6) return 0;
  return DEG(Math.acos(Math.max(-1, Math.min(1, vDot(v1, v2) / (n1 * n2)))));
}
function angle2d(p1, p2, p3) {
  return vecAngle([p1.x - p2.x, p1.y - p2.y], [p3.x - p2.x, p3.y - p2.y]);
}
// Suavizado: buffer de N frames y recorte de saltos bruscos
function smoothAngle(buf, val, maxLen = 10, clip = 8) {
  if (buf.length > 0) val = Math.max(buf[buf.length - 1] - clip, Math.min(buf[buf.length - 1] + clip, val));
  buf.push(val);
  if (buf.length > maxLen) buf.shift();
  return buf.reduce((s, v) => s + v, 0) / buf.length;
}

```

Figura 49. Funciones matemáticas para el cálculo de ángulos articulares

Los ángulos se calcularon con la Ecuación 6 en todas las articulaciones, utilizando tres landmarks anatómicos. Para codo y rodilla se aplicó el complemento del ángulo para expresar la extensión como 0° y la flexión como un valor creciente. El tobillo es el único que usa dos landmarks anatómicos y un vector vertical artificial [0,-1] para representar la línea de gravedad en la imagen, ya que habitualmente se usa de referencia la punta del pie [31,32] pero esta presentó ruido y suele desaparecer con calzado. Los valores que superan los rangos fisiológicos de referencia descritos en la Tabla 1 son descartados, no registrados para evitar falsos ángulos altos anormales.

En la Figura 50 se muestra los rangos máximos al que puede la articulación, la mayoría se rige a la Tabla 1, pero en algunos casos de aumento con el objetivo de detectar asimetrías.

```

// RANGOS FISIOLÓGICOS para DESCARTAR, no para limitar
const PHYS = {
  flexion_hombro:      180, //0-180
  extension_hombro:    60,  //0-45
  abduction_hombro:    180, //0-180
  flexion_codo:        150, //0-145
  extension_codo:      0,   //145-0
  flexion_cadera:      135, //0-125
  extension_cadera:    40,  //0-30
  abduction_cadera:    55,  //0-45
  flexion_rodilla:     140, //0-140
  extension_rodilla:   0,   //140-0
  dorsiflexion_tobillo: 20,  //0-20
  flexion_plantar_tobillo: 45, //0-45
};

```

Figura 50. Rangos de descarte de ángulos de articulaciones.

En la Tabla 20 se describen los filtros configurados para el análisis de las articulaciones, con el fin de mejorar la estabilidad de mediciones.

Tabla 20. Configuración de filtros para el análisis de articulaciones

| Filtro                             | Valor                     | Articulación             | Modo de aplicación                                                                                                       |
|------------------------------------|---------------------------|--------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Umbral mínimo de movimiento activo | THR = 0                   | Todas las articulaciones | Solo registra movimiento si el ángulo es mayor que 0 y no está en reposo.                                                |
| Estabilidad por fotogramas         | STABLE FR AMES = 3        | Todas las articulaciones | El movimiento debe mantenerse varios frames; en el código se usa para actualizar el mínimo estable.                      |
| Suavizado del ángulo               | 10 frames y recorte de 8° | Todas las articulaciones | Promedia los últimos valores y limita saltos bruscos mayores a 8° entre frames.                                          |
| Rangos fisiológicos                | Depende del movimiento    | Todas las articulaciones | Si el ángulo supera el rango permitido, se descarta.                                                                     |
| Calibración inicial del codo       | 30 frames                 | Codo                     | Calcula una línea base inicial antes de medir la flexión.                                                                |
| Filtros especiales del tobillo     | 12°, 5°, 0.03, 8°         | Tobillo                  | Descarta saltos bruscos, reposo, poco desplazamiento horizontal y ángulos pequeños, siendo 8° el valor mínimo detectado. |

#### d. Registro de sesiones

Cada articulación guardó en tiempo real su ángulo, historial de frames recientes y los valores máximos y mínimos alcanzados durante el movimiento. El mínimo se registró solo cuando el movimiento era estable por al menos tres frames seguidos, evitando guardar valores de frames inestables, mientras que el máximo se actualiza en todo momento. Aproximadamente, cada segundo se guardó una instantánea con la hora, el lado del cuerpo, la región, la articulación, el ejercicio y el ángulo medido. Además, el tiempo de inicio de la sesión se registró automáticamente desde el primer movimiento detectado, como se muestra en la Figura 51.

```
let jData = mkState(), registro = [], movs = mkMovs(), ticks = 0, sesStart = null;
function updateJoint(side, joint, ex, angle) {
  const d = jData[side][joint];
  // Reset contadores si cambia el ejercicio
  if (d.exercise !== ex) { d.stableCount = 0; d.buf = []; }
  d.exercise = ex;
  d.angle = smoothAngle(d.buf, angle);
  if (ex !== 'reposo' && d.angle > THR) {
    d.stableCount++;
    // mínimo y máximo solo con valores estables
    if (d.stableCount >= STABLE_FRAMES) {
      d.min = d.min === null ? d.angle : Math.min(d.min, d.angle);
    }
    if (d.angle > d.max) d.max = d.angle;
    // Registra el máximo por movimiento
    const k = `${joint}_${side}`;
    if (d.angle > (movs[k][ex] || 0)) movs[k][ex] = d.angle;
  } else {
    d.stableCount = 0;
  }
}

function tick() {
  if (++ticks % 30 !== 0) return;
  if (!sesStart) sesStart = localISO();
  const ts = new Date().toISOString().slice(0, 8);
  for (const side of SIDES) for (const j of JOINTS) {
    const d = jData[side][j];
    if (d.exercise !== 'reposo' && d.angle > THR) {
      const m = META[d.exercise];
      registro.push({
        timestamp: ts, lado: side, region: m.r,
        articulacion: j, ejercicio: d.exercise,
        angulo: Math.round(d.angle * 100) / 100
      });
    }
  }
}
```

Figura 51. Registro y muestreo

Al finalizar la evaluación, se debe seleccionar el ícono de guardado, el cual internamente solicita al servidor un identificador único, construye el objeto de sesión con las marcas de tiempo, los máximos y mínimos por articulación, los movimientos detectados con su valor pico y el registro completo con los ángulos redondeados a dos decimales, y lo envía al servidor. También se agregó la opción de importar y exportar sesiones en formato JSON, facilitando el intercambio de información entre profesionales y la carga de evaluaciones sin conexión.

#### *e. Comunicación con la API REST*

Para la comunicación entre la interfaz web y el servidor se implementó una API REST, la cual es un puente entre el frontend y el sistema de almacenamiento, permitiendo que la información registrada de una sesión se pueda enviar, guardar, consultar, actualizar y eliminar desde el backend. La comunicación se realizó mediante cuatro funciones asíncronas en JavaScript que encapsulan operaciones HTTP:

- `apiGet()`: Consultar de sesiones.
- `apiPost()`: Guardar sesiones.
- `apiPatch()`: Modificar datos de una sesión, como paciente y notas.
- `apiDel()`: Eliminar sesiones.

Cada solicitud enviada al backend tiene una cabecera de autenticación mediante un token fijo enviado en X-API-Key, para proteger el acceso a la API REST, como se muestra en la Figura 52.

```
const API_URL='https://backend-d2fb.onrender.com/api/sesiones.php';  
const API_H={'X-API-Key':API_KEY};
```

Figura 52. Configuración de conexión a la API REST

Sobre estas funciones se construyeron las operaciones de consulta del historial, generación de identificadores, edición de datos del paciente y eliminación de sesiones directamente desde la interfaz.

### 3.1.5 RespMon

Como parte del sistema electrónico inmersivo para rehabilitación respiratoria, se desarrolló el Monitor Respiratorio (RespMon), como herramienta complementaria a la plataforma de RV, orientada al monitoreo respiratorio del paciente durante las sesiones de rehabilitación en el entorno de bosque. Este dispositivo electrónico portátil fue compuesto por un microcontrolador ESP32-C3 y un sensor inercial MPU6050, y calcula en tiempo real los tiempos de inhalación, exhalación, relación I:E y apneas voluntarias. Se ubica según la anatomía y el patrón respiratorio de cada paciente, manteniéndose dentro de la zona toracoabdominal donde el movimiento respiratorio sea detectable.

#### *a. Interfaz de usuario*

Se desarrolló con la misma estructura que ROMAnalyzer, pero con dos pestañas controladas mediante la clase CSS active, la cual alterna la propiedad display entre none y flex. Además, se mantuvo un posicionamiento acorde a la estructura de la interfaz.

- ***Pantalla de sesiones.*** Es similar a ROMAnalyzer, ya que tiene el historial de sesiones con búsqueda por pacientes e importación y exportación en formato JSON.
- ***Pantalla en vivo.*** El contenido de esta pantalla se generó dinámicamente en JavaScript mediante la función `renderLivePanel()`, la cual construye la vista de monitoreo en vivo de la aplicación. Los datos respiratorios son recibidos en tiempo real desde el ESP32 mediante notificaciones BLE, utilizando la API Web Bluetooth, y son procesados por las funciones `onBLEData()` y `processLine()`. Esta pantalla presenta los eventos respiratorios registrados, como inhalación, exhalación, relación I:E, ciclos respiratorios, rpm y apneas, como se muestra en la Figura 53. Cuando se detecta una apnea patológica, el sistema activa una alerta visual y una vibración en el dispositivo móvil. Además, la interfaz se actualiza automáticamente con cada nuevo evento mediante `updateLiveUI()`, mostrando tarjetas estadísticas, barras comparativas de los tiempos inspiratorios y espiratorios, y un historial reciente de eventos.

```

<div class="tab-panel" id="panel-live">
  <div class="live-panel" id="livePanel"></div>
  //Tarjetas estadísticas
  > function buildStatsHTML(s) { ...
  // Barras comparativas Ti/Te
  > function buildBarsHTML(s) { ...
  //Flujo de datos de últimos eventos
  > function buildStreamHTML() { ...
  // Alerta apnea
  let apneaTimer;
  ✓ function triggerApneaAlert() {
    const el = document.getElementById('apneaToast');
    el.style.display = 'block';
    clearTimeout(apneaTimer);
    apneaTimer = setTimeout(()=>{ el.style.display='none'; }, 6000);
    if (navigator.vibrate) navigator.vibrate([400,150,400,150,400]);
  }

  <div class="apnea-toast" id="apneaToast"> 🚨 APNEA PATOLÓGICA</div>

```

Figura 53. Estructura HTML de la pantalla en vivo

### b. Comunicación BLE desde el navegador

La interfaz se conecta de forma inalámbrica con el dispositivo mediante la Web Bluetooth API desde un navegador compatible, en este caso Chrome en Android. Al presionar Conectar, la función connectBLE() solicita al usuario seleccionar el dispositivo BLE, filtrándolo por el nombre RespMonitor. Luego, el navegador establece una conexión con el servidor GATT del dispositivo, accede al servicio Nordic UART Service (NUS) mediante su UUID y obtiene la característica TX, desde la cual se habilitan las notificaciones con startNotifications(). A partir de ese momento, cada dato enviado por el ESP32 genera el evento characteristicvaluechanged, permitiendo recibir en tiempo real los mensajes respiratorios que se muestran en la interfaz, como se observa en la Figura 54.

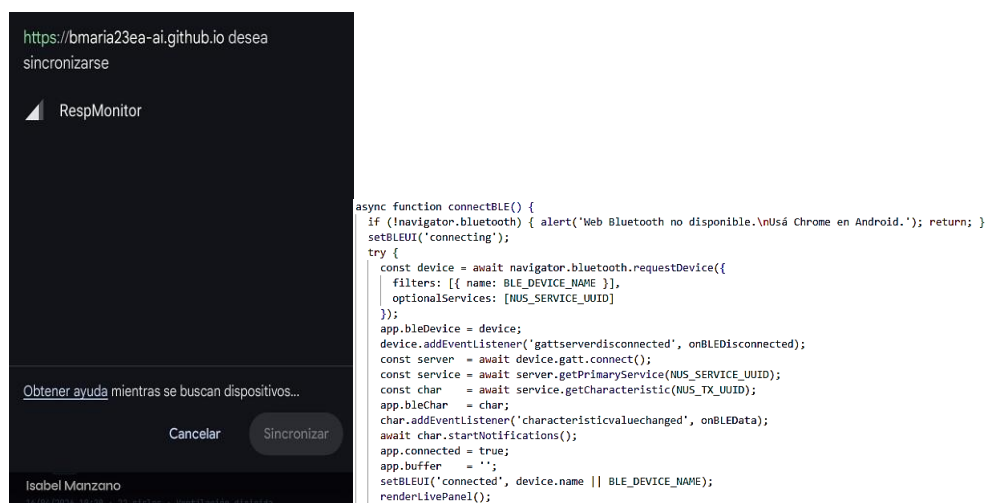


Figura 54. Conexión BLE con NUS y Web Bluetooth

Los datos recibidos por BLE fueron decodificados en formato UTF-8 y almacenados en un buffer temporal hasta completar cada trama mediante el salto de línea. Este mecanismo permitió procesar solo mensajes completos, evitando errores por datos fragmentados y garantizando una lectura ordenada y confiable del sensor, como se muestra en la Figura 55.

```
function onBLEData(event) {  
  const chunk = new TextDecoder('utf-8', { fatal: false }).decode(event.target.value);  
  app.buffer += chunk;  
  let nl;  
  while ((nl = app.buffer.indexOf('\n')) !== -1) {  
    const line = app.buffer.slice(0, nl).trim();  
    app.buffer = app.buffer.slice(nl + 1);  
    if (line) processLine(line);  
  }  
}
```

Figura 55. Recepción y decodificación de datos BLE

### *c. Procesamiento de eventos en tiempo real*

Los datos recibidos por BLE se decodifican y se interpretan en `processLine()`, como parte del procesamiento mostrado en la Figura 56, según el tipo de mensaje. INICIO crea una sesión, CICLO genera los eventos INHALA, EXHALA y CICLO\_META con tiempos, rpm y relación I:E, mientras que APNEA\_TERAP y APNEA\_PATOL se registran como apneas independientes. Cada evento se asocia a la sesión activa, recibe un identificador único y se almacena mediante la API backend, con su duración redondeada a tres decimales. Si se detecta APNEA\_PATOL, se activa una alerta visual y vibración en el dispositivo.

```

async function processLine(line) {
  const parts = line.split(',');
  const tipo = parts[0].trim().toUpperCase();
  // INICIO
  if (tipo === 'INICIO') {
    if (app.currentSid !== null) await closeCurrentSession();
    app.currentSid = await createSession();
    app.liveEvents = [];
    app.liveStats = { ciclos:0, apneas:0, avgTi:'-', avgTe:'-', avgIe:'-', avgAp:null, maxAp:null,
    | | | | | | | | rpmActivo:'-', rpmCiclo:'-', avgPausa:null };
    renderLivePanel();
    renderSessionList();
    return;
  }

  // CICLO,ti_s,te_s,pausa_s,rpm_activo,rpm_ciclo,ie
  // Mensajes de APNEA_TERAP / APNEA_PATOL separados.
  if (tipo === 'CICLO') {
    if (parts.length < 7) return;
    const ti_s = parseFloat(parts[1]);
    const te_s = parseFloat(parts[2]);
    const pausa_s = parseFloat(parts[3]);
    const rpm_activo= parseFloat(parts[4]);
    const rpm_ciclo = parseFloat(parts[5]);
    const ie = parseFloat(parts[6]);
    if (isNaN(ti_s) || isNaN(te_s)) return;
    if (app.currentSid === null) {
      app.currentSid = await createSession();
      app.liveEvents = [];
      renderLivePanel();
    }
    const ts = new Date().toLocaleTimeString('es', { hour12:false });
    // Guardar INHALA
    const evInhala = {
      id: await DB.nextEventId(),
      session_id: app.currentSid,
      timestamp: ts,
      tipo: 'INHALA',
      valor_s: Math.round(ti_s * 1000) / 1000,
      ie_ratio: Math.round(ie * 1000) / 1000
    };
  }
}

```

Figura 56. Procesamiento y registro de eventos respiratorios.

#### d. Registro de sesiones

El sistema de registro de sesiones funcionó de forma automática. Al detectar el evento INICIO se creaba una nueva sesión mediante la API backend con su identificador, la hora de inicio y los contadores en cero. Al comenzar una nueva sesión o al desconectar el dispositivo, la sesión anterior se cerraba automáticamente y se guardaban la hora de cierre junto con el total de ciclos respiratorios y apneas acumulados. Cada evento recibido actualizaba en tiempo real las estadísticas de Ti, Te, relación I:E y apneas. Adicionalmente, cada sesión podía asignarse a uno de ocho ejercicios respiratorios predefinidos con rangos objetivo, lo que permitía comparar las métricas del paciente con esos rangos y clasificarlas visualmente como dentro del objetivo, cercanas al margen o fuera de rango. Las sesiones también podían exportarse o importarse en formato JSON para facilitar el intercambio entre profesionales. Esta comparación en tiempo real constituyó el mecanismo de adaptación del sistema, permitiendo al terapeuta ajustar la terapia según el desempeño registrado del paciente.

#### *e. Comunicación con la API REST*

La comunicación con el servidor se implementó con la misma arquitectura de API REST descrita en ROMAnalyzer, utilizando el mismo mecanismo de autenticación mediante token fijo en X-API-Key. La diferencia principal fue que RespMon requirió una tabla adicional de eventos respiratorios, por lo que se agregaron operaciones para guardar cada evento individual y consultarlos por sesión. Además, se incorporó una caché local para reducir las consultas repetidas al servidor durante el monitoreo en tiempo real.

#### *f. Dispositivo y hardware*

RespMon se desarrolló sobre el microcontrolador ESP32-C3, seleccionado por su bajo consumo energético y conectividad BLE integrada, utilizando el sensor inercial MPU6050 para la detección del movimiento respiratorio. Los componentes fueron montados sobre una PCB y fijada a una banda elástica diafragmática ajustable a la zona toracoabdominal del paciente, cuya ubicación exacta variaba según la condición y características de cada paciente, alimentada por una batería recargable de 9V que garantizó el funcionamiento autónomo del dispositivo durante la sesión de RV, como se muestra en la Figura 57.



Figura 57. Ubicación de banda diafragmática.

#### *g. Firmware*

El comportamiento electrónico del dispositivo se controló mediante el firmware en C++ sobre el entorno Arduino, integrando las librerías necesarias para la comunicación

I2C con el MPU6050, el procesamiento matemático de la señal y la gestión BLE mediante NimBLEDevice. El sistema operó a una frecuencia de muestreo de 50 Hz, ya que la señal del acelerómetro toracoabdominal contiene componentes de hasta 0.6 Hz, incluyendo armónicos respiratorios y artefactos de movimiento corporal [48], lo que exige por Nyquist al menos 1.2 Hz. Además, el tiempo mínimo de inhalación aceptado se estableció en 600 ms equivalente a 30 muestras a esta frecuencia, cantidad suficiente para calcular la derivada, detectar cruces y sostener la ventana de confirmación. Frecuencias menores comprometerían esta resolución, mientras que frecuencias mayores no aportarían información adicional e incrementarían innecesariamente la carga sobre el ESP32-C3.

Al encenderse, se estableció un tiempo de calibración inicial de 6 segundos para identificar el eje del acelerómetro con mayor energía RMS y seleccionarlo como eje principal de análisis, ya que el eje óptimo depende de la orientación del sensor sobre cada paciente y requiere un intervalo suficientemente amplio para reducir el efecto del ruido [46]. A 50 Hz, este intervalo proporciona 300 muestras por eje y garantiza la captura de un ciclo respiratorio completo, considerando que la frecuencia mínima normal en adultos mayores es de 12 rpm (5 s por ciclo). Tiempos menores no aseguran la captura de un ciclo completo en respiraciones lentas, mientras que tiempos mayores prolongan innecesariamente la espera del usuario sin aportar información adicional.

La arquitectura completa del flujo de procesamiento se presenta en la Figura 58.

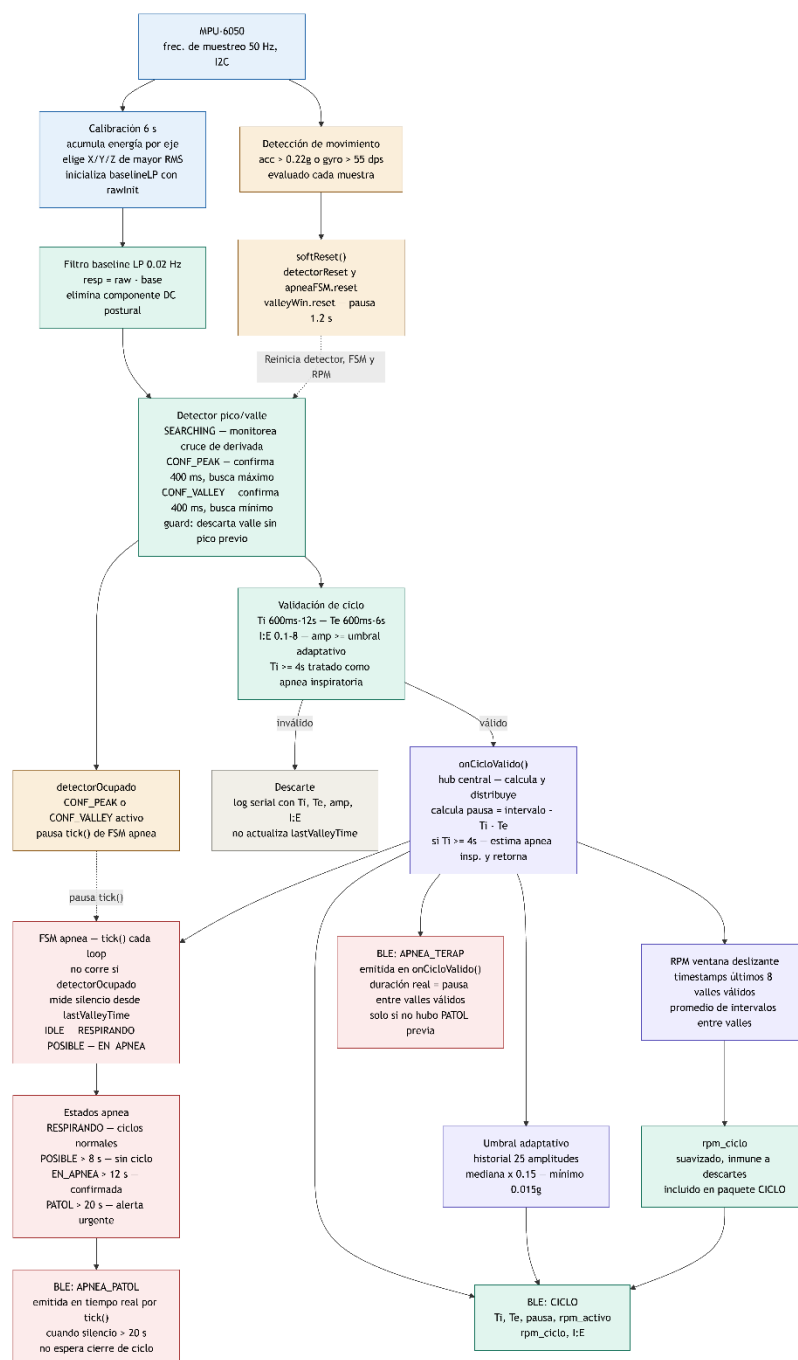


Figura 58. Arquitectura de procesamiento del firmware RespMon.

La señal del eje seleccionado pasó por un filtro paso-bajo IIR de primer orden con frecuencia de corte de 0.02 Hz, implementado según la Figura 59. Esta configuración se seleccionó por permitir reinicio instantáneo tras eventos de movimiento, requerir únicamente una multiplicación y dos sumas por muestra, y mantener una baja latencia, lo que facilita su ejecución en tiempo real sobre el ESP32-C3. La frecuencia de corte seleccionada, equivalente a un período de 50 s, es diez veces menor que la componente

respiratoria más lenta posible (0.20 Hz, correspondiente a 12 rpm), garantizando que el filtro siga únicamente variaciones lentas sin afectar la respiración; este valor es además más conservador que el límite inferior de 0.1 Hz utilizado en un sistema similar [48].

```
// Filtro paso-bajo
class LowPass {
public:
    void init(float cutHz, float fsHz) {
        float rc = 1.0f / (2.0f * 3.14159265f * cutHz);
        float dt = 1.0f / fsHz;
        a = dt / (rc + dt);
        y = 0; initied = true;
    }
    float step(float x) { if (!initied) return x; y += a * (x - y); return y; }
    float value() const { return y; }
    void reset(float v = 0) { y = v; }
private:
    float a = 0, y = 0; bool initied = false;
}
```

Figura 59. Implementación del filtro paso-bajo de línea base

El filtro estimó la componente postural continua de la señal mediante la Ecuación 7, donde el coeficiente  $a$  se obtuvo a partir de la constante  $rc$  y el intervalo de muestreo  $dt$ . Al restar esta estimación de la lectura cruda se obtuvo exclusivamente la variación oscilatoria correspondiente al movimiento respiratorio.

$$y[n] = y[n - 1] + a \cdot (x[n] - y[n - 1]) \quad (7)$$

Para evitar que los movimientos bruscos del paciente afectaran la detección, se evaluó en cada muestra si la aceleración o el giroscopio superaban los umbrales establecidos, como se muestra en la Figura 60.

```
static const float    MOVE_ACC_THRESH   = 0.22f;
static const float    MOVE_GYRO_THRESH  = 55.0f;
static const uint16_t MOVE_HOLDOFF_MS   = 1200;
```

Figura 60. Umbrales de detección de movimiento brusco.

El umbral de movimiento brusco se fijó en 0.22 g, valor por encima de la amplitud máxima observada en validación de 0.1805 g, dejando un margen de 0.0395 g para asegurar que ninguna respiración real sea bloqueada. El umbral de velocidad angular se fijó en 55 °/s, superando ampliamente el máximo registrado durante respiración válida de 4.66 °/s, mientras que los cambios posturales bruscos alcanzaron hasta 78.62 °/s y fueron correctamente bloqueados. Al detectarse un evento que superara cualquiera de estos umbrales, se ejecutó `softReset()`, que reinició el detector de ciclos, la máquina de estados de apnea y la ventana de rpm, retomando el procesamiento tras 1.2 segundos.

Los eventos que superaron el umbral de movimiento brusco de 0.22g fueron correctamente bloqueados sin registro, sin afectar ciclos respiratorios válidos, como se detalla en la Tabla 21.

Tabla 21. Amplitudes de aceleración observadas durante la validación del umbral de detección de movimiento

| Caso                       | Amplitud (g) | Margen hasta 0.22 g | Razón del descarte      |
|----------------------------|--------------|---------------------|-------------------------|
| 17, respiración profunda   | 0.1805       | +0.0395             | IE o fuera de rango     |
| 15, respiración profunda   | 0.1501       | +0.0699             | IE fuera de rango       |
| 6, movimiento sutil        | 0.1367       | +0.0833             | Ti anómalo              |
| 58, movimiento sutil       | 0.1139       | +0.0861             | Ti anómalo              |
| 5, señal insuficiente      | 0.1323       | +0.0877             | Ti fuera de rango       |
| Umbral MOVE ACC THRESH     | 0.22         | —                   | Límite de activación    |
| Movimientos bruscos reales | Mayor a 0.22 | Negativo            | Bloqueados sin registro |

La Tabla 22 presenta las velocidades angulares registradas en distintas condiciones, confirmando que la respiración y movimientos leves permanecen por debajo del umbral y los cambios posturales bruscos lo superan.

Tabla 22. Velocidades angulares observadas durante la validación del umbral de detección de movimiento

| Condición                     | Rango observado (°/s) | Máximo (°/s) | Margen hasta 55 °/s | Supera umbral | Resultado                                      |
|-------------------------------|-----------------------|--------------|---------------------|---------------|------------------------------------------------|
| Respiración normal y reposo   | 0.43 – 4.66           | 4.66         | +50.34              | No            | No bloqueado, ciclos válidos aceptados         |
| Apnea activa, paciente quieto | 0.63 – 2.98           | 2.98         | +52.02              | No            | No bloqueado, apnea monitorizada correctamente |

|                                                 |                |   |       |        |                 |                                                     |
|-------------------------------------------------|----------------|---|-------|--------|-----------------|-----------------------------------------------------|
| Movimiento leve, giro o cambio de postura suave | 19.95<br>33.02 | — | 33.02 | +21.98 | No              | No bloqueado, paciente continúa siendo monitorizado |
| Umbral MOVE_GYRO_THRESH                         | —              |   | 55    | —      | Límite          | Límite de activación del bloqueo                    |
| Cambio postural brusco (jorobado a recto)       | 53.34<br>78.62 | — | 78.62 | -23.62 | Sí desde 55 °/s | Bloqueado correctamente, sin registro en log        |
| Cambio postural brusco (de pie a sentado)       | 54.50<br>71.46 | — | 71.46 | -16.46 | Sí desde 55 °/s | Bloqueado correctamente, sin registro en log        |

El valor de tiempo de espera tras un movimiento brusco antes de reanudar la detección de 1200 ms supera la ventana de confirmación de 400 ms para evitar la aceptación de transitorios espurios. No obstante, la estabilización completa del sistema tarda entre 8 y 10 s, debido a la convergencia del filtro de línea base de aproximadamente 8 s y la reconstrucción del historial de amplitudes que necesita al menos 5 ciclos válidos. Durante este período, los ciclos inestables son rechazados por los validadores de  $T_i$ ,  $T_e$  e I:E como segunda línea de protección, según se resume en la Tabla 23.

Tabla 23. Fases de estabilización del sistema tras detección de movimiento brusco

| Causa                                  | Duración    | Mecanismo de protección                                     |
|----------------------------------------|-------------|-------------------------------------------------------------|
| Transitorio inmediato                  | 0 – 1200 ms | Bloqueado por MOVE_HOLDOFF_MS                               |
| Convergencia filtro de línea base      | ~8000 ms    | Ciclos falsos rechazados por $T_i$ o $T_e$ fuera de rango   |
| Reconstrucción historial de amplitudes | ~5000 ms    | Umbral en valor por defecto hasta acumular 5 ciclos válidos |
| Estabilización total observada         | 8 – 10 s    | Validador fisiológico como segunda línea de protección      |

La detección de ciclos operó sobre la derivada de la señal filtrada, confirmando cada extremo durante 0.4 segundos antes de aceptarlo para reducir detecciones falsas. Se definió esta ventana de confirmación de 400 ms para validar únicamente extremos compatibles con eventos respiratorios fisiológicamente posibles, descartando automáticamente señales transitorias y reduciendo el impacto de artefactos de movimiento. Este enfoque es consistente con estrategias de restricción temporal en sistemas similares, donde se emplean distancias mínimas entre picos de hasta 1100 ms con el mismo objetivo [48]. Como condición de seguridad adicional, un valle detectado sin un pico previo confirmado fue descartado automáticamente.

Cada ciclo confirmado se validó contra rangos fisiológicos establecidos:  $T_i$  entre 0.6 s y 3 s,  $T_e$  entre 0.6 s y 6 s, relación I:E entre 0.10 y 8.0, y amplitud mínima de 0.015 g respecto al umbral adaptativo. Los límites inferiores se fijaron por debajo de los valores de referencia en adultos mayores, donde la inhalación alcanza aproximadamente 1.6 s y la exhalación 2.5 s, siendo esta última más prolongada que la inhalación, para no excluir respiraciones rápidas o superficiales propias del esfuerzo terapéutico. Los límites superiores son permisivos para dar lugar a los ejercicios con apnea controlada de la Tabla 24, donde  $T_i$  puede extenderse hasta 12 s. Los ciclos que no superaron esta validación quedaron registrados en el log serial para diagnóstico posterior.

Tabla 24. Ejercicios respiratorios con apnea controlada

| Ejercicio                               | Especificación                                                                                        |
|-----------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Apnea controlada en sedestación         | Inspirar por nariz, apnea 3–6 s y espirar por boca 4 s. 5–8 repeticiones, 2 series.                   |
| Ventilación dirigida diafragmática      | Inspiración abdominal y espiración con labios fruncidos. 10–12 ciclos, 3 series.                      |
| Apnea intermitente con control postural | En posición trípode, inspiración profunda y apnea 6–8 s. 6–10 repeticiones, 2 series.                 |
| Respiración fraccionada inspiratoria    | Inspirar en 3 tiempos cortos, pausa breve y espirar continuo. 8 repeticiones, 2–3 series.             |
| Respiración fraccionada espiratoria     | Inspirar profundo y espirar en 2–3 fases con pausas. 10 repeticiones, 2 series.                       |
| Apnea con contracción glótica           | Inspirar, cerrar glotis y mantener 6–8 s; luego espirar controlado. 5 repeticiones, 2–3 series.       |
| Respiración con resistencia simulada    | Inspirar por nariz y espirar contra resistencia. 10–15 repeticiones, 2 series.                        |
| Apnea alternada con respiración rítmica | 3 respiraciones profundas, apnea máxima tolerada y 3 respiraciones controladas. 4–6 ciclos, 2 series. |

Se estableció un umbral mínimo de amplitud de 0.015 g para diferenciar los ciclos respiratorios reales del ruido del acelerómetro. Según la hoja de datos del MPU-6050, la densidad espectral de ruido es de  $400 \mu g/\sqrt{Hz}$ . Considerando el rango respiratorio validado por el algoritmo (0.111–0.833 Hz), el ruido efectivo se estimó con la Ecuación 8.

$$\sigma_{ruido} = 400 \mu g/\sqrt{Hz} \times \sqrt{(0.833 - 0.111Hz)} \approx 340 \mu g = 0.00034g \quad (8)$$

El umbral seleccionado resulta aproximadamente 44 veces superior al nivel de ruido esperado [46]. Además, las respiraciones superficiales generan aceleraciones cercanas a 0.03 g [48], valor que duplica el umbral establecido. La validación experimental confirmó que ninguno de los 110 ciclos aceptados presentó amplitudes inferiores a 0.015 g, mientras que los registros por debajo de este valor correspondieron a eventos descartados por otros criterios fisiológicos o errores de adquisición (Tabla 25).

Tabla 25. Análisis de descartes registrados durante la validación.

| Caso | Amp. (g)     | Umbral (g)  | Amp. < umbral | Ti (ms) | Motivo                 |
|------|--------------|-------------|---------------|---------|------------------------|
| 1    | 0.0069       | 0.015       | Sí            | 19860   | Error de tiempo        |
| 2    | 0.0133       | 0.015       | Sí            | 2460    | Ti inválido            |
| 3    | 0.0135       | 0.015       | Sí            | 480     | Ti inválido            |
| 4    | 0.0141       | 0.015       | Sí            | 1620    | Ti inválido            |
| 5    | 0.0142       | 0.015       | Sí            | 43500   | Error de tiempo        |
| 6–20 | $\geq 0.015$ | 0.005–0.015 | No            | —       | Ti, Te o I:E inválidos |

De los 20 descartes observados, ninguno fue rechazado por amplitud. Los ciclos con amplitudes inferiores a 0.015 g también incumplieron otros criterios de validación, mientras que los 110 ciclos aceptados presentaron amplitudes iguales o superiores a dicho umbral.

El umbral se actualizó automáticamente como el 15 % de la mediana de las últimas 25 amplitudes válidas, manteniendo 0.015 g como límite inferior. Se utilizó la mediana por su menor sensibilidad a valores atípicos como suspiros o respiraciones profundas, y una ventana de 25 ciclos para que el umbral represente el patrón respiratorio reciente sin verse afectado por variaciones aisladas; con el rango de frecuencia respiratoria normal en adultos mayores (12–28 rpm), esto equivale a entre 54 y 125 segundos. Durante la validación, el componente adaptativo permaneció por debajo de 0.015 g, por lo que el umbral efectivo fue el mínimo establecido; sin embargo, el mecanismo se conserva para ajustar automáticamente el umbral cuando las amplitudes respiratorias aumenten de forma sostenida.

Los ciclos válidos ingresaron a `onCicloValido()`, que calculó la pausa real entre ciclos, actualizó el umbral adaptativo y estimó las rpm sobre una ventana deslizante de los últimos 8 valles. Este tamaño de ventana permite calcular la frecuencia respiratoria promedio a partir de 7 intervalos consecutivos, equilibrando estabilidad y velocidad de respuesta: en condiciones normales (20 rpm) equivale a aproximadamente 21 s,

cercano a referencias de 30 s [48], mientras que a la frecuencia máxima de 50 rpm se reduce a 8.4 s, permitiendo una actualización rápida en respiración acelerada.

El tiempo de inhalación  $T_i$  se obtuvo como la diferencia entre el pico confirmado y el valle inmediato anterior, mientras que  $T_e$  se calculó como la diferencia entre el nuevo valle y el pico precedente. La relación I:E se derivó dividiendo  $T_e$  entre  $T_i$ , como se muestra en la Figura 61.

```

if (valley != 0.0f) {
    Ti_ms = (peakTime > valleyTime) ? (peakTime - valleyTime) : 0;
}
detState = DET_SEARCHING;


---


Te_ms      = valleyTime - peakTime;


---


float ie    = te_s / ti_s;

```

Figura 61. Cálculo de  $T_i$ ,  $T_e$  y relación I:E.

Al completarse cada ciclo válido, los parámetros  $T_i$ ,  $T_e$ , pausa, rpm y relación I:E se empaquetaron y transmitieron por BLE mediante `bleSendCiclo()`, como se muestra en la Figura 62.

```

snprintf(buf, sizeof(buf), "CICLO,%.2f,%.2f,%.2f,%.1f,%.1f,%.2f\n",
| | | | | ti_s, te_s, pausa_s, rpm_activo, rpm_ciclo, ie);

```

Figura 62. Formato CSV de transmisión BLE del ciclo respiratorio.

La detección de apneas se gestionó de forma independiente mediante ApneaFSM, ya que el comportamiento puede modelarse mediante cuatro estados secuenciales con transiciones definidas por umbrales de tiempo (Figura 63), lo que permite gestionar de forma eficiente la evolución del silencio respiratorio y los niveles de alerta sin necesidad de estructuras adicionales.

```

enum ApneaState { AP_IDLE, AP_RESPIRANDO, AP_POSIBLE, AP_EN_APNEA };
class ApneaFSM {
public:
    ApneaState state      = AP_IDLE; // control estados
    uint32_t  lastValleyTime = 0; // mide silencios
    bool      patolSent     = false; // evita doble envio de apnea_patológica
    uint32_t  tPrint        = 0; // log cada 1s
    void (*sendFn)(const char*, float, float) = nullptr;
    // Llamado cuando se confirma un ciclo válido completo
    void onCicloValido(uint32_t valleyTime, float pausaApnea_s) {
        // Si había apnea activa, reportar su duración real al cerrar
        if (state == AP_POSIBLE || state == AP_EN_APNEA) {
            if (pausaApnea_s >= APNEA_TERAP_MS / 1000.0f) {
                uint32_t pausaMs = (uint32_t)(pausaApnea_s * 1000.0f);
                if (pausaMs >= APNEA_PATOL_MS) {
                    // PATOL ya se envió en tick(); solo logear si fue más larga
                    Serial.printf("[APNEA] PATOL cerrada: %.1fs\n", pausaApnea_s);
                }
            }
        }
    }
};

```

Figura 63. Máquina de estados ApneaFSM.

El detector de picos y valles, por su parte, se implementó como un bloque switch al operar en tiempo real sin requerir memoria de estado. El conteo de silencio se suspende durante la confirmación de extremos para evitar que la ventana de 400 ms se interprete como pausa apneica y genere falsas detecciones. Al superar los 20 segundos sin actividad respiratoria se emitió la alerta patológica en tiempo real, como se muestra en la Figura 64.

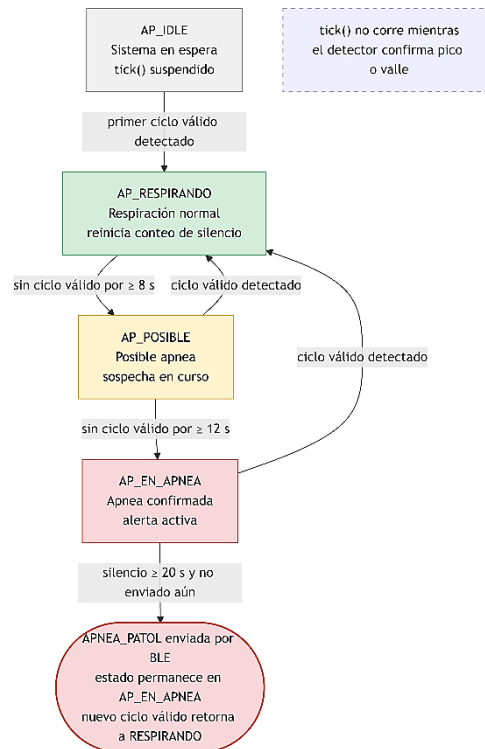


Figura 64. Diagrama de estados de ApneaFSM.

#### ***h. Consumo de energía y autonomía de la banda diafragmática***

El consumo energético de la banda diafragmática se determinó mediante medición directa de la corriente total del sistema durante su funcionamiento, con todos los componentes activos. Para la alimentación se empleó una batería recargable GP ReCyko NiMH de 9 V, cuyas características se presentan en la Tabla 26.

Tabla 26. Características de la batería GP ReCyko NiMH.

| Característica                                          | Valor           |
|---------------------------------------------------------|-----------------|
| Tipo                                                    | NiMH recargable |
| Voltaje nominal                                         | 8.4 V           |
| Capacidad nominal                                       | 200 mAh         |
| Corriente medida con batería cargada de todo el sistema | 80 Ma           |

La corriente total del sistema se midió con multímetro en serie con la batería, mientras operaban simultáneamente el ESP32-C3, el sensor MPU6050 y el módulo regulador DC-DC Step Down, obteniendo una corriente de entrada de  $I_i = 80$  mA. La eficiencia del módulo regulador Step Down se evaluó mediante la Ecuación 9, considerando una tensión de entrada de 8.4 V y una tensión de salida de 5 V. Con una eficiencia conservadora del 85 %, se estima una corriente de salida entregada a la carga de 114 mA.

$$\eta = \frac{V_0 \cdot I_0}{V_i \cdot I_i} \times 100 \quad (9)$$

$$\eta = \frac{5v \cdot 0.114}{8.4 \cdot 0.080} \times 100 = 85\%$$

A partir de la corriente de entrada medida, la autonomía estimada del dispositivo se calculó con la Ecuación 5.

$$t \approx \frac{C}{I_{prom}} \quad (5)$$

$$t \approx \frac{200mAh}{80mA} = 2.5 \text{ horas}$$

Este resultado fue coherente con las pruebas experimentales, en las que se registró una autonomía aproximada de 3 horas, debido al comportamiento de descarga no lineal característico de las baterías NiMH. Considerando que cada sesión de rehabilitación respiratoria tiene una duración máxima de 20 minutos, la batería permite aproximadamente 7 sesiones consecutivas por carga.

***i. Precisión de la banda diafrágica en la estimación de la frecuencia respiratoria***

El RS01 es un medidor de apnea del sueño de Contec Medical Systems Co., Ltd. que registra de forma simultánea el flujo de aire nasal mediante cánula nasal y la saturación de oxígeno en sangre mediante pulsioximetría, como se muestra en la Figura 65, con un rango de medición de frecuencia respiratoria de 0 a 40 rpm y una precisión de  $\pm 2$  rpm [79]. Al tratarse de un dispositivo portátil, no invasivo y de uso clínico, resultó adecuado para ser empleado como referencia durante las sesiones de rehabilitación respiratoria en adultos mayores.



Figura 65. Monitor de respiración durante el sueño RS01.

La precisión del sistema se evaluó comparando la frecuencia respiratoria estimada por la banda diafrágica con la registrada por el RS01 durante 10 sesiones de rehabilitación respiratoria, cuyos resultados se presentan en la Tabla 27.

Tabla 27. Validación de frecuencia respiratoria

| Duración | Ciclos | RPM MPU6050 | RPM RS01 | Error abs. | Error % | Apneas |
|----------|--------|-------------|----------|------------|---------|--------|
| 3 min    | 28     | 13.4        | 13.0     | 0.4        | 3.1%    | 0      |

|       |    |      |      |     |       |   |
|-------|----|------|------|-----|-------|---|
| 3 min | 20 | 11.8 | 14.0 | 2.2 | 15.7% | 0 |
| 2 min | 12 | 11.1 | 12.0 | 0.9 | 7.5%  | 0 |
| 2 min | 13 | 11.7 | 12.4 | 0.7 | 5.6%  | 1 |
| 3 min | 22 | 14.1 | 13.0 | 1.1 | 8.5%  | 0 |
| 3 min | 12 | 15.2 | 13.8 | 1.4 | 10.1% | 3 |
| 3 min | 22 | 14.0 | 14.6 | 0.6 | 4.1%  | 0 |
| 2 min | 11 | 9.5  | 10.6 | 1.1 | 10.4% | 4 |
| 2 min | 10 | 12.9 | 13.0 | 0.1 | 0.8%  | 0 |
| 2 min | 9  | 14.3 | 13.5 | 0.8 | 5.9%  | 1 |

El error relativo promedio obtenido fue de 8.4%, con un mínimo de 3.1% en la sesión de 3 minutos con 28 ciclos y sin apneas. Los tiempos respiratorios mostraron un  $T_i$  promedio de 1.72 s y un  $T_e$  de 1.52 s, con una relación I/E promedio de 0.92, donde la inhalación resultó ser más prolongada que la exhalación, lo cual responde al énfasis inspiratorio propio de los ejercicios terapéuticos realizados. Las apneas terapéuticas tuvieron una duración promedio de 4 s con un rango de 3 a 5.8 s. De Fazio et al. [48] reportaron un error de 1.15% comparado con el espirómetro portátil SP10 de Contec Medical Systems en condiciones controladas con adultos jóvenes sanos, lo que evidencia que la población y el escenario clínico influyen directamente en la precisión del sistema.

### 3.1.6 Servidor y base de datos

ROMAnalyzer y RespMon usan el repositorio público en GitHub para que Render construya y despliegue cada servicio, como se muestra en la Figura 66, los sistemas comparten la misma arquitectura de servidor y base de datos, detallados a continuación.

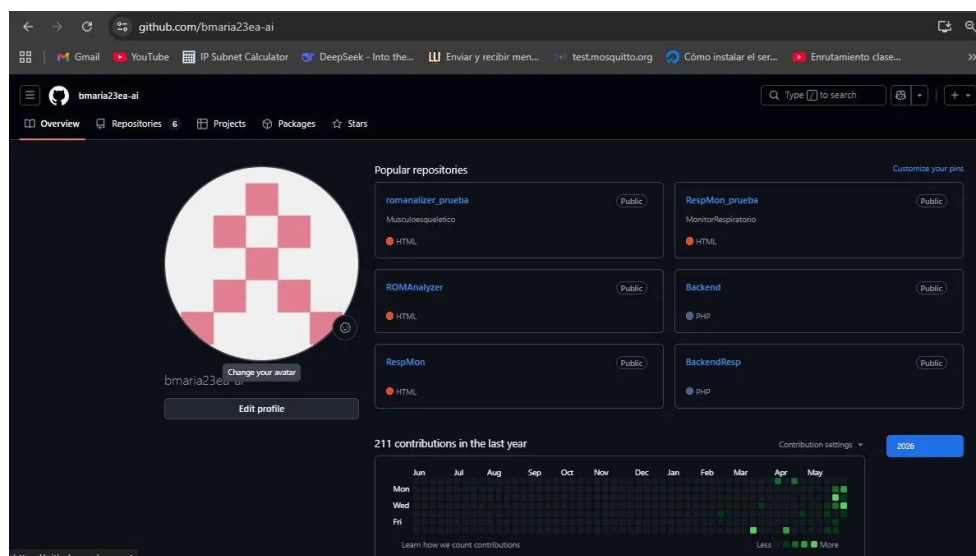


Figura 66. Repositorios del proyecto en GitHub utilizados para el despliegue en Render

### a. Contenedor y despliegue

Cada sistema se empaqueta en un contenedor Docker basado en la imagen oficial php:8.2-apache. Durante la construcción de la imagen se instalan las dependencias necesarias y las extensiones PHP pdo y pdo\_sqlite, requeridas para la comunicación con la base de datos, junto con los módulos de Apache mod\_rewrite y mod\_headers. El contenedor resultante se despliega en Render bajo el plan gratuito (Figura 67), declarado mediante un archivo render.yaml que especifica el tipo de servicio, la ruta al Dockerfile y las variables de entorno necesarias.

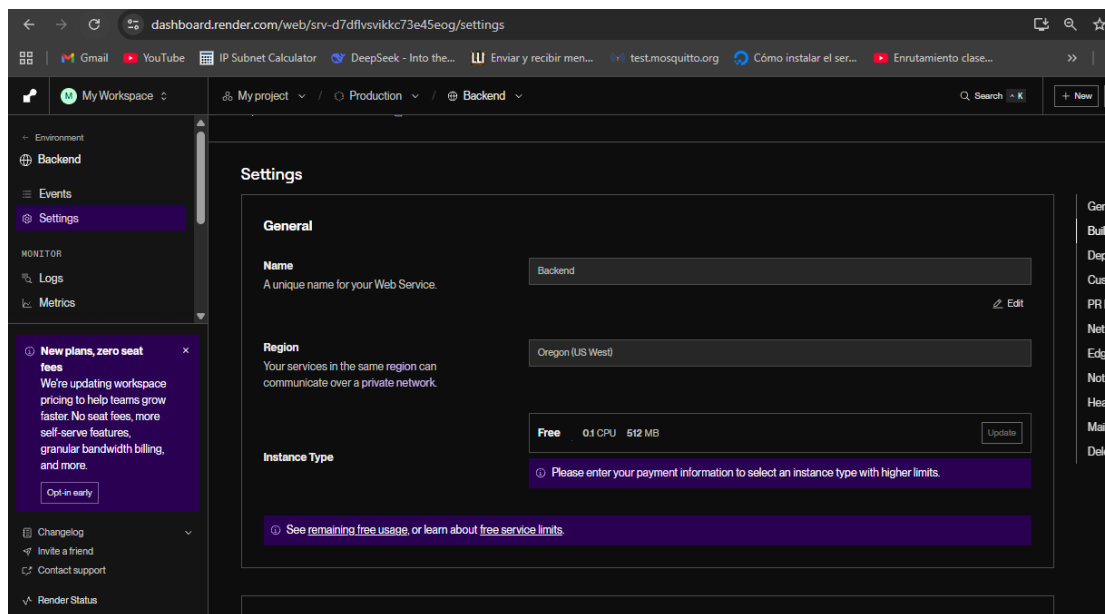


Figura 67. Configuración del servicio web en Render Free

### b. Configuración dinámica del puerto

Render asigna el puerto de escucha a través de la variable de entorno PORT, fijada en 10000. Para que Apache adopte este valor al arrancar, se utiliza un script entrypoint.sh que reemplaza las referencias al puerto 80 en los archivos de configuración de Apache antes de iniciar el servidor. Una vez aplicados los cambios, el script transfiere la ejecución a apache2-foreground, manteniendo el proceso en primer plano como requiere Docker, como se muestra en la Figura 68.

```

PORT=${PORT:-80}
# Reemplaza puerto en ports.conf
sed -i "s/Listen 80/Listen $PORT/g" /etc/apache2/ports.conf
# Reemplaza puerto en el VirtualHost
sed -i "s/<VirtualHost *:80>/<VirtualHost *:$PORT>/g" \
| /etc/apache2/sites-available/000-default.conf
exec apache2-foreground

```

Figura 68. Configuración dinámica del puerto en entrypoint.sh

### *c. Servidor Web*

Apache HTTP Server actúa como servidor web en ambos programas. Su configuración establece un VirtualHost apuntando al directorio raíz de la aplicación, habilita la sobrescritura de configuración mediante acceso de hipertexto (.htaccess) y registra los accesos y errores en los logs estándar. Al recibir una petición HTTP, Apache la despacha al intérprete PHP correspondiente.

### *d. API REST en PHP*

Un único archivo PHP actúa como micro-router, cada petición que entra se evalúa según el método HTTP y los parámetros de la URL para determinar la operación a ejecutar. Antes de procesarla se aplican mecanismos de seguridad la validación del encabezado X-API-Key contra la variable de entorno ROM\_API\_KEY, rechazando con código 401 cualquier petición no autorizada y la gestión de CORS restringiendo los orígenes permitidos a los dominios declarados explícitamente, respondiendo con 204 a las peticiones preflight o solicitudes de verificación previa.

### *e. Base de datos*

Ambos sistemas utilizan Turso como motor de base de datos, el cual expone SQLite como servicio en la nube mediante una API HTTP, siendo un modelo simple y relacional de SQLite con conectividad remota. La comunicación desde PHP se realiza mediante la función turso(), implementada con curl, que envía las sentencias SQL al endpoint /v2/pipeline autenticándose con un Bearer token. Las sentencias se agrupan en un arreglo de operaciones con argumentos nombrados y una instrucción de cierre al final de cada llamada, como se muestra en la Figura 69.

```
function turso($stmts) {
    $reqs = array_map(fn($s) => ['type'=>'execute','stmt'=>isset($s['args'])
        ?['sql'=>$s['sql'],'named_args'=>array_map(fn($k,$v)=>['name'=>$k,'value'=>['type'=>'text',
            'value'=>(string)$v]),array_keys($s['args']),$s['args'])]
        :['sql'=>$s['sql']], $stmts);
    $reqs[]=['type'=>'close'];
    $ch=curl_init(TURSO_URL.'/v2/pipeline');
    curl_setopt_array($ch,[CURLOPT_RETURNTRANSFER=>true,CURLOPT_POST=>true,
        CURLOPT_HTTPHEADER=>['Authorization: Bearer '.TURSO_TOKEN,'Content-Type: application/json'],
        CURLOPT_POSTFIELDS=>json_encode(['requests'=>$reqs])]);
    $res=curl_exec($ch);$err=curl_error($ch);curl_close($ch);
    if($err) throw new Exception($err);
    $d=json_decode($res,true);
    if(!$d) throw new Exception('Turso error');
    return $d['results']??[];
}
```

Figura 69. Función en PHP para el envío de sentencias SQL hacia Turso vía HTTP

Al iniciar la aplicación, el sistema generó automáticamente las tablas necesarias cuando estas no existían. ROMAnalyzer utilizó una única tabla de sesiones con una columna data de tipo TEXT, donde se almacenó toda la información en formato JSON, con un enfoque semi-documental que permitió al frontend estructurar el contenido, como se muestra en la Figura 70.

| id | data                           | created_at               |
|----|--------------------------------|--------------------------|
| 10 | {"id": "10", "inicio": "202... | 2026-04-24T15:12:57.258Z |
| 12 | {"id": "12", "inicio": "202... | 2026-04-24T15:16:58.283Z |
| 14 | {"id": "14", "inicio": "202... | 2026-04-24T15:23:46.338Z |
| 17 | {"id": "17", "inicio": "202... | 2026-04-24T15:25:28.193Z |
| 2  | {"id": "2", "inicio": "2026... | 2026-04-24T14:31:51.390Z |
| 20 | {"id": "20", "inicio": "202... | 2026-04-24T15:46:34.894Z |
| 23 | {"id": "23", "inicio": "202... | 2026-04-24T15:52:31.195Z |
| 3  | {"id": "3", "inicio": "2026... | 2026-04-24T14:52:45.462Z |
| 33 | {"id": "33", "inicio": "202... | 2026-05-20T23:26:33.741Z |
| 34 | {"id": "34", "inicio": "202... | 2026-05-22T15:32:50.564Z |
| 35 | {"id": "35", "inicio": "202... | 2026-05-22T15:40:03.136Z |
| 39 | {"id": "39", "inicio": "202... | 2026-05-22T15:44:24.862Z |
| 40 | {"id": "40", "inicio": "202... | 2026-05-22T15:57:36.617Z |
| 43 | {"id": "43", "inicio": "202... | 2026-05-22T16:04:01.147Z |
| 45 | {"id": "45", "inicio": "202... | 2026-05-22T16:06:29.219Z |
| 49 | {"id": "49", "inicio": "202... | 2026-05-22T16:18:02.795Z |
| 5  | {"id": "5", "inicio": "2026... | 2026-04-24T14:55:18.364Z |
| 50 | {"id": "50", "inicio": "202... | 2026-05-22T16:22:07.989Z |

Figura 70. Tabla sesiones de ROMAnalyzer en Turso con datos en formato JSON

En cambio, RespMon empleó un esquema relacional normalizado compuesto por las tablas resp\_sesiones y resp\_eventos, destinadas al almacenamiento de los datos generales de cada sesión y de cada evento registrado, como se muestra en la Figura 71.

```
//ROMAnalyzer
turso([[ 'sql'=>"CREATE TABLE IF NOT EXISTS sesiones(id TEXT PRIMARY KEY,
data TEXT NOT NULL,created_at TEXT DEFAULT(strftime('%Y-%m-%dT%H:%M:%FZ','now')))" ]]);

// RespMon
[ 'sql'=>"CREATE TABLE IF NOT EXISTS resp_sesiones(
  id INTEGER PRIMARY KEY,
  paciente TEXT DEFAULT '',
  notas TEXT DEFAULT '',
  inicio TEXT NOT NULL,
  fin TEXT,
  total_ciclos INTEGER DEFAULT 0,
  total_apneas INTEGER DEFAULT 0,
  created_at TEXT DEFAULT(strftime('%Y-%m-%dT%H:%M:%FZ','now','-5 hours'))
)"],
[ 'sql'=>"CREATE TABLE IF NOT EXISTS resp_eventos(
  id INTEGER PRIMARY KEY,
  sesion_id INTEGER NOT NULL,
  timestamp TEXT NOT NULL,
  tipo TEXT NOT NULL,
  valor_s REAL NOT NULL,
  ie_ratio REAL DEFAULT 0
)"],
```

Figura 71. Definición de tablas en Turso para los sistemas

## f. Variables de entorno

Toda información sensible se gestiona mediante variables de entorno declaradas en `render.yaml`. Las variables `TURSO_URL` y `TURSO_TOKEN` gestionan la conexión a la base de datos, `ROM_API_KEY` es generada automáticamente por Render como valor aleatorio seguro, y `PORT` define el puerto de escucha. Ninguna credencial se incluye en el código fuente ni en la imagen Docker, como se muestra en la Figura 72.

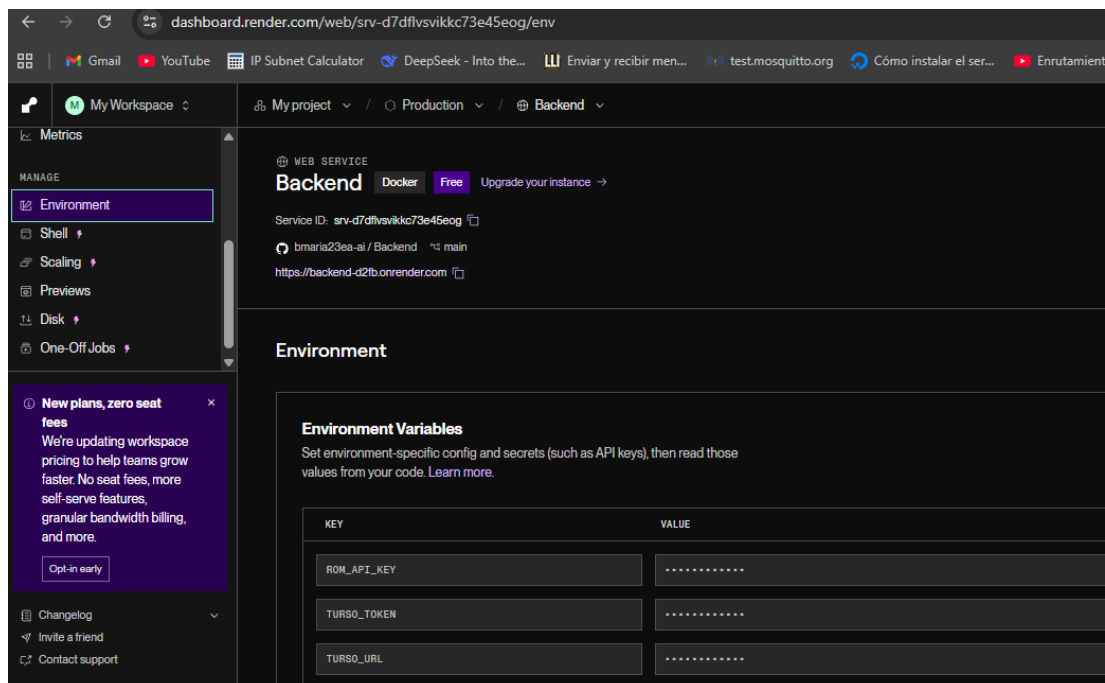


Figura 72. Variables de entorno configuradas en el panel de Render

### 3.1.7 Validación y usabilidad del sistema completo

La validación se realizó con 20 pacientes adultos mayores, de los cuales 11 corresponden al módulo músculo-esquelético y 9 al módulo respiratorio. Previamente a las sesiones con pacientes, los tres especialistas probaron la plataforma en ellos mismos, validando su funcionamiento antes de aprobar su uso clínico.

#### a. ROMAnalyzer

Para la validación del sistema ROMAnalyzer, se evaluaron adultos mayores con afecciones músculo-esqueléticas mediante ejercicios indicados por el fisioterapeuta según su diagnóstico, siguiendo las instrucciones del avatar en el entorno de RV. El sistema permitió registrar los rangos articulares mínimos y máximos de los segmentos corporales evaluados, diferenciar el lado afectado y el lado sano, e identificar la asimetría máxima entre ambos lados.

Se evaluaron cinco pacientes adultos mayores con afecciones músculo-esqueléticas localizadas en el tren superior. Los ejercicios realizados incluyeron elevación frontal, press de hombro, giro de torso y elevación lateral, según la condición clínica de cada paciente. Los resultados se presentan en la Tabla 28.

Tabla 28. Resumen de evaluación de rangos articulares en tren superior.

| Paciente               | Afección                            | Ejercicios                                        | Movimiento comprometido | Rangos mín / máx                                                                          |
|------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------------------|-------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------|
| P1, 75 años, masculino | Tendinitis de hombro izquierdo      | Elevación frontal, press de hombro, giro de torso | Abducción de hombro     | Lado afectado: 12.79° / 129.32°<br>Lado sano: 40.69° / 145.10°.<br>Asimetría máx.: 15.78° |
| P4, 82 años, femenino  | Tendinitis de hombro izquierdo      | Press de hombro, elevación frontal unilateral     | Abducción de hombro     | Lado afectado: 3.00° / 141.97°<br>Lado sano: 7.93° / 146.38°.<br>Asimetría máx.: 4.41°    |
| P5, 74 años, femenino  | Rotura supraespinoso derecho        | Elevación frontal, giro de torso                  | Flexión de hombro       | Lado afectado: 18.80° / 95.30°<br>Lado sano: 31.10° / 141.90°.<br>Asimetría máx.: 46.60°  |
| P6, 79 años, femenino  | Tendinitis manguito rotador derecho | Press de hombro, elevación lateral                | Abducción de hombro     | Lado afectado: 26.24° / 72.10°<br>Lado sano: 31.70° / 84.33°.<br>Asimetría máx.: 12.23°   |

|                        |                                            |                                    |                 |                                                                                          |
|------------------------|--------------------------------------------|------------------------------------|-----------------|------------------------------------------------------------------------------------------|
| P10, 67 años, femenino | Osteosíntesis por fractura de codo derecho | Elevación frontal, press de hombro | Flexión de codo | Lado afectado: 18.75° / 57.95°<br>Lado sano: 18.00° / 101.23°.<br>Asimetría máx.: 43.28° |
|------------------------|--------------------------------------------|------------------------------------|-----------------|------------------------------------------------------------------------------------------|

Los valores obtenidos en el lado afectado fueron menores que los registrados en el lado sano en todos los pacientes evaluados, evidenciando que el sistema basado en MediaPipe Pose logró diferenciar las asimetrías de rango articular entre ambos lados del cuerpo. La mayor asimetría se observó en P5, con una diferencia de 46.60° en flexión de hombro, lo cual es compatible con su diagnóstico de rotura del supraespinoso derecho. También destacó P10, con una diferencia de 43.28° en flexión de codo, relacionada con la osteosíntesis por fractura de codo derecho. Por el contrario, P4 presentó la menor diferencia entre lados, con 4.41° en abducción de hombro. Este valor podría estar influenciado por compensaciones del tronco, ya que fue la única paciente que realizó los ejercicios en posición sentada.

En el tren inferior se evaluaron dos pacientes con afecciones músculo-esqueléticas asociadas principalmente a rodilla y cadera. Los ejercicios utilizados fueron sentadilla libre, giro de torso y sentadilla frontal con barra. Los resultados se presentan en la Tabla 29.

Tabla 29. Resumen de evaluación de rangos articulares en tren inferior.

| Paciente                | Afección                                  | Ejercicios                      | Movimiento comprometido | Rangos mín / máx                                                                                                                                         |
|-------------------------|-------------------------------------------|---------------------------------|-------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| P2, 75 años, masculino  | Síndrome femoropatelar                    | Sentadilla libre, giro de torso | Flexión rodilla         | Sesión 1: Derecho 6.04° / 58.83°; izquierdo 3.00° / 57.75°. Sesión 2: Derecho 8.20° / 59.85°; izquierdo 7.10° / 63.15°. Asimetría máx. sesión 2: 3.30°   |
|                         |                                           |                                 | Abducción cadera        | Sesión 1: Derecho 2.78° / 21.13°; izquierdo 9.84° / 25.49°. Sesión 2: Derecho 2.56° / 23.76°; izquierdo 13.47° / 43.49°. Asimetría máx. sesión 2: 19.73° |
| P11, 73 años, masculino | Coxartrosis, molestia en cadera y piernas | Sentadilla frontal con barra    | Flexión cadera          | Derecho 8.08° / 19.30°; izquierdo 12.23° / 22.40°. Asimetría máx.: 3.10°                                                                                 |
|                         |                                           |                                 | Flexión rodilla         | Derecho 2.88° / 8.97°; izquierdo 1.70° / 9.10°. Asimetría máx.: 0.13°                                                                                    |
|                         |                                           |                                 | Abducción cadera        | Izquierdo 3.00° / 48.74°.                                                                                                                                |

En P2, con síndrome femoropatelar, se observó una evolución positiva entre sesiones, destacando el aumento de flexión de rodilla izquierda de 57.75° a 63.15° y derecha de

58.83° a 59.85°, evidenciando una mayor tolerancia y profundidad en la sentadilla, pero persistió una asimetría en cadera, principalmente por el aumento de abducción izquierda hasta 43.49°, por compensación lateral. En P11, con coxartrosis, los rangos fueron menores, con flexión de rodilla casi simétrica pero limitada, 8.97° derecha y 9.10° izquierda. Además, la abducción de cadera izquierda alcanzó 48.74°, al buscar compensación o búsqueda de estabilidad.

También se evaluaron cuatro pacientes con afecciones que involucraron movimientos tanto del tren superior como del tren inferior. En este grupo se analizaron ejercicios como sentadilla con barra, press de hombro, elevación frontal y sentadilla libre. Los resultados se presentan en la Tabla 30.

Tabla 30. Resumen de evaluación de rangos articulares en tren superior e inferior.

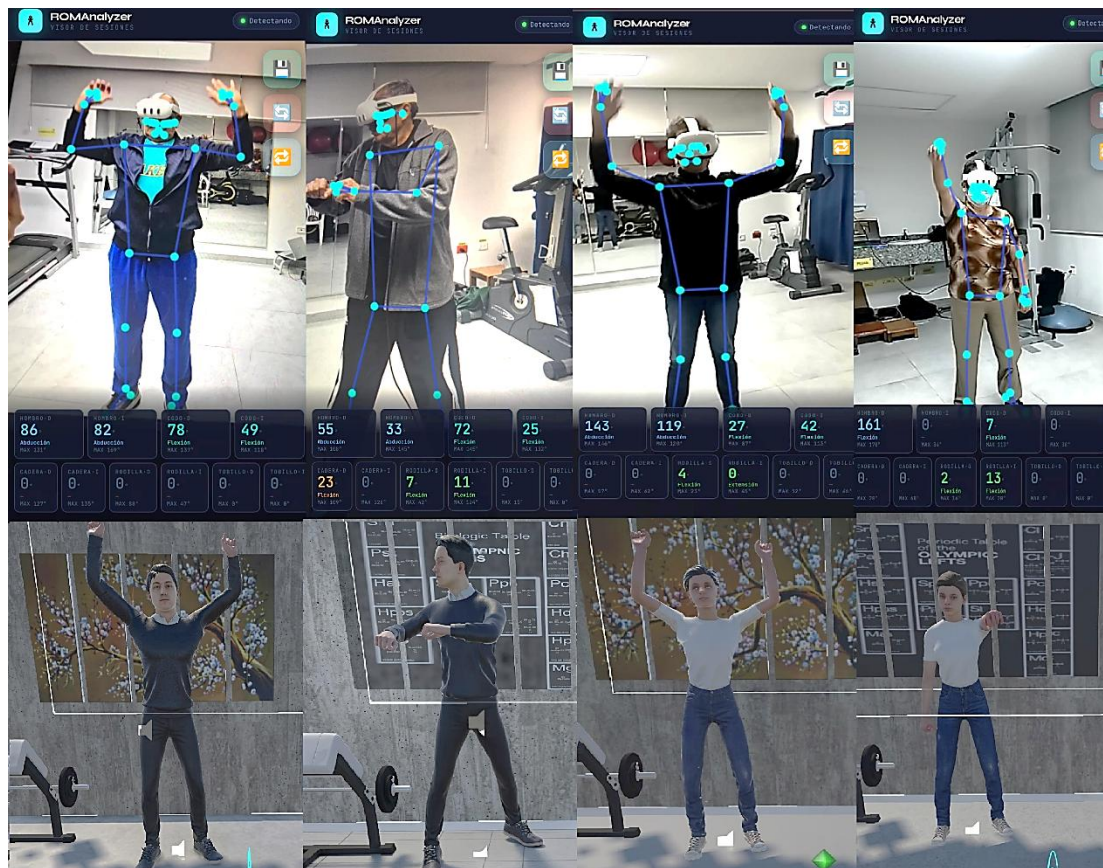
| Paciente              | Afección                   | Ejercicios                                               | Movimiento comprometido | Rangos mín / máx                                                                                                                                                                   |
|-----------------------|----------------------------|----------------------------------------------------------|-------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| P3, 65 años, femenino | Lesión meniscal grado 1    | Sentadilla con barra                                     | Flexión de hombro       | Sesión 1: Derecho: 3.00° / 36.66°. Izquierdo: 3.00° / 98.25°. Asimetría máx.: 61.59°. Sesión 2: Derecho: 4.95° / 126.99°. Izquierdo: 2.57° / 132.71°. Asimetría máx.: 5.72°.       |
|                       |                            |                                                          | Abducción de hombro     | Sesión 1: Derecho: 9.00° / 106.16°. Izquierdo: 5.59° / 62.45°. Asimetría máx.: 43.71°. Sesión 2: Derecho: 11.93° / 125.69°. Izquierdo: 20.93° / 137.12°. Asimetría máx.: 11.43°.   |
|                       |                            |                                                          | Flexión de codo         | Sesión 1: Derecho: 19.43° / 115.05°. Izquierdo: 25.00° / 104.83°. Asimetría máx.: 10.22°. Sesión 2: Derecho: 24.14° / 88.03°. Izquierdo: 22.50° / 113.32°. Asimetría máx.: 25.29°. |
|                       |                            |                                                          | Flexión de cadera       | Sesión 1: Derecho: 24.73° / 40.80°. Izquierdo: 24.36° / 40.62°. Asimetría máx.: 0.18°. Sesión 2: Derecho: 22.06° / 42.96°. Izquierdo: 15.17° / 42.78°. Asimetría máx.: 0.18°.      |
|                       |                            |                                                          | Flexión de rodilla      | Sesión 1: Derecho: 8.90° / 28.16°. Izquierdo: 8.28° / 23.16°. Asimetría máx.: 5.00°. Sesión 2: Derecho: 5.51° / 37.45°. Izquierdo: 5.20° / 38.07°. Asimetría máx.: 0.62°.          |
| P7, 73 años, femenino | Sarcopenia                 | Sentadilla con barra, press de hombro, elevación frontal | Flexión de hombro       | Derecho: 2.12° / 92.11°. Izquierdo: 2.54° / 90.78°. Asimetría máx.: 1.33°.                                                                                                         |
|                       |                            |                                                          | Abducción de hombro     | Derecho: 26.20° / 119.10°. Izquierdo: 25.00° / 118.87°. Asimetría máx.: 0.23°.                                                                                                     |
|                       |                            |                                                          | Flexión de codo         | Derecho: 12.34° / 131.74°. Izquierdo: 18.40° / 128.41°. Asimetría máx.: 3.33°.                                                                                                     |
|                       |                            |                                                          | Flexión de cadera       | Derecho: 37.50° / 50.13°. Izquierdo: 26.89° / 50.24°. Asimetría máx.: 0.11°.                                                                                                       |
|                       |                            |                                                          | Flexión de rodilla      | Derecho: 2.04° / 52.37°. Izquierdo: 3.13° / 52.10°. Asimetría máx.: 0.27°.                                                                                                         |
| P8, 67 años, femenino | Artrosis leve de rodilla y | Elevación frontal, sentadilla con barra                  | Flexión de hombro       | Sesión 1: Derecho: 8.86° / 162.93°. Izquierdo: 9.44° / 165.60°. Asimetría máx.: 2.67°. Sesión 2: Derecho: 3.31° / 160.06°. Izquierdo: 21.10° / 161.40°. Asimetría máx.: 1.34°.     |

|                       |                |                                   |                     |                                                                                                                                                                                   |
|-----------------------|----------------|-----------------------------------|---------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                       | dolor lumbar   | tipo peso muerto                  | Abducción de hombro | Sesión 1: Derecho: 20.53° / 157.32°. Izquierdo: 72.22° / 156.53°. Asimetría máx.: 0.79°. Sesión 2: Derecho: 22.05° / 85.79°. Izquierdo: 29.44° / 84.38°. Asimetría máx.: 1.41°.   |
|                       |                |                                   | Flexión de codo     | Sesión 1: Derecho: 13.90° / 63.75°. Izquierdo: 18.17° / 61.55°. Asimetría máx.: 2.20°. Sesión 2: Derecho: 16.14° / 113.56°. Izquierdo: 25.29° / 117.57°. Asimetría máx.: 4.01°.   |
|                       |                |                                   | Flexión de cadera   | Sesión 1: Derecho: 23.56° / 84.10°. Izquierdo: 26.30° / 81.23°. Asimetría máx.: 2.87°. Sesión 2: Derecho: 1.46° / 82.36°. Izquierdo: 2.24° / 81.70°. Asimetría máx.: 0.66°.       |
|                       |                |                                   | Flexión de rodilla  | Sesión 1: Derecho: 6.20° / 18.04°. Izquierdo: 8.38° / 15.63°. Asimetría máx.: 2.41°. Sesión 2: Derecho: 0.26° / 17.31°. Izquierdo: 0.17° / 18.00°. Asimetría máx.: 0.69°.         |
| P9, 69 años, femenino | Guillain-Barré | Press de hombro, sentadilla libre | Abducción de hombro | Sesión 1: Derecho: 30.22° / 102.40°. Izquierdo: 26.20° / 103.26°. Asimetría máx.: 0.86°. Sesión 2: Derecho: 16.00° / 118.74°. Izquierdo: 5.85° / 119.97°. Asimetría máx.: 1.23°.  |
|                       |                |                                   | Flexión de codo     | Sesión 1: Derecho: 21.39° / 110.62°. Izquierdo: 18.40° / 106.34°. Asimetría máx.: 4.28°. Sesión 2: Derecho: 29.56° / 112.85°. Izquierdo: 27.31° / 112.35°. Asimetría máx.: 0.50°. |
|                       |                |                                   | Flexión de cadera   | Sesión 1: Derecho: 3.11° / 8.71°. Izquierdo: 0.24° / 10.13°. Asimetría máx.: 1.42°. Sesión 2: Derecho: 6.36° / 9.20°. Izquierdo: 10.23° / 11.10°. Asimetría máx.: 1.90°.          |
|                       |                |                                   | Flexión de rodilla  | Sesión 1: Derecho: 2.42° / 8.20°. Izquierdo: 0 / 7.30°. Asimetría máx.: 0.90°. Sesión 2: Derecho: 2.46° / 12.43°. Izquierdo: 3.00° / 14.56°. Asimetría máx.: 2.13°.               |

En este grupo, la mayor asimetría se observó en P3 durante la primera sesión, con una diferencia de 61.59° en flexión de hombro, seguida de 43.71° en abducción de hombro. Estos valores estaban relacionados a la posición de los brazos durante la sentadilla con barra o con compensaciones posturales en la ejecución del movimiento. En la segunda sesión de P3 estas diferencias disminuyeron, alcanzando 5.72° en flexión de hombro y 11.43° en abducción de hombro, con una ejecución más simétrica del tren superior.

En los movimientos del tren inferior, las asimetrías fueron menores. En P3, la asimetría máxima en flexión de rodilla disminuyó de 5.00° en la primera sesión a 0.62° en la segunda, lo que indica una ejecución más simétrica entre ambas rodillas. Además, ambos lados aumentaron su rango máximo de flexión, mientras que en P8 pasó de 2.41° a 0.69°, lo cual indica una mayor simetría bilateral en sesiones posteriores. En P9, paciente con Guillain-Barré, la asimetría en flexión de rodilla fue baja en ambas sesiones, aunque aumentó ligeramente de 0.90° a 2.13°, ambos lados incrementaron sus valores máximos de flexión. En P7 fue el comportamiento más simétrico de la

En la Figura 73 se muestran cuatro pacientes durante la ejecución de ejercicios de press de hombro, giro de tronco y elevaciones laterales. Los movimientos fueron analizados mediante el sistema ROMAnalyzer, mientras eran guiados por el avatar de la plataforma de RV.



La Figura 74 se muestran dos pacientes durante la ejecución del ejercicio de rodilla, el cual completaron correctamente y recibieron una recompensa de tres estrellas. De forma paralela, ROMAnalyzer registró los ángulos articulares de rodilla, cadera y articulaciones superiores implicadas.



Figura 74. Análisis de ángulos en RV con ROMAnalyzer y gamificación

Los valores registrados por ROMAnalyzer debieron interpretarse como apoyo al seguimiento funcional y no como diagnóstico aislado. Las diferencias entre lados pudieron estar influenciadas por compensaciones del tronco, posicionamiento de la cámara, iluminación, oclusión corporal y las limitaciones propias del análisis en 2D. Adicionalmente, la configuración del sistema operó con una visibilidad mínima de 0.75, suavizado sobre 10 frames, recorte de variación de 8° entre frames y confirmación de mínimos y máximos con 3 frames estables. Estos criterios redujeron el ruido de la señal, pero también pudieron omitir movimientos pequeños, rápidos o parcialmente ocultos.

### ***b. RespMon***

Antes de iniciar las sesiones de monitoreo, se realizaron pruebas para verificar el correcto funcionamiento de la banda diafragmática. Durante estas pruebas, el sistema procesó las señales respiratorias en tiempo real mediante comunicación BLE y

funcionó según lo esperado. Además, descartó automáticamente los ciclos no válidos, identificó eventos de apnea inspiratoria y registró únicamente los ciclos completos para calcular parámetros como Ti, Te, relación I:E y frecuencia respiratoria, como se muestra en la Figura 75.

The screenshot shows the 'Monitor Serie' window of the RespMon software. At the top, there is a status bar that says 'No conectado. Selecciona una placa y un puerto para conectar' (Not connected. Select a board and a port to connect). Below this, there is a dropdown menu for 'Nueva línea' (New line) and a text field showing '115200 b'. The main area of the window displays a list of respiratory cycle data in a text-based format. The data includes parameters such as Ti (inspiratory time), Te (expiratory time), amp (amplitude), thr (threshold), IE (I:E ratio), and IE (inspiratory/expiratory volume). The data is organized into groups, with some groups starting with '[BLE] CICLO' and others with '[DESCARTE]'. The data is displayed in a monospaced font, typical of serial output.

```
[BLE] CICLO,2.52,1.12,0.00,16.5,20.4,0.44
[DESCARTE] Ti=2600ms Te=880ms amp=0.0140 thr=0.0150 IE=0.34
[APNEA FSM] POSIBLE tras 8.4s
[APNEA INSP] Ti=4.48s → apnea estimada ~2.0s
[DESCARTE] Ti=460ms Te=540ms amp=0.0239 thr=0.0150 IE=1.17
[DESCARTE] Ti=1700ms Te=460ms amp=0.0140 thr=0.0150 IE=0.27
[BLE] CICLO,2.54,1.32,3.16,15.5,11.0,0.52
[BLE] CICLO,1.18,1.00,0.00,27.5,12.2,0.85
[APNEA INSP] Ti=4.36s → apnea estimada ~1.9s
[DESCARTE RPM] 43.5 rpm
[DESCARTE] Ti=5600ms Te=820ms amp=0.0143 thr=0.0150 IE=0.15
[APNEA FSM] POSIBLE tras 8.0s
[BLE] CICLO,2.02,0.56,6.42,23.3,9.8,0.28
[BLE] CICLO,2.46,0.50,0.00,20.3,9.8,0.20
[DESCARTE RPM] 47.6 rpm
[APNEA INSP] Ti=5.34s → apnea estimada ~2.8s
[BLE] CICLO,2.78,0.54,0.00,18.1,8.7,0.19
[BLE] CICLO,1.36,1.54,0.00,20.7,11.8,1.13
[DESCARTE] Ti=480ms Te=880ms amp=0.0985 thr=0.0150 IE=1.83
[DESCARTE] Ti=500ms Te=860ms amp=0.0709 thr=0.0150 IE=1.72
[DESCARTE] Ti=500ms Te=440ms amp=0.0385 thr=0.0150 IE=0.88
[BLE] APNEA_TERAP,5.32,0.00
[APNEA INSP] Ti=7.82s → apnea estimada ~5.3s
[BLE] CICLO,1.12,1.02,0.00,28.0,28.0,0.91
[BLE] CICLO,1.72,1.48,0.00,18.8,18.8,0.86
[BLE] CICLO,2.98,0.82,0.00,15.8,17.1,0.28
```

Figura 75. Salida serial del algoritmo RespMon durante sesión en tiempo real

Se realizaron sesiones individuales de monitoreo respiratorio con 9 adultos mayores del grupo respiratorio, de entre 65 y 89 años. Cada paciente ejecutó al menos un ejercicio asistido en RV complementado por RespMon, seleccionado por el terapeuta según su condición clínica (Tabla 31). Durante la sesión, el sistema registró automáticamente Ti, Te, relación I:E y eventos de apnea.

Tabla 31. Ejercicios Propuestos.

| Nº | Ejercicio propuesto                | Descripción                                                      | Objetivo                                                          | Recomendación                                               |
|----|------------------------------------|------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|
| 1  | Apnea controlada en sedestación    | Inspiración nasal profunda, apnea breve y espiración oral lenta. | Mejorar el control ventilatorio y la tolerancia a la hipercapnia. | 5–8 repeticiones, 2 series. Progresar hasta 6–8 s de apnea. |
| 2  | Ventilación diafragmática dirigida | Inspirar expandiendo el abdomen y espirar con labios fruncidos.  | Favorecer el patrón diafragmático y el reclutamiento basal.       | 10–12 ciclos, 3 series. Añadir presión abdominal leve.      |

|   |                                         |                                                                   |                                                                 |                                                                          |
|---|-----------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------|
| 3 | Apnea intermitente en tripode           | Inspirar profundo, mantener apnea y espirar activamente.          | Entrenar musculatura inspiratoria y tolerancia al esfuerzo.     | 6–10 repeticiones, 2 series. Añadir contracción abdominal leve.          |
| 4 | Inspiración fraccionada                 | Inspirar en varios tiempos cortos y espirar de forma continua.    | Mejorar capacidad inspiratoria y control respiratorio.          | 8 repeticiones, 2–3 series. Progresar a 4–5 tiempos.                     |
| 5 | Espiración fraccionada                  | Inspirar profundo y espirar en fases con pausas breves.           | Facilitar el vaciamiento pulmonar y reducir atrapamiento aéreo. | 10 repeticiones, 2 series. Aumentar fases espiratorias.                  |
| 6 | Apnea con cierre glótico                | Inspirar, cerrar glotis en apnea y espirar de forma controlada.   | Mejorar coordinación glótica y fuerza inspiratoria.             | 5 repeticiones, 2–3 series. Aumentar tiempo de cierre glótico.           |
| 7 | Espiración resistida simulada           | Inspirar por nariz y espirar contra resistencia.                  | Fortalecer la musculatura espiratoria.                          | 10–15 repeticiones, 2 series. Aumentar resistencia o tiempo espiratorio. |
| 8 | Apnea alternada con respiración rítmica | Combinar respiraciones profundas, apnea y respiración controlada. | Mejorar tolerancia respiratoria y capacidad vital.              | 4–6 ciclos, 2 series. Reducir respiraciones previas de 3 a 1.            |

Los resultados obtenidos durante las sesiones de monitoreo se presentan en la Tabla 32. La frecuencia respiratoria promedio del grupo fue de 13,6 rpm, valor ubicado dentro del rango esperado para adultos mayores de 12 a 28 rpm. La única excepción fue la paciente de 89 años con atelectasia, quien registró 8,9 rpm. Este valor se relacionó con su condición clínica, edad avanzada y una señal respiratoria débil para la detección del sensor MPU. En cuanto a la relación I:E, los valores oscilaron entre 1:0,69 y 1:1,18. En los casos asociados a EPOC y recuperación de neumonía, la fase espiratoria fue mayor, resultando coherente con las características respiratorias esperadas en este tipo de condiciones de 1:1,2 a 1:2. Los eventos de apnea terapéutica se presentaron únicamente en quienes realizaron el Ejercicio 1 de apnea controlada. En uno de los casos se registraron 4 eventos, con una duración promedio de 3,9 s y un valor máximo de 5,3 s; mientras que en otro se identificaron 3 eventos, con una duración promedio de 3,4 s y un valor máximo de 4,1 s. Aunque se esperaba una mayor cantidad de apneas, el sistema solo consideró pausas respiratorias a partir de los 3 s, para evitar que pausas normales de la respiración fueran clasificadas como eventos de apnea.

Tabla 32. Parámetros respiratorios registrados por RespMon durante las sesiones de validación.

| Pacien<br>te | Eda<br>d | Afección                       | Terapia                                            | rp<br>m  | Inspiraci<br>ón (s) | Espiraci<br>ón (s) | Relaci<br>ón I:E | Apneas<br>terapéutic<br>as              | Cicl<br>os |
|--------------|----------|--------------------------------|----------------------------------------------------|----------|---------------------|--------------------|------------------|-----------------------------------------|------------|
| P1           | 65       | Asma                           | Ej. 1 ·<br>Apnea<br>controlada ·<br>2 series       | 11       | 1.02                | 1.32               | 1:0.91           | 4 apneas -<br>prom 3.9 s,<br>máx. 5.3 s | 17         |
| P2           | 66       | Respiració<br>n<br>superficial | Ej. 1 ·<br>Apnea<br>controlada ·<br>2 series       | 18.<br>8 | 1.01                | 1.31               | 1:0.88           | 3 apneas -<br>prom 3.4 s,<br>máx 4.1 s  | 11         |
| P3           | 73       | Secuelas<br>post-<br>COVID     | Ej. 7 ·<br>Resistencia<br>espiratoria              | 13.<br>4 | 1.67                | 1.49               | 1:1.06           | 0                                       | 21         |
| P4           | 68       | Disnea<br>funcional            | Ej. 2 ·<br>Diafragmáti<br>co · 2 series            | 16.<br>6 | 1.38                | 1.23               | 1:0.98           | 0                                       | 13         |
| P5           | 79       | Debilidad<br>diafragma         | Ej. 2 ·<br>Diafragmáti<br>co · 2 series            | 14.<br>1 | 1.78                | 1.11               | 1:0.69           | 0                                       | 22         |
| P6           | 89       | Atelectasia                    | Ej. 2 ·<br>Diafragmáti<br>co · 2 series            | 8.9      | 1.76                | 1.46               | 1:0.9            | 0                                       | 20         |
| P7           | 66       | Secuelas<br>post-<br>COVID     | Ej. 2 ·<br>Diafragmáti<br>co · 2 series            | 17.<br>7 | 1.32                | 1.38               | 1:0.87           | 0                                       | 12         |
| P8           | 67       | EPOC leve                      | Ej. 7 ·<br>Resistencia<br>espiratoria ·<br>12 reps | 10.<br>8 | 1.85                | 1.99               | 1:1.18           | 0                                       | 17         |
| P9           | 70       | Recuperaci<br>ón<br>neumonía   | Ej. 2 ·<br>Diafragmáti<br>co                       | 11.<br>5 | 1.57                | 1.71               | 1:1.16           | 0                                       | 16         |

En la Figura 76 se muestra el caso de la paciente 4, con disnea funcional, quien realizó el Ejercicio 2 de ventilación diafragmática dirigida, basado en inspirar expandiendo el abdomen y espirar lentamente con los labios fruncidos.



Figura 76. Evaluación con el sistema RespMon, banda diafragmática y RV.

Los valores de relación I:E registrados, se ubicaron por debajo del rango terapéutico de referencia atribuyéndose a tres factores observados durante las sesiones. En primer lugar, varios pacientes presentaron un patrón de elevación diafragmática en el que el diafragma ascendía durante la inhalación, pero se mantenía en esa posición durante la exhalación, lo que generó que la banda registrara una fase inspiratoria más pronunciada que la espiratoria. En segundo lugar, algunos pacientes respiraron con señal débil o con mayor desplazamiento en la zona debajo del xifoides, lo que dificultó la discriminación de la fase espiratoria por parte del sensor. Finalmente, al tratarse de respiración forzada durante ejercicios terapéuticos y no de respiración en reposo, el patrón respiratorio natural se alteró, acelerando la frecuencia y modificando la proporción I:E esperada. Estos factores no indican un fallo del sistema sino condiciones propias de la población evaluada y del contexto de la sesión.

En cuanto a la seguridad del usuario, los niveles de corriente registrados durante la operación del dispositivo se encuentran ampliamente por debajo de los umbrales de

riesgo eléctrico establecidos por la norma IEC 60601-1:2012 para equipos médicos de uso personal. A esto se suma que la banda se ubica sobre la ropa en la zona toracoabdominal, sin contacto directo con la piel, y que las sesiones de uso tienen una duración como máximo de hasta 20 minutos, garantizando que el dispositivo no representa ningún riesgo eléctrico ni térmico para la salud del usuario.

### ***c. Encuesta de satisfacción y usabilidad***

Al finalizar su última sesión, los 20 pacientes completaron una encuesta de satisfacción y usabilidad sobre la plataforma de RV. La satisfacción general promedió 4.48 sobre 5, equivalente al 89.6% de la puntuación máxima. Los aspectos mejor valorados fueron la disposición a recomendar el sistema a otros pacientes en rehabilitación de 4.90, seguidos de la motivación que generó el entorno virtual para completar los ejercicios y la claridad de las instrucciones del avatar, ambos con 4.80. El único aspecto por debajo de 4.00 fue la facilidad para moverse dentro del entorno virtual, con 3.90. El análisis de correlación de Spearman no mostró relación significativa entre satisfacción y edad ( $Rho = -0.30$ ,  $p = 0.196$ ), ni entre satisfacción y número de sesiones ( $Rho = -0.19$ ,  $p = 0.422$ ), lo que indica que la aceptación de la plataforma fue consistentemente alta sin importar el perfil del paciente.

Los tres profesionales de la salud involucrados también realizaron una encuesta para evaluar la plataforma y los sistemas ROMAnalyzer y RespMon, organizando su valoración en tres dimensiones. El resultado global fue de 4.75 sobre 5, lo que representa el 95% de la puntuación máxima. Respecto al monitoreo clínico, el registro de ángulos articulares recibió la puntuación más alta, lo que respalda a ROMAnalyzer como una herramienta de apoyo confiable para el fisioterapeuta. La utilidad de los datos respiratorios en la toma de decisiones clínicas alcanzó 4.50, mientras que la detección automática de apneas obtuvo 4.00, una puntuación que se explica por el umbral mínimo de 3 segundos configurado en RespMon para evitar falsos positivos, lo cual generó un registro más conservador de eventos. En cuanto a la supervisión en tiempo real, el seguimiento mediante dispositivo móvil y la organización de datos por sesión, articulación y lado corporal obtuvieron puntuación máxima. Los especialistas destacaron que esta modalidad permite acompañar al paciente clínicamente sin

interrumpir su inmersión en el entorno virtual, y que la estructura de ROMAnalyzer facilita detectar diferencias entre ambos lados del cuerpo.

***d. Costos de implementación***

No se generó costos iniciales asociados al software, debido a que se utilizaron herramientas gratuitas como Blender para el modelado 3D y Unity para el desarrollo del simulador. Por esta razón, los gastos se concentraron principalmente en los equipos necesarios para ejecutar la experiencia de RV, como las gafas Meta Quest 3 y una computadora con capacidad suficiente para garantizar un funcionamiento óptimo. Además, se emplearon algunos componentes electrónicos complementarios para la interacción con el sistema, los cuales se detallan en la Tabla 33. También fue necesario el uso de un celular, sin embargo, este no representó un costo adicional, ya que no fue adquirido específicamente para el desarrollo del proyecto.

Tabla 33. Costos de implementación

| Ítem  | Recursos                                  | Cantidad | Precio Unitario | Precio Total |
|-------|-------------------------------------------|----------|-----------------|--------------|
| 1     | Computadora de alta gama                  | 1        | \$1,378.99      | \$1,378.99   |
| 2     | Gafas Meta Quest 3                        | 1        | \$500.00        | \$500.00     |
| 3     | Cable Meta Quest Link                     | 1        | \$80.00         | \$80.00      |
| 4     | ESP32-C3 Super Mini                       | 1        | \$8.95          | \$8.95       |
| 5     | Batería RECYKO recargable 9V 200MAH GP    | 1        | \$14.00         | \$14.00      |
| 6     | Convertidor de voltaje 12V a 5V y 3.3V DC | 1        | \$4.10          | \$4.10       |
| 7     | Cargador pilas 2AA-AAA-9V DC302           | 1        | \$8.50          | \$8.50       |
| 8     | Implementación                            | 1        | \$150.00        | \$150.00     |
| Total |                                           |          |                 | \$2,144.54   |

## CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 4.1 Conclusiones

- La revisión bibliográfica realizada permitió establecer una base sólida para seleccionar las técnicas de rehabilitación física y respiratoria con mayor potencial de adaptación a la RV. Las técnicas identificadas, que abarcan ejercicios articulares de tren superior e inferior, respiración diafragmática, apnea controlada y caminata de seis minutos, demostraron ser pertinentes y ejecutables dentro del entorno inmersivo, evidenciando coherencia entre la fundamentación teórica y el diseño práctico del sistema.
- El sistema electrónico inmersivo para rehabilitación respiratoria RespMon demostró ser capaz de registrar y clasificar en tiempo real parámetros respiratorios como la frecuencia, los tiempos de inhalación y exhalación, la relación I:E y los eventos de apnea durante las sesiones de rehabilitación. La frecuencia respiratoria promedio del grupo fue de 13.6 rpm, manteniéndose dentro del rango fisiológico esperado para adultos mayores, y la autonomía de la banda diafragmática de aproximadamente 3 horas por carga resultó suficiente para cubrir múltiples sesiones terapéuticas consecutivas.
- La validación de la banda diafragmática frente al monitor de referencia RS01 en 10 sesiones de rehabilitación respiratoria arrojó un error relativo promedio de 8.4%, con un valor mínimo de 3.1% registrado en las condiciones de mayor estabilidad. Este margen de error es atribuible en parte a las características propias de la población adulta mayor y al entorno clínico real, lo que confirma la funcionalidad del sistema para uso terapéutico supervisado y evidencia a su vez la necesidad de continuar refinando los algoritmos de detección para poblaciones con patrones respiratorios irregulares.
- La plataforma de RV desarrollada para la rehabilitación músculo-esquelética y respiratoria en adultos mayores demostró ser una herramienta clínicamente funcional y motivadora. La incorporación de escenarios inmersivos como el gimnasio, el bosque y un entorno de vida cotidiana, con ejercicios guiados por

avatares, permitió que los pacientes asociaran su rehabilitación con situaciones reales de su día a día, favoreciendo su involucramiento y adherencia al tratamiento.

- Los rangos articulares registrados durante las sesiones evidenciaron la diversidad clínica de la muestra, con valores que varían considerablemente entre pacientes según su diagnóstico, edad y nivel de actividad física. Este hallazgo confirma que una plataforma de rehabilitación destinada a adultos mayores no puede operar con parámetros únicos y genéricos, sino que requiere umbrales individualizados que reflejen la condición real de cada paciente para que la retroalimentación visual y los indicadores del sistema sean clínicamente significativos.
- La implementación y validación en un entorno clínico controlado con 20 pacientes adultos mayores y tres profesionales de la salud arrojó una aceptación consistentemente alta. Los pacientes valoraron especialmente la motivación que generó el entorno virtual para completar sus ejercicios y la claridad con la que el avatar guía demostraba cada movimiento, mientras que los profesionales destacaron la utilidad de ROMAnalyzer para identificar diferencias de rango articular entre el lado afectado y el lado sano, señalando su potencial como apoyo objetivo al seguimiento fisioterapéutico.

## **4.2 Recomendaciones**

- Unificar los módulos músculo-esquelético y respiratorio en una sola plataforma desarrollada en Unity, de modo que el terapeuta pueda gestionar desde una misma interfaz la sesión de rehabilitación completa, incluyendo tanto los ejercicios articulares como los respiratorios. Esta integración reduciría la carga operativa del profesional, eliminaría la necesidad de alternar entre herramientas y permitiría correlacionar en tiempo real los datos de ambos sistemas durante la misma sesión.
- Consolidar los repositorios de ROMAnalyzer y RespMon en una única base de datos compartida, de manera que tanto el paciente como el terapeuta accedan

a un historial clínico integral que incluya los registros articulares y respiratorios de cada sesión. Esto facilitaría el seguimiento longitudinal, evitaría la fragmentación de la información y mejoraría la trazabilidad de la evolución del paciente a lo largo del tratamiento.

- Ampliar las pruebas con muestras más diversas e incorporar algoritmos de detección adaptativa que ajusten automáticamente los umbrales de alerta, los rangos esperados y la retroalimentación visual de acuerdo con el perfil individual de cada paciente, establecido mediante una sesión de calibración inicial en ambos sistemas, dado que los patrones articulares y respiratorios de un adulto mayor activo difieren significativamente de los de un adulto mayor sedentario o con patología.
- Desarrollar un módulo de orientación clínica integrado directamente en la interfaz de la plataforma, que explique al terapeuta el significado de cada indicador del sistema, incluyendo el criterio de asignación de colores a los ángulos articulares, la interpretación de la relación I:E, los criterios de clasificación de un evento como apnea y el significado de los tiempos de inhalación y exhalación registrados, entre otros aspectos. Este recurso no debería ser un documento externo, sino estar disponible de forma contextual durante la sesión para retroalimentar al profesional sin interrumpir el flujo de trabajo.
- Incorporar una cámara con sensor de profundidad en lugar del dispositivo móvil actual para el análisis articular, aprovechando las capacidades 3D que ya ofrece MediaPipe Pose. Esto permitiría obtener la coordenada Z de cada punto de referencia corporal, mejorando significativamente la precisión en la detección de articulaciones y reduciendo los errores generados por la oclusión corporal, las compensaciones posturales y las limitaciones propias del análisis en 2D.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización Panamericana de la Salud (OPS/OMS), *Las Enfermedades No Transmisibles y los Derechos Humanos en las Américas*. 2023.
- [2] Organización Mundial de la Salud (OMS), «Rehabilitación», <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>.
- [3] M. García-Saugar, C. Jaén-Jover, S. Hernández-Sánchez, E. J. Poveda-Pagán, y C. Lozano-Quijada, «Recommendations for outpatient respiratory rehabilitation of long COVID patients», *An. Sist. Sanit. Navar.*, vol. 45, n.º 1, abr. 2022, doi: 10.23938/ASSN.0978.
- [4] C. L. Rochester, «Barriers to Pulmonary Rehabilitation», *Respir. Care*, vol. 69, n.º 6, pp. 713-723, may 2024, doi: 10.4187/respcare.11656.
- [5] A. Arbillaga-Etxarri *et al.*, «[Respiratory physiotherapy in post-COVID-19: a decision-making algorithm for clinical practice].», *Open respiratory archives*, vol. 4, n.º 1, p. 100139, 2022, doi: 10.1016/j.opresp.2021.100139.
- [6] V. Colombo, A. Aliverti, y M. Sacco, «Virtual reality for COPD rehabilitation: a technological perspective», *Pulmonology*, vol. 28, n.º 2, pp. 119-133, mar. 2022, doi: 10.1016/j.pulmoe.2020.11.010.
- [7] R. C. Dávila-Morán, J. Salazar Montenegro, J. M. Chávez-Díaz, y E. F. Peralta Loayza, «Usos de la realidad virtual en la rehabilitación física: una revisión sistemática», *Retos*, vol. 61, pp. 1060-1070, oct. 2024, doi: 10.47197/retos.v61.110044.
- [8] Patricia Álvaro Verdejo, Jaime Delgado Lería, Jorge Garate Cativiela, Leticia Campo Falgueras, Vanessa Martín Périz, y Rebeca Arregui Combalía, «La realidad virtual en fisioterapia: una revolución en la rehabilitación», *Revista Sanitaria de Investigación*, vol. 5, n.º 8, ago. 2024.
- [9] M. L. van Tilburg *et al.*, «Barriers and Facilitators to the Implementation of Digital Health Services for People With Musculoskeletal Conditions in the Primary Health Care Setting: Systematic Review», *J. Med. Internet Res.*, vol. 26, p. e49868, may 2024, doi: 10.2196/49868.
- [10] M. G. González-Rendón C. AND Moreno-Monsiváis, «Manejo del dolor crónico y limitación en las actividades de la vida diaria», *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, vol. 14, pp. 422-427, may 2007, [En línea]. Disponible en: [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1134-80462007000600004&nrm=iso](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1134-80462007000600004&nrm=iso)
- [11] A. Napetschnig y W. Deiters, «Requirements of Innovative Technologies to Promote Physical Activity Among Senior Citizens: A Systematic Literature Review», *INQUIRY: The Journal of Health Care Organization, Provision, and Financing*, vol. 62, may 2025, doi: 10.1177/00469580251349665.
- [12] J. Castellanos-Ruiz, M. Y. Pinzón-Bernal, y E. J. Giraldo-Samboní, «Virtual reality for spastic hand in stroke patient. systematic review», 2020, *Fundacion para la difusion neurologica en Ecuador - FUNDINE*. doi: 10.46997/REVECUATNEUROL29200067.

- [13] C. Rockstroh, J. Blum, y A. S. Göritz, «A mobile VR-based respiratory biofeedback game to foster diaphragmatic breathing», *Virtual Real.*, vol. 25, n.º 2, pp. 539-552, may 2021, doi: 10.1007/s10055-020-00471-5.
- [14] C. A. Jácome Vallejo, D. L. Mueces Andrango, y G. A. Zambrano Cedeño, «Neuroplasticidad y Neurorehabilitación avanzada.», *Journal Growing Health*, vol. 1, n.º 1, pp. 29-41, abr. 2024, doi: 10.59282/jgh1(1)29-41.
- [15] M. García-Sánchez, E. Obrero-Gaitán, M. Piñar-Lara, M. C. Osuna-Pérez, Á. Díaz-Fernández, y I. Cortés-Pérez, «Early rehabilitation using virtual reality-based therapy can enhance hip function and self-perception of improvement following total hip arthroplasty: A systematic review and meta-analysis», *Geriatr. Nurs. (Minneapolis)*, vol. 60, pp. 593-601, may 2024, doi: 10.1016/j.gerinurse.2024.10.020.
- [16] Kerly Alejandra Rivera Tuarez, «Realidad virtual en la recuperación de movilidad y fuerza en lesión del manguito rotador», *Sinergia Académica*, vol. 8, n.º 4, 2025.
- [17] R. C. Dávila-Morán, «La rehabilitación física y sus avances con realidad virtual: una revisión sistemática», *Federación Española de Asociaciones de Docentes de Educación Física (FEADEF)*, pp. 1-10, may 2024.
- [18] A. Kechichian *et al.*, «Multimodal Interventions Including Rehabilitation Exercise for Older Adults With Chronic Musculoskeletal Pain: A Systematic Review and Meta-analyses of Randomized Controlled Trials», *Journal of Geriatric Physical Therapy*, vol. 45, n.º 1, pp. 34-49, may 2022, doi: 10.1519/JPT.0000000000000279.
- [19] E. G. GONZALES, «RANGOS ARTICULARES Y LA CAPACIDAD FUNCIONAL EN ADULTOS MAYORES DEL ALBERGUE SOCIEDAD DE BENEFICENCIA EN HUANCAYO 2017», UNIVERSIDAD ALAS PERUANAS, 2018.
- [20] F. Peterson. Kendall, E. Kendall. McCreary, P. Geise. Provance, R. W. . Crosby, P. J. . Andrews, y Charles. Krause, *Muscles, testing and function : with Posture and pain*. Lippincott Williams & Wilkins, 1993.
- [21] W. H. Organization, *WHO guideline for non-surgical management of chronic primary low back pain in adults in primary and community care settings*. World Health Organization, 2023.
- [22] M. Hou, J. He, D. Liu, C. Guo, Y. Ma, y X. Luo, «Bilateral lower limb symmetry during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in stroke patients with hemiplegia», *Front. Neurol.*, vol. 16, may 2025, doi: 10.3389/fneur.2025.1494133.
- [23] H. E. Cho, «노화에 따른 호흡기계 변화의 이해», *Annals of CardioPulmonary Rehabilitation*, vol. 3, n.º 2, pp. 27-34, may 2023, doi: 10.53476/acpr.2023.3.2.27.
- [24] J. L. Schneider, J. H. Rowe, C. Garcia-de-Alba, C. F. Kim, A. H. Sharpe, y M. C. Haigis, «The aging lung: Physiology, disease, and immunity», *Cell*, vol. 184, n.º 8, pp. 1990-2019, may 2021, doi: 10.1016/j.cell.2021.03.005.
- [25] M. P. Shukla y S. S. Mavkar, «Effect of Buteyko Breathing Technique as an Adjunct to Routine Physiotherapy on Pulmonary Functions in Patients Undergoing Off-pump Coronary Artery Bypass Surgery: A Randomized Controlled Trial», *Indian Journal of Critical Care Medicine*, vol. 28, n.º 3, pp. 280-285, may 2024, doi: 10.5005/jp-journals-10071-24655.

- [26] A. Arnal-Gómez, M. Saavedra-Hernández, A. Martínez-Millana, y G. V Espí-López, «Clinical Changes of Respiratory Parameters in Institutionalized Older Adults after a Physiotherapy Program Combining Respiratory and Musculoskeletal Exercises», *Healthcare*, vol. 10, n.º 9, p. 1680, may 2022, doi: 10.3390/healthcare10091680.
- [27] D. C. J. Howell, «SIGNS OF RESPIRATORY DISEASE | Breathing Patterns», en *Encyclopedia of Respiratory Medicine*, G. J. Laurent y S. D. Shapiro, Eds., Oxford: Academic Press, 2006, pp. 18-22. doi: <https://doi.org/10.1016/B0-12-370879-6/00352-5>.
- [28] W.-M. Liang *et al.*, «Respiratory patterns and physical fitness in healthy adults: a cross-sectional study», *BMC Public Health*, vol. 24, n.º 1, p. 228, 2024, doi: 10.1186/s12889-024-17687-8.
- [29] S. Motamedi-Fakhr, R. Iles, N. Barker, J. Alexander, y B. G. Cooper, «Reference equations for tidal breathing parameters using structured light plethysmography», *ERJ Open Res.*, vol. 7, n.º 2, abr. 2021, doi: 10.1183/23120541.00050-2021.
- [30] A. Rodríguez-Molinero, L. Narvaiza, J. Ruiz, y C. Gálvez-Barrón, «Normal Respiratory Rate and Peripheral Blood Oxygen Saturation in the Elderly Population», *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 61, n.º 12, pp. 2238-2240, may 2013, doi: 10.1111/jgs.12580.
- [31] Z. Dodange, A. Darvishpour, M. J. Ershad, y B. Gholami-Chaboki, «Comparison of the Effects of Diaphragmatic Breathing and Pursed-lip Breathing Exercises on the Sleep Quality of Elderly Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD): A Clinical Trial Study», *Therapeutic Advances in Pulmonary and Critical Care Medicine*, vol. 19, may 2024, doi: 10.1177/29768675241302901.
- [32] R. Berry *et al.*, «Rules for Scoring Respiratory Events in Sleep: Update of the 2007 AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events», *J. Clin. Sleep Med.*, vol. 8, pp. 597-619, may 2012, doi: 10.5664/jcsm.2172.
- [33] A. Joskin y M. Bruyneel, «Challenges in Obstructive Sleep Apnea Management in Elderly Patients», *J. Clin. Med.*, vol. 13, n.º 24, p. 7718, may 2024, doi: 10.3390/jcm13247718.
- [34] M. Pittara, M. Matsangidou, y C. S. Pattichis, «Virtual Reality for Pulmonary Rehabilitation: Comprehensive Review», *JMIR Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 10, p. e47114, may 2023, doi: 10.2196/47114.
- [35] R. Baruah, *Virtual Reality with VRTK4*. Apress, 2020. doi: 10.1007/978-1-4842-5488-2.
- [36] S. Järvenpää, «CAPABILITIES OF THE OPEN-SOURCE GODOT ENGINE IN GAME DEVELOPMENT COMPARED TO UNITY AND UNREAL ENGINE», Tampere University, 2025.
- [37] Meta, «Meta Quest 3», 2025.
- [38] Tony Mullen, *Mastering Blender*. Canada: Indianapolis, 2009.
- [39] Blender, «Blender 5.1 Reference Manual», 2025.
- [40] P.-J. Chen, H.-F. Hsu, K.-M. Chen, y F. Belcastro, «VR exergame interventions among older adults living in long-term care facilities: A systematic review with Meta-

- analysis», *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 66, n.º 3, p. 101702, abr. 2023, doi: 10.1016/j.rehab.2022.101702.
- [41] S. H. H. Shah, A. S. T. Karlsen, M. Solberg, y I. A. Hameed, «A social VR-based collaborative exergame for rehabilitation: codesign, development and user study», *Virtual Real.*, vol. 27, n.º 4, pp. 3403-3420, dic. 2023, doi: 10.1007/s10055-022-00721-8.
  - [42] X. Song, N. M. Ali, M. H. Mhd Salim, y M. Y. Rezaldi, «A Literature Review of Virtual Reality Exergames for Older Adults: Enhancing Physical, Cognitive, and Social Health», *Applied Sciences*, vol. 15, n.º 1, p. 351, ene. 2025, doi: 10.3390/app15010351.
  - [43] Y. Yang *et al.*, «The effects of pursed lip breathing combined with diaphragmatic breathing on pulmonary function and exercise capacity in patients with COPD: a systematic review and meta-analysis.», *Physiother. Theory Pract.*, vol. 38, n.º 7, pp. 847-857, jul. 2022, doi: 10.1080/09593985.2020.1805834.
  - [44] Z. Csizmadia *et al.*, «Freedive Training Gives Additional Physiological Effect Compared to Pulmonary Rehabilitation in COPD», *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 19, n.º 18, p. 11549, sep. 2022, doi: 10.3390/ijerph191811549.
  - [45] Y. Chen, Y. Zhang, X. Long, H. Tu, y J. Chen, «Effectiveness of Virtual Reality–Complemented Pulmonary Rehabilitation on Lung Function, Exercise Capacity, Dyspnea, and Health Status in Chronic Obstructive Pulmonary Disease: Systematic Review and Meta-Analysis», *J. Med. Internet Res.*, vol. 27, p. e64742, abr. 2025, doi: 10.2196/64742.
  - [46] R. De Fazio, M. Stabile, M. De Vittorio, R. Velázquez, y P. Visconti, «An Overview of Wearable Piezoresistive and Inertial Sensors for Respiration Rate Monitoring», *Electronics (Basel)*, vol. 10, n.º 17, p. 2178, may 2021, doi: 10.3390/electronics10172178.
  - [47] V. Monaco, C. Giustinoni, T. Ciapetti, A. Maselli, y C. Stefanini, «Assessing Respiratory Activity by Using IMUs: Modeling and Validation», *Sensors*, vol. 22, n.º 6, p. 2185, may 2022, doi: 10.3390/s22062185.
  - [48] R. De Fazio, M. R. Greco, M. De Vittorio, y P. Visconti, «A Differential Inertial Wearable Device for Breathing Parameter Detection: Hardware and Firmware Development, Experimental Characterization», *Sensors*, vol. 22, n.º 24, p. 9953, may 2022, doi: 10.3390/s22249953.
  - [49] A. Angelucci y A. Aliverti, «An IMU-Based Wearable System for Respiratory Rate Estimation in Static and Dynamic Conditions», *Cardiovasc. Eng. Technol.*, vol. 14, n.º 3, pp. 351-363, may 2023, doi: 10.1007/s13239-023-00657-3.
  - [50] C. Massaroni, A. Nicolò, D. Lo Presti, M. Sacchetti, S. Silvestri, y E. Schena, «Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate», *Sensors*, vol. 19, n.º 4, p. 908, may 2019, doi: 10.3390/s19040908.
  - [51] T. Hussain, S. Ullah, R. Fernández-García, y I. Gil, «Wearable Sensors for Respiration Monitoring: A Review», *Sensors*, vol. 23, n.º 17, p. 7518, may 2023, doi: 10.3390/s23177518.

- [52] P. D. Hung, S. Bonnet, R. Guillemaud, E. Castelli, y P. T. N. Yen, «Estimation of respiratory waveform using an accelerometer», en *2008 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, IEEE, may 2008, pp. 1493-1496. doi: 10.1109/ISBI.2008.4541291.
- [53] N. Hasan y M. F. Ahmed, «Wearable Technology for Elderly Care: Integrating Health Monitoring and Emergency Alerts», *Journal of Computer Networks and Communications*, vol. 2024, n.º 1, may 2024, doi: 10.1155/jcnc/5593708.
- [54] A. R. H. Tahier, M. Azam, y N. A. K. Umiati, «Design of a Covid-19 Patient Respiration Monitoring System Using an ESP 32 Microcontroller and an MPU 6050 Sensor for the Internet of Medical Things (IoMT) System», *International Journal of Research and Review*, vol. 10, n.º 12, pp. 188-195, may 2023, doi: 10.52403/ijrr.20231224.
- [55] A. A. M. Asnizam, N. A. Ali, A. S. Jaafar, y N. R. Mohamad, «A Wearable Fall Detection System Using ESP32 for Elderly», *International Journal of Engineering Inventions*, vol. 14, n.º 4, may 2025.
- [56] ESPRESSIF, «ESP32-C3-MINI-1 ESP32-C3-MINI-1U Datasheet Version 2.1», *ESPRESSIF*.
- [57] ESPRESSIF, «ESP32-WROOM-32 Datasheet Version 3.6», *ESPRESSIF*.
- [58] J. Seman *et al.*, «Differential Measurement of Involuntary Breathing Movements», *Biosensors (Basel)*, vol. 15, n.º 2, p. 87, may 2025, doi: 10.3390/bios15020087.
- [59] D. Rrmoku, «Design and Development of a Compact, Portable Nondispersive Infrared (NDIR)-Based Capnography Device for Real-Time End-Tidal Carbon Dioxide (CO<sub>2</sub>) Monitoring», *Cureus*, may 2025, doi: 10.7759/cureus.97324.
- [60] B. S. Lee, *Understanding the Terms and Definitions of LDO Voltage Regulators*. 1999.
- [61] J. Lindh, C. Lee, M. Hernes, y S. Johnsrud, *Application Note Measuring CC13xx and CC26xx Current Consumption*. 2019.
- [62] R. I. Hamilton *et al.*, «Comparison of computational pose estimation models for joint angles with 3D motion capture», *J. Bodyw. Mov. Ther.*, vol. 40, pp. 315-319, may 2024, doi: 10.1016/j.jbmt.2024.04.033.
- [63] A. B. Khanghah, G. Fernie, y A. R. Fekr, «Joint angle estimation during shoulder abduction exercise using contactless technology», *Biomed. Eng. Online*, vol. 23, n.º 1, p. 11, may 2024, doi: 10.1186/s12938-024-01203-5.
- [64] A. Sabo, N. Mittal, A. Deshpande, H. Clarke, y B. Taati, «Automated, Vision-Based Goniometry and Range of Motion Calculation in Individuals With Suspected Ehlers-Danlos Syndromes/Generalized Hypermobility Spectrum Disorders: A Comparison of Pose-Estimation Libraries to Goniometric Measurements», *IEEE J. Transl. Eng. Health Med.*, vol. 12, pp. 140-150, 2024, doi: 10.1109/JTEHM.2023.3327691.
- [65] T. B. de Gusmão Lafayette *et al.*, «Validation of Angle Estimation Based on Body Tracking Data from RGB-D and RGB Cameras for Biomechanical Assessment», *Sensors*, vol. 23, n.º 1, p. 3, may 2022, doi: 10.3390/s23010003.
- [66] Hustinawaty, Tavipia Rumambi, y Matrisnya Hermita, «The Joint Range of Motion Measurement by Comparing a Goniometer and Machine Learning MediaPipe Pose in

the Straight Leg Raise Compression Test of Sciatic Nerve Roots», *Journal of Hunan University Natural Sciences*, vol. 51, n.º 1, p. 10, ene. 2024, doi: 10.55463/issn.1674-2974.51.1.2.

- [67] B. C. Neira y E. G. D. La A, «Implementacion de un servidor Web y un diseño de una pagina utilizando herramientas de software libre para el dispensario “Sagrada Familia” de la ciudad de Guayaquil», Universidad Politécnica Salesiana Sede Guayaquil, 2017.
- [68] L. Rees, «Apache vs IIS vs Nginx: An In-depth Comparison of Web Servers», mayo de 2023.
- [69] SQLite, «Documentation», 2016.
- [70] MySQL, «MySQL 8.4 Reference Manual», 2020.
- [71] MongoDB, «Atlas Database», 2022.
- [72] I. 25010:2023, «ISO/IEC 25010:2023(en) Systems and software engineering Systems and software Quality Requirements and Evaluation (SQuaRE) Product quality model», 2023.
- [73] ISO, «ISO 9241-394:2020 — Ergonomics of human-system interaction — Part 394: Ergonomic requirements for reducing undesirable biomedical effects of visually induced motion sickness during watching electronic images», Genera, 2020.
- [74] ISO, « ISO 9241-11:2018 — Ergonomics of human-system interaction — Part 11: Usability: Definitions and concepts», Geneva, 2018.
- [75] I. S. O. 14971:2019, «ISO 14971:2019(en) Medical devices — Application of risk management to medical devices», 2019.
- [76] B. Biersach, «IEC 60601-1:2012 (Ed 3.1) MECA Evaluation Package», *Medical Equipment Compliance Associates*, 2018.
- [77] G. R. F. Suwandi, S. N. Khotimah, F. Haryanto, y S. Suprijadi, «Effect of virtual reality video frame rate on visually induced motion sickness through electroencephalography measurement», 2024, p. 020002. doi: 10.1063/5.0228169.
- [78] J. Wang, R. Shi, W. Zheng, W. Xie, D. Kao, y H.-N. Liang, «Effect of Frame Rate on User Experience, Performance, and Simulator Sickness in Virtual Reality», *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.*, vol. 29, n.º 5, pp. 2478-2488, may 2023, doi: 10.1109/TVCG.2023.3247057.
- [79] Ltd. Contec Medical Systems Co., «Sleep Apnea Screen Meter RS01», *Contec Medical Systems*, 2017, Accedido: 12 de junio de 2026. [En línea]. Disponible en: <http://www.contecmed.com>

## ANEXOS

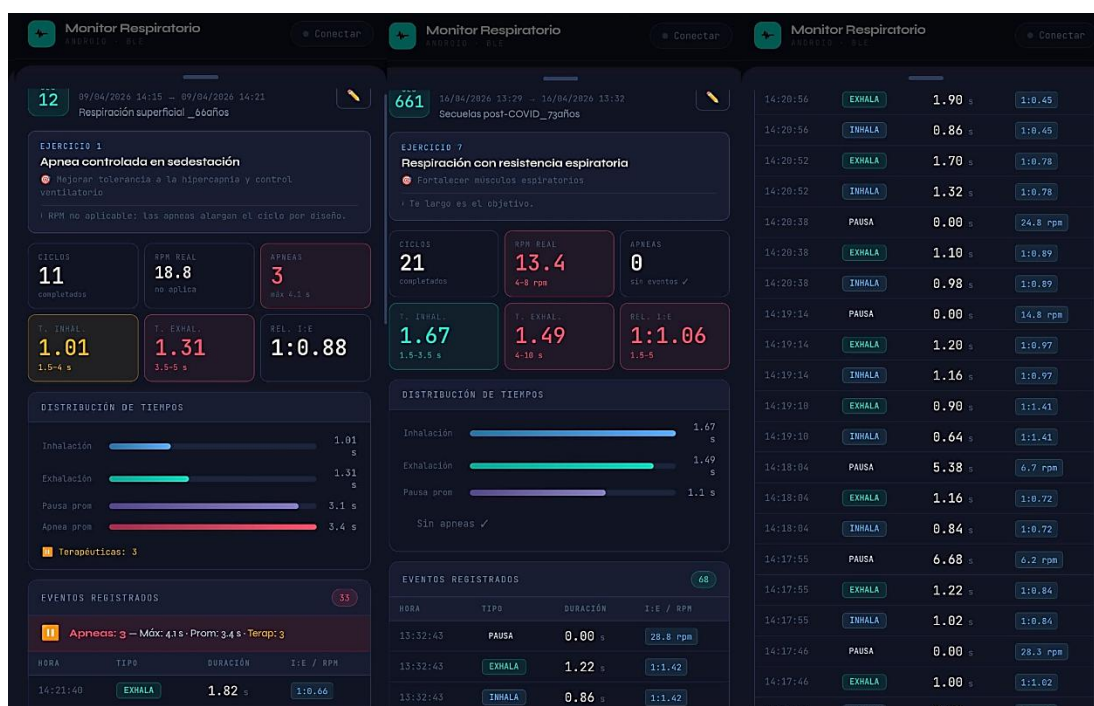
### Anexo A. Entorno clínico controlado derivado de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Técnica de Ambato



### Anexo B. Revisiones e indicaciones de uso de los sistemas.



Anexo C. Interfaz del sistema RespMon durante sesiones de monitoreo respiratorio en tiempo real.



Anexo D. Interfaz del sistema ROMAnalyzer con el registro de ángulos articulares por sesión, región y lado del cuerpo.

|                                                                                      |           |              |           |                   |        |                                                                                      |           |              |           |                |       |                                                                                      |        |              |                   |        |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------|--------------|-----------|-------------------|--------|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------|--------------|-----------|----------------|-------|--------------------------------------------------------------------------------------|--------|--------------|-------------------|--------|-----|
| <a href="#">← Atrás</a> Sesión #35                                                   |           |              |           |                   |        | <a href="#">← Atrás</a> Sesión #33                                                   |           |              |           |                |       | <a href="#">← Atrás</a> Sesión #33                                                   |        |              |                   |        |     |
|                                                                                      |           |              |           |                   |        | Tendinitis en hombro izquierdo y dolor de espalda                                    |           |              |           |                |       |                                                                                      |        |              |                   |        |     |
| <a href="#">Tren Superior</a> <a href="#">Tren Inferior</a> <a href="#">Registro</a> |           |              |           |                   |        | <a href="#">Tren Superior</a> <a href="#">Tren Inferior</a> <a href="#">Registro</a> |           |              |           |                |       | <a href="#">Tren Superior</a> <a href="#">Tren Inferior</a> <a href="#">Registro</a> |        |              |                   |        |     |
| LADO                                                                                 | REGION    | ARTICULACION | EJERCICIO | ÁNGULO            |        | LADO                                                                                 | REGION    | ARTICULACION | EJERCICIO | ÁNGULO         |       | LADO                                                                                 | REGION | ARTICULACION | EJERCICIO         | ÁNGULO |     |
| 1:51                                                                                 | derecho   | superior     | codo      | flexion codo      | 29.93° | 10:54                                                                                | derecho   | superior     | hombro    | flexion hombro | 16°   | ● HOMBRO - DER.                                                                      |        |              |                   |        |     |
| 1:51                                                                                 | derecho   | inferior     | rodilla   | flexion rodilla   | 4.63°  | 10:54                                                                                | derecho   | superior     | codo      | extension codo | 10°   | ● HOMBRO - IZQ.                                                                      |        |              |                   |        |     |
| 1:51                                                                                 | izquierdo | superior     | hombro    | flexion hombro    | 99.19° | 10:54                                                                                | izquierdo | superior     | hombro    | flexion hombro | 18°   | MAXIMO VALOR DET.                                                                    | 114.0  | 0.6          | MAXIMO VALOR ACT. | 96.3   | 0.5 |
| 1:51                                                                                 | izquierdo | superior     | codo      | extension codo    | 2.79°  | 10:54                                                                                | izquierdo | superior     | codo      | extension codo | 11°   | flexion hombro                                                                       | 114.0° |              | flexion hombro    | 96.3°  |     |
| 1:51                                                                                 | izquierdo | inferior     | rodilla   | flexion rodilla   | 15.96° | 10:58                                                                                | derecho   | superior     | hombro    | flexion hombro | 2.1°  | abduccion hombro                                                                     | 96.7°  |              | abduccion hombro  | 96.3°  |     |
| 1:52                                                                                 | derecho   | superior     | codo      | flexion codo      | 29.93° | 10:58                                                                                | derecho   | superior     | hombro    | flexion hombro | 2.1°  | extension hombro                                                                     | 23.0°  |              | extension hombro  | 23.4°  |     |
| 1:52                                                                                 | derecho   | inferior     | rodilla   | extension rodilla | 7.02°  | 10:58                                                                                | derecho   | superior     | codo      | extension codo | 0.57° | ● CODO - DER.                                                                        |        |              | ● CODO - IZQ.     |        |     |
| 1:52                                                                                 | izquierdo | superior     | codo      | flexion codo      | 24.03° | 10:58                                                                                | derecho   | superior     | codo      | extension codo | 0.57° | MAXIMO VALOR DET.                                                                    | 72.8   | 0.6          | MAXIMO VALOR ACT. | 62.0   | 0.1 |
| 1:52                                                                                 | izquierdo | inferior     | rodilla   | flexion rodilla   | 15.13° | 10:58                                                                                | izquierdo | superior     | hombro    | flexion hombro | 2.4°  | flexion codo                                                                         | 72.8°  |              | flexion codo      | 62.0°  |     |
| 1:54                                                                                 | derecho   | superior     | hombro    | flexion hombro    | 30°    | 10:58                                                                                | izquierdo | superior     | codo      | extension codo | 0.48° | extension codo                                                                       | 20.0°  |              | extension codo    | 19.8°  |     |
| 1:54                                                                                 | izquierdo | superior     | hombro    | extension hombro  | 13.45° | 11:04                                                                                | derecho   | superior     | hombro    | flexion hombro | 8.3°  | flexion codo                                                                         | 72.8°  |              | flexion codo      | 62.0°  |     |
| 1:54                                                                                 | izquierdo | superior     | codo      | flexion codo      | 23.35° | 11:04                                                                                | derecho   | superior     | codo      | extension codo | 4.2°  | extension codo                                                                       | 20.0°  |              | extension codo    | 19.8°  |     |
| 1:54                                                                                 | izquierdo | inferior     | rodilla   | flexion rodilla   | 16.62° | 11:04                                                                                | izquierdo | superior     | hombro    | flexion hombro | 9.1°  | flexion codo                                                                         | 72.8°  |              | flexion codo      | 62.0°  |     |
| 1:58                                                                                 | derecho   | superior     | codo      | flexion codo      | 30.56° | 11:04                                                                                | izquierdo | superior     | codo      | extension codo | 4.8°  | extension codo                                                                       | 20.0°  |              | extension codo    | 19.8°  |     |
| 1:58                                                                                 | derecho   | inferior     | cadera    | extension cadera  | 15°    | 11:10                                                                                | derecho   | superior     | hombro    | flexion hombro | 22.4° | flexion codo                                                                         | 72.8°  |              | flexion codo      | 62.0°  |     |
| 1:58                                                                                 | derecho   | inferior     | rodilla   | flexion rodilla   | 24.42° | 11:10                                                                                | derecho   | superior     | codo      | flexion codo   | 15.3° | extension codo                                                                       | 20.0°  |              | extension codo    | 19.8°  |     |
| <a href="#">Asignar</a> <a href="#">Exportar</a>                                     |           |              |           |                   |        | <a href="#">Asignar</a> <a href="#">Exportar</a>                                     |           |              |           |                |       | <a href="#">Asignar</a> <a href="#">Exportar</a>                                     |        |              |                   |        |     |

## Anexo E. Formato de encuesta de satisfacción y usabilidad para pacientes

**ENCUESTA DE EVALUACIÓN PARA PACIENTES  
PLATAFORMA DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN MÚSCULO-ESQUELÉTICA Y  
RESPIRATORIA**

*Objetivo: Evaluar la experiencia, comodidad y percepción de utilidad de la plataforma de realidad virtual por parte de los pacientes participantes en el programa piloto de rehabilitación.*

**Por favor marque con una ☒ la opción que mejor refleje su opinión. La escala va de 1 (Totalmente en desacuerdo) a 5 (Totalmente de acuerdo).**

**Edad:** \_\_\_\_\_ años

**Sexo:** ☐ Masculino ☐ Femenino

**Módulo utilizado:** ☐ Músculo-esquelético ☐ Respiratorio

**Número de sesiones completadas:** \_\_\_\_\_

**1. Entendí fácilmente cómo moverme dentro del entorno virtual.**

- |                             |                          |                          |                          |                          |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo | 2. En desacuerdo         | 3. Neutral               | 4. De acuerdo            | 5. Totalmente de acuerdo |
| <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**2. El menú gestual fue fácil de usar sin necesidad de controladores físicos.**

- |                             |                          |                          |                          |                          |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo | 2. En desacuerdo         | 3. Neutral               | 4. De acuerdo            | 5. Totalmente de acuerdo |
| <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**3. El entorno virtual me motivó a completar los ejercicios indicados.**

- |                             |                          |                          |                          |                          |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo | 2. En desacuerdo         | 3. Neutral               | 4. De acuerdo            | 5. Totalmente de acuerdo |
| <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**4. Prefiero este tipo de sesión sobre los ejercicios de rehabilitación convencionales.**

- |                             |                          |                          |                          |                          |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo | 2. En desacuerdo         | 3. Neutral               | 4. De acuerdo            | 5. Totalmente de acuerdo |
| <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**5. Me sentí cómodo/a usando las gafas de realidad virtual durante la sesión.**

- |                             |                          |                          |                          |                          |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo | 2. En desacuerdo         | 3. Neutral               | 4. De acuerdo            | 5. Totalmente de acuerdo |
| <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**6. Las instrucciones del avatar o la guía de voz fueron claras y fáciles de seguir.**

- |                             |                          |                          |                          |                          |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo | 2. En desacuerdo         | 3. Neutral               | 4. De acuerdo            | 5. Totalmente de acuerdo |
| <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**7. Recomendaría este sistema a otros pacientes en proceso de rehabilitación.**

- |                             |                          |                          |                          |                          |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo | 2. En desacuerdo         | 3. Neutral               | 4. De acuerdo            | 5. Totalmente de acuerdo |
| <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**8. Siento que este sistema contribuye a mi proceso de recuperación.**

- |                             |                          |                          |                          |                          |
|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo | 2. En desacuerdo         | 3. Neutral               | 4. De acuerdo            | 5. Totalmente de acuerdo |
| <input type="checkbox"/>    | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

**¡Gracias por su tiempo y colaboración!**

Anexo F. Formato de encuesta de satisfacción y usabilidad para especialistas  
clínicos

**ENCUESTA DE EVALUACIÓN PARA ESPECIALISTAS CLÍNICOS  
PLATAFORMA DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN MÚSCULO-ESQUELÉTICA Y  
RESPIRATORIA**

*Objetivo: Evaluar la pertinencia clínica, funcionalidad de monitoreo y utilidad terapéutica de la plataforma de realidad virtual desde la perspectiva de los especialistas en rehabilitación.*

**Por favor marque con una ☒ la opción que mejor refleje su criterio profesional. La escala va de 1 (Totalmente en desacuerdo) a 5 (Totalmente de acuerdo).**

Nombre: \_\_\_\_\_

Especialidad: \_\_\_\_\_

Años de experiencia clínica: \_\_\_\_\_

**1. El sistema registra los ángulos articulares durante los ejercicios de forma adecuada y es un apoyo para su evaluación.**

- |                                                         |                                              |                                        |                                           |                                                      |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 2. En desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 3. Neutral<br><input type="checkbox"/> | 4. De acuerdo<br><input type="checkbox"/> | 5. Totalmente de acuerdo<br><input type="checkbox"/> |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|

**2. Los datos respiratorios capturados son clínicamente útiles para la toma de decisiones.**

- |                                                         |                                              |                                        |                                           |                                                      |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 2. En desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 3. Neutral<br><input type="checkbox"/> | 4. De acuerdo<br><input type="checkbox"/> | 5. Totalmente de acuerdo<br><input type="checkbox"/> |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|

**3. La detección automática de eventos de apnea es confiable y oportuna.**

- |                                                         |                                              |                                        |                                           |                                                      |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 2. En desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 3. Neutral<br><input type="checkbox"/> | 4. De acuerdo<br><input type="checkbox"/> | 5. Totalmente de acuerdo<br><input type="checkbox"/> |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|

**4. La supervisión de la sesión en tiempo real mediante el dispositivo móvil proporciona información suficiente para el seguimiento clínico del paciente.**

- |                                                         |                                              |                                        |                                           |                                                      |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 2. En desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 3. Neutral<br><input type="checkbox"/> | 4. De acuerdo<br><input type="checkbox"/> | 5. Totalmente de acuerdo<br><input type="checkbox"/> |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|

**5. La organización de datos por sesión, articulación y lado corporal facilita identificar asimetrías clínicas.**

- |                                                         |                                              |                                        |                                           |                                                      |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 2. En desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 3. Neutral<br><input type="checkbox"/> | 4. De acuerdo<br><input type="checkbox"/> | 5. Totalmente de acuerdo<br><input type="checkbox"/> |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|

**6. Los ejercicios disponibles son apropiados para la rehabilitación de adultos mayores.**

- |                                                         |                                              |                                        |                                           |                                                      |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 2. En desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 3. Neutral<br><input type="checkbox"/> | 4. De acuerdo<br><input type="checkbox"/> | 5. Totalmente de acuerdo<br><input type="checkbox"/> |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|

**7. El entorno virtual reduce la ansiedad tecnológica del paciente durante la sesión.**

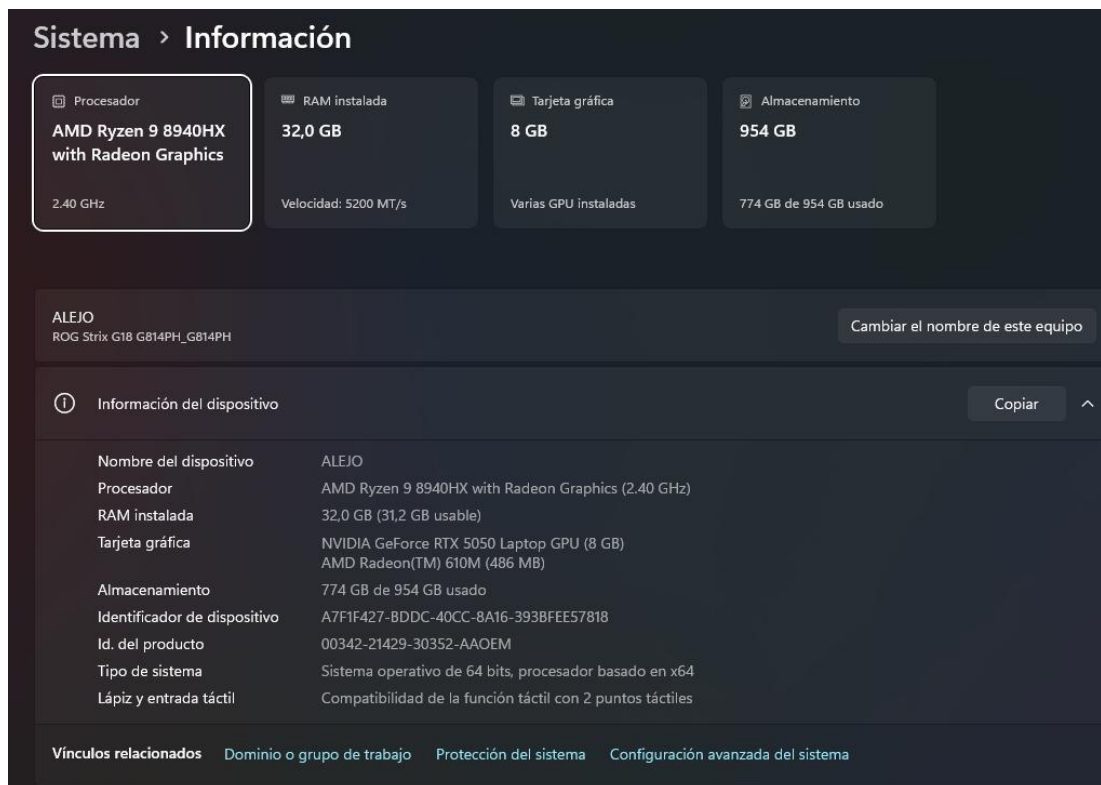
- |                                                         |                                              |                                        |                                           |                                                      |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 2. En desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 3. Neutral<br><input type="checkbox"/> | 4. De acuerdo<br><input type="checkbox"/> | 5. Totalmente de acuerdo<br><input type="checkbox"/> |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|

**8. La plataforma tiene potencial para mejorar la adherencia al tratamiento a largo plazo.**

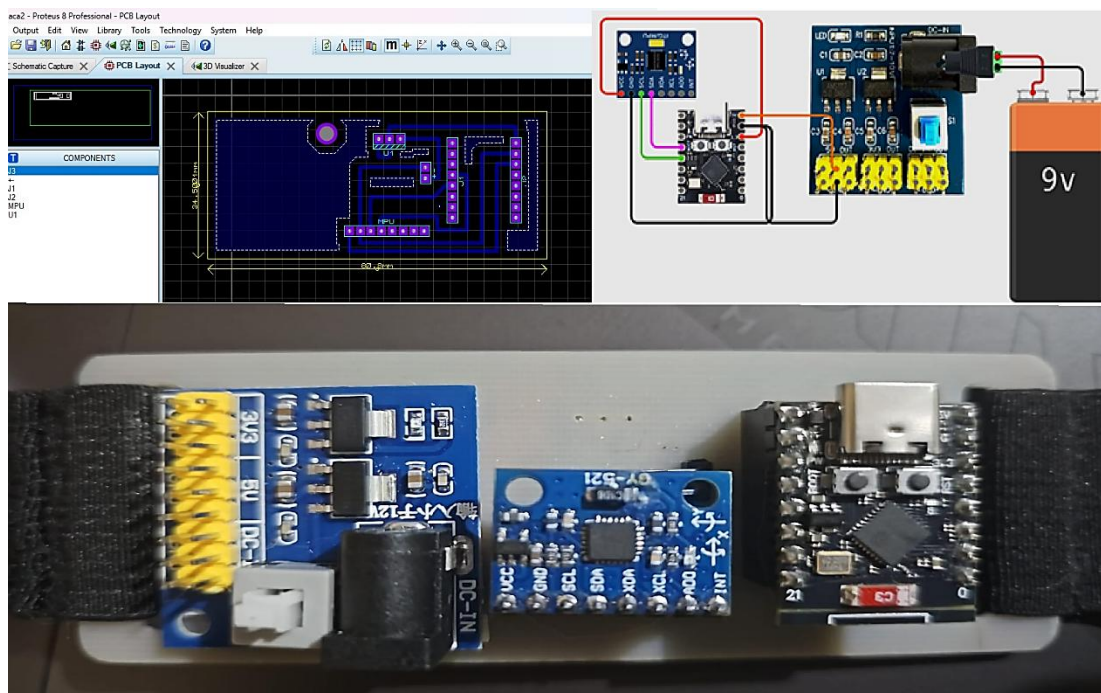
- |                                                         |                                              |                                        |                                           |                                                      |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| 1. Totalmente en desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 2. En desacuerdo<br><input type="checkbox"/> | 3. Neutral<br><input type="checkbox"/> | 4. De acuerdo<br><input type="checkbox"/> | 5. Totalmente de acuerdo<br><input type="checkbox"/> |
|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------------------------------|

**¡Gracias por su tiempo y colaboración!**

Anexo G. Especificaciones técnicas del equipo de desarrollo utilizado para la  
implementación de la plataforma de RV.



Anexo H. Diseño del circuito PCB en Proteus y prototipo físico de la banda diafragmática RespMon con el microcontrolador ESP32-C3 y el sensor MPU6050.



Anexo I. Registros de rangos articulares por paciente obtenidos con el sistema ROMAnalyzer durante las sesiones de rehabilitación.

**P1 — Tendinitis en hombro izquierdo y dolor de espalda**

Edad: 75 años

**Sesión 1 | Fecha: 11/03/2026 | Hora: 8:10:54 a 8:20:56**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 16.00° | 124.01° |
| Hombro       | Abducción hombro | 3.00°  | 96.65°  |
| Codo         | Flexión codo     | 13.35° | 72.80°  |
| Codo         | Extensión codo   | 9.32°  | 20.00°  |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 18.00° | 103.65° |
| Hombro       | Abducción hombro | 9.00°  | 96.31°  |
| Codo         | Flexión codo     | 20.21° | 59.00°  |
| Codo         | Extensión codo   | 11.00° | 19.80°  |

**Sesión 2 | Fecha: 18/03/2026 | Hora: 8:06:39 a 8:15:39**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 60.00° | 131.34° |
| Hombro       | Abducción hombro | 3.00°  | 123.50° |
| Codo         | Flexión codo     | 9.00°  | 85.38°  |
| Codo         | Extensión codo   | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 30.26° | 119.73° |
| Hombro       | Abducción hombro | 12.59° | 120.28° |
| Codo         | Flexión codo     | 18.11° | 71.42°  |
| Codo         | Extensión codo   | —      | —       |

**Sesión 3 | Fecha: 25/03/2026 | Hora: 8:09:08 a 8:18:22**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 76.40° | 124.22° |
| Hombro       | Abducción hombro | 40.69° | 145.10° |
| Codo         | Flexión codo     | 21.38° | 60.81°  |
| Codo         | Extensión codo   | 21.2°  | 35.6°   |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 58.47° | 112.60° |
| Hombro       | Abducción hombro | 12.79° | 129.32° |
| Codo         | Flexión codo     | 19.43° | 56.63°  |
| Codo         | Extensión codo   | 38.06° | 42.42°  |

**P2 — Síndrome femoropatelar**

Edad: 75 años

**Sesión 1 | Fecha: 11/03/2026 | Hora: 9:30:25 a 9:58:19**

| DERECHO      |                         |        |        |
|--------------|-------------------------|--------|--------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo |
| Cadera       | Flexión cadera          | 6.00°  | 58.11° |
| Cadera       | Abducción cadera        | 2.78°  | 21.13° |
| Cadera       | Extensión cadera        | 3.08°  | 19.38° |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 6.04°  | 58.83° |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 2.43°  | 28.56° |
| Tobillo      | Dorsiflexión tobillo    | —      | —      |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | 8.08°  | 8.17°  |

| IZQUIERDO    |                         |        |        |
|--------------|-------------------------|--------|--------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo |
| Cadera       | Flexión cadera          | 3.00°  | 57.3°  |
| Cadera       | Abducción cadera        | 9.84°  | 25.49° |
| Cadera       | Extensión cadera        | 14.63° | 27.74° |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 3.00°  | 57.75° |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 7.23°  | 17.29° |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | 8.23°  | 8.3°   |

**Sesión 2 | Fecha: 18/03/2026 | Hora: 9:40:00 a 10:06:04**

| DERECHO      |                         |        |        |
|--------------|-------------------------|--------|--------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo |
| Cadera       | Flexión cadera          | 8.05°  | 59.05° |
| Cadera       | Abducción cadera        | 2.56°  | 23.76° |
| Cadera       | Extensión cadera        | 2.88°  | 19.38° |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 8.20°  | 59.85° |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 2.10°  | 25.96° |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —      |
| Tobillo      | Dorsiflexión tobillo    | —      | —      |

| IZQUIERDO    |                         |        |        |
|--------------|-------------------------|--------|--------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo |
| Cadera       | Flexión cadera          | 7.05°  | 58.98° |
| Cadera       | Abducción cadera        | 13.47° | 43.49° |
| Cadera       | Extensión cadera        | 14.43° | 36.53° |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 7.10°  | 63.15° |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 8.79°  | 17.24° |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —      |

**P3 — Lesión meniscal grado 1**

Edad: 65 años

**Sesión 1 | Fecha: 12/03/2026 | Hora: 08:53:50 a 08:59:37**

| DERECHO      |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Abducción hombro        | 9.00°  | 106.16° |
| Hombro       | Flexión hombro          | 3.00°  | 36.66°  |
| Codo         | Flexión codo            | 19.43° | 115.05° |
| Codo         | Extensión codo          | 2.28°  | 64.80°  |
| Cadera       | Flexión cadera          | 24.73° | 40.80°  |
| Cadera       | Extensión cadera        | 2.20°  | 13.38°  |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 8.90°  | 28.16°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 1.01°  | 13.40°  |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | 3.00°  | 98.25°  |
| Hombro       | Abducción hombro        | 5.59°  | 62.45°  |
| Codo         | Flexión codo            | 25.00° | 104.83° |
| Codo         | Extensión codo          | 13.66° | 101.23° |
| Cadera       | Flexión cadera          | 24.36° | 40.62°  |
| Cadera       | Extensión cadera        | 2.05°  | 13.80°  |
| Cadera       | Abducción cadera        | 22.83° | 29.56°  |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 8.28°  | 23.16°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 1.14°  | 10.45°  |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | 8.10°  | 8.94°   |

**Sesión 2 | Fecha: 19/03/2026 | Hora: 08:17:31 a 8:29:17**

| DERECHO      |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | 4.95°  | 126.99° |
| Hombro       | Abducción hombro        | 11.93° | 125.69° |
| Codo         | Flexión codo            | 24.14° | 88.03°  |
| Codo         | Extensión codo          | 12.01° | 111.03° |
| Cadera       | Flexión cadera          | 22.06° | 42.96°  |
| Cadera       | Extensión cadera        | 5.84°  | 16.47°  |
| Cadera       | Abducción cadera        | 4.03°  | 19.43°  |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 5.51°  | 37.45°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 4.07°  | 13.67°  |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | 2.57°  | 132.71° |
| Hombro       | Abducción hombro        | 20.93° | 137.12° |
| Codo         | Flexión codo            | 22.50° | 113.32° |
| Codo         | Extensión codo          | 26.2°  | 100.94° |
| Cadera       | Flexión cadera          | 15.17° | 42.78°  |
| Cadera       | Extensión cadera        | 5.64°  | 15.25°  |
| Cadera       | Abducción cadera        | 19.67° | 22.68°  |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 5.20°  | 38.07°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 2.11°  | 13.89°  |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | 8.93°   |

#### **P4 — Tendinitis de hombro izquierdo**

Edad: 82 años

**Sesión 1 | Fecha: 26/03/2026 | Hora: 10:08:58 a 10:16:01**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 40.69° | 103.04° |
| Hombro       | Abducción hombro | 7.93°  | 146.38° |
| Codo         | Flexión codo     | 14.97° | 86.23°  |
| Codo         | Extensión codo   | 8.6°   | 32.3°   |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 35.82° | 95.00°  |
| Hombro       | Abducción hombro | 3.00°  | 141.97° |
| Codo         | Flexión codo     | 5.48°  | 126.24° |
| Codo         | Extensión codo   | 8.4°   | 28.2°   |

**P5 — Rotura de la inserción medial del tendón supraespinoso derecho**

Edad: 74 años

**Sesión 1 | Fecha: 12/03/2026 | Hora: 09:55:57 a 10:16:42**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 12.55° | 81.04°  |
| Hombro       | Abducción hombro | 23.3°  | 110.12° |
| Codo         | Flexión codo     | 7.23°  | 108.02° |
| Codo         | Extensión codo   | 3.67°  | 15.34°  |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 8.50°  | 142.02° |
| Hombro       | Abducción hombro | —      | —       |
| Codo         | Flexión codo     | 14.57° | 82.00°  |
| Codo         | Extensión codo   | 6.6°   | 93.42°  |

**Sesión 2 | Fecha: 26/03/2026 | Hora: 09:32:15 a 09:42:01**

| DERECHO      |                  |        |        |
|--------------|------------------|--------|--------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo |
| Hombro       | Flexión hombro   | 18.80° | 95.30° |
| Hombro       | Abducción hombro | 5.54°  | 53.60° |
| Codo         | Flexión codo     | 7.85°  | 43.41° |
| Codo         | Extensión codo   | —      | —      |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 31.1°  | 141.90° |
| Hombro       | Abducción hombro | —      | —       |
| Codo         | Flexión codo     | 0.8°   | 70.10°  |
| Codo         | Extensión codo   | 8.23°  | 82.97°  |

**P6 — Tendinitis del manguito rotador derecho**

Edad: 79 años

**Sesión 1 | Fecha: 11/03/2026 | Hora: 11:15:17 a 11:33:40**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | —      | —       |
| Hombro       | Abducción hombro | 56.16° | 70.82°  |
| Codo         | Flexión codo     | 7.93°  | 105.89° |
| Codo         | Extensión codo   | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 5.78°  | 158.55° |
| Hombro       | Abducción hombro | 52.48° | 82.6°   |
| Codo         | Flexión codo     | 9.00°  | 112.05° |
| Codo         | Extensión codo   | 1.95°  | 102.3°  |

**Sesión 2 | Fecha: 18/03/2026 | Hora: 10:50:12 a 11:08:14**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 41.20° | 112.11° |
| Hombro       | Abducción hombro | 26.24° | 72.10°  |
| Codo         | Flexión codo     | 28.56° | 116.00° |
| Codo         | Extensión codo   | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 6.00°  | 162.00° |
| Hombro       | Abducción hombro | 31.70° | 84.33°  |
| Codo         | Flexión codo     | 26.38° | 121.89° |
| Codo         | Extensión codo   | 22.4°  | 98.00°  |

#### P7 — Sarcopenia

Edad: 73 años

Sesión 1 | Fecha: 19/03/2026 | Hora: 11:38:02 a 11:58:05

| DERECHO      |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | 2.12°  | 92.11°  |
| Hombro       | Abducción hombro        | 26.2°  | 119.1°  |
| Codo         | Flexión codo            | 12.34° | 131.74° |
| Codo         | Extensión codo          | 5.9°   | 30.00°  |
| Cadera       | Flexión cadera          | 37.5°  | 50.13°  |
| Cadera       | Extensión cadera        | 1.21°  | 39.23°  |
| Cadera       | Abducción cadera        | —      | —       |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 2.04°  | 52.37°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 2.00°  | 19.39°  |
| Tobillo      | Dorsiflexión tobillo    | —      | —       |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | 2.54°  | 90.78°  |
| Hombro       | Abducción hombro        | 25.00° | 118.87° |
| Codo         | Flexión codo            | 18.40° | 128.41° |
| Codo         | Extensión codo          | 6.1°   | 30.15°  |
| Cadera       | Flexión cadera          | 26.89° | 50.24°  |
| Cadera       | Extensión cadera        | 3.00°  | 38.86°  |
| Cadera       | Abducción cadera        | —      | —       |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 3.13°  | 52.1°   |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 1.24°  | 22.46°  |
| Tobillo      | Dorsiflexión tobillo    | —      | —       |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

#### P8 — Artrosis leve de rodilla y dolor lumbar

Edad: 67 años

Sesión 1 | Fecha: 12/03/2026 | Hora: 10:39:40 a 10:43:09

| DERECHO      |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | 8.86°  | 162.93° |
| Hombro       | Abducción hombro        | 20.53° | 157.32° |
| Codo         | Flexión codo            | 13.90° | 63.75°  |
| Codo         | Extensión codo          | —      | 15.44°  |
| Cadera       | Flexión cadera          | 23.56° | 84.1°   |
| Cadera       | Extensión cadera        | 17.12° | 37.5°   |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 6.20°  | 18.04°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | —      | 2.10°   |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 9.44°  | 165.60° |
| Hombro       | Abducción hombro | 72.22° | 156.53° |

|         |                         |        |        |
|---------|-------------------------|--------|--------|
| Codo    | Flexión codo            | 18.17° | 61.55° |
| Cadera  | Flexión cadera          | 26.3°  | 81.23° |
| Cadera  | Extensión cadera        | 12.6°  | 23.41° |
| Rodilla | Flexión rodilla         | 8.38°  | 15.63° |
| Rodilla | Extensión rodilla       | —      | 4.88°  |
| Tobillo | Flexión plantar tobillo | —      | —      |

**Sesión 2 | Fecha: 26/03/2026 | Hora: 11:50:12 a 12:54:55**

| DERECHO      |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | 3.31°  | 160.06° |
| Hombro       | Abducción hombro        | 22.05° | 85.79°  |
| Codo         | Flexión codo            | 16.14° | 113.56° |
| Cadera       | Flexión cadera          | 1.46°  | 82.36°  |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 0.26°  | 17.31°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 2.43°  | 4.60°   |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | 21.1°  | 161.4°  |
| Hombro       | Abducción hombro        | 29.44° | 84.38°  |
| Codo         | Flexión codo            | 25.29° | 117.57° |
| Cadera       | Flexión cadera          | 2.24°  | 81.7°   |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 0.17°  | 18.00°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 2.12°  | 5.62°   |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

**P9 — Guillain-Barré**

Edad: 69 años

**Sesión 1 | Fecha: 12/03/2026 | Hora: 11:04:39 a 11:08:22**

| DERECHO      |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | —      | —       |
| Hombro       | Abducción hombro        | 30.22° | 102.4°  |
| Codo         | Flexión codo            | 21.39° | 110.62° |
| Cadera       | Flexión cadera          | 3.11°  | 8.71°   |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 2.42°  | 8.20°   |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 2.33°  | 2.45°   |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

| IZQUIERDO    |                         |        |         |
|--------------|-------------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro          | —      | —       |
| Hombro       | Abducción hombro        | 26.2°  | 103.26° |
| Codo         | Flexión codo            | 18.4°  | 106.34° |
| Cadera       | Flexión cadera          | 0.24°  | 10.13°  |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | —      | 7.3°    |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | —      | —       |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —       |

**Sesión 2 | Fecha: 19/03/2026 | Hora: 09:30:18 a 09:38:59**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | —      | —       |
| Hombro       | Abducción hombro | 16.00° | 118.74° |
| Codo         | Flexión codo     | 29.56° | 112.85° |

|         |                   |       |        |
|---------|-------------------|-------|--------|
| Codo    | Extensión codo    | —     | 4.33°  |
| Cadera  | Flexión cadera    | 6.36° | 9.2°   |
| Cadera  | Extensión cadera  | 2.10° | 11.76° |
| Rodilla | Flexión rodilla   | 2.46° | 12.43° |
| Rodilla | Extensión rodilla | —     | 10.64° |
| Tobillo | —                 | —     | —      |

| IZQUIERDO    |                   |        |         |
|--------------|-------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio         | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro    | —      | —       |
| Hombro       | Abducción hombro  | 5.85°  | 119.97° |
| Codo         | Flexión codo      | 27.31° | 112.35° |
| Codo         | Extensión codo    | 3.27°  | 6.31°   |
| Cadera       | Flexión cadera    | 10.23° | 11.1°   |
| Cadera       | Extensión cadera  | 3.00°  | 11.23°  |
| Rodilla      | Flexión rodilla   | 3.00°  | 14.56°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla | 2.10°  | 10.66°  |
| Tobillo      | —                 | —      | —       |

**P10 — Osteosíntesis por fractura de codo derecho**

Edad: 67 años

**Sesión 1 | Fecha: 17/03/2026 | Hora: 10:02:58 a 10:10:50**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 34.45° | 126.27° |
| Hombro       | Abducción hombro | 20.31° | 59.87°  |
| Codo         | Flexión codo     | 18.00° | 41.17°  |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 29.88° | 121.43° |
| Hombro       | Abducción hombro | 9.00°  | 93.86°  |
| Codo         | Flexión codo     | 21.44° | 97.48°  |

**Sesión 2 | Fecha: 24/03/2026 | Hora: 11:28:48 a 11:33:42**

| DERECHO      |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 24.10° | 127.65° |
| Hombro       | Abducción hombro | 15.84° | 62.01°  |
| Codo         | Flexión codo     | 18.75° | 57.95°  |
| Codo         | Extensión codo   | 16.51° | 21.2°   |

| IZQUIERDO    |                  |        |         |
|--------------|------------------|--------|---------|
| Articulación | Ejercicio        | Mínimo | Máximo  |
| Hombro       | Flexión hombro   | 19.78° | 128.79° |
| Hombro       | Abducción hombro | 5.43°  | 105.17° |
| Codo         | Flexión codo     | 18.00° | 101.23° |
| Codo         | Extensión codo   | 1.77°  | 48.73°  |

**P11 — Coxartrosis, molestia en cadera y piernas**

Edad: 73 años

**Sesión 1 | Fecha: 24/03/2026 | Hora: 11:43:37 a 11:52:11**

| DERECHO      |                         |        |        |
|--------------|-------------------------|--------|--------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo |
| Cadera       | Flexión cadera          | 8.08°  | 19.30° |
| Cadera       | Extensión cadera        | 6.2°   | 10.00° |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 2.88°  | 8.97°  |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | —      | 2.72°  |
| Tobillo      | Dorsiflexión tobillo    | —      | —      |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —      |

| IZQUIERDO    |                         |        |        |
|--------------|-------------------------|--------|--------|
| Articulación | Ejercicio               | Mínimo | Máximo |
| Cadera       | Flexión cadera          | 12.23° | 22.40° |
| Cadera       | Abducción cadera        | 3.00°  | 48.74° |
| Rodilla      | Flexión rodilla         | 1.7°   | 9.1°   |
| Rodilla      | Extensión rodilla       | 1.3°   | 1.36°  |
| Tobillo      | Dorsiflexión tobillo    | —      | —      |
| Tobillo      | Flexión plantar tobillo | —      | —      |