

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E INDUSTRIAL

CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

Tema:

SISTEMA INTEGRADO DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN FUNCIONAL POST-ARTROPLASTIA DE CADERA

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

ÁREA: Comunicaciones

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Electrónica, Telecomunicaciones y Sistemas de Control

AUTOR: Pérez Moscoso Michael Steven

TUTOR: Ing. Edgar Freddy Robalino Peña, Mg.

Ambato – Ecuador

enero – 2026

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de tutor del trabajo de titulación con el tema: SISTEMA INTEGRADO DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN FUNCIONAL POST-ARTROPLASTIA DE CADERA, desarrollado bajo la modalidad Proyecto de Investigación por el señor Pérez Moscoso Michael Steven, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, me permito indicar que el estudiante ha sido tutorado durante todo el desarrollo del trabajo hasta su conclusión, de acuerdo a lo dispuesto en el Artículo 17 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.3 del instructivo del reglamento referido.

Ambato, enero 2026.



Ing. Edgar Freddy Robalino Peña, Mg.

TUTOR

AUTORÍA

El presente trabajo de titulación con el tema: SISTEMA INTEGRADO DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN FUNCIONAL POST-ARTROPLASTIA DE CADERA 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, enero 2026.



Michael Steven Pérez Moscoso

C.C. 1803661147

AUTOR

DERECHOS DE AUTOR

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

Ambato, enero 2026.

Michael Steven Pérez Moscoso

C.C. 1803661147

AUTOR

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del informe final del trabajo de titulación presentado por el señor Michael Steven Pérez Moscoso, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad Proyecto de Investigación, titulado SISTEMA INTEGRADO DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN FUNCIONAL POST-ARTROPLASTIA DE CADERA, 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, enero 2026.

Firmado electrónicamente por:
FRANKLIN OSWALDO MAYORGA MAYORGA
Validar únicamente con FirmaEC

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

Firmado electrónicamente por:
ANA PAMELA CASTRO MARTIN
Validar únicamente con FirmaEC

Ing. Ana Pamela Castro Martin, MSc
PROFESOR CALIFICADOR

Firmado electrónicamente por:
FREDDY GEOVANNY BENALCAZAR PALACIOS
Validar únicamente con FirmaEC

Dr. Freddy Geovanny Benalcázar Palacios Mg
PROFESOR CALIFICADOR

DEDICATORIA

Dedico este trabajo, con todo mi corazón, a Dios, quien ha sido mi guía, mi fortaleza y la luz que me sostuvo en cada paso de este camino. A mis padres, por su ejemplo y apoyo incondicional; a mi esposa, por su amor, paciencia y compañía en los momentos más duros; y a mi hijo, que con su existencia me dio fuerzas para continuar aun cuando el cansancio pesaba. También dedico este logro a mis abuelitos y tíos, quienes siempre han creído en mí y me han acompañado con palabras de aliento y cariño. A todos ustedes, gracias por inspirarme a llegar hasta aquí.

Michael Steven Pérez Moscoso

AGRADECIMIENTO

Agradezco en primer lugar a Dios por haberme permitido culminar este proceso y por brindarme la sabiduría y la perseverancia necesarias para superar cada reto. Estoy eternamente agradecido con la Universidad Técnica de Ambato y con los docentes de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial en especial aquellos catedráticos de la carrera de Ingeniería en Telecomunicaciones, al Ing. Edgar Freddy Robalino Peña, Mg. tutor del proyecto de investigación por sus indicaciones en el desarrollo de cada uno de los capítulos además de su incondicional apoyo a lo largo de este proceso educativo. A mis padres, mi esposa y mi hijo, cuyo amor y comprensión fueron un pilar fundamental durante esta etapa. A mis abuelitos y tíos, gracias por el apoyo constante, por sus consejos y por estar presentes en cada paso de este camino académico y a todas las personas que aportaron de alguna manera a este proyecto, les expreso mi profunda gratitud.

Michael Steven Pérez Moscoso

ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS

PORTADA i
APROBACIÓN DEL TUTOR ii
AUTORÍA iii
DERECHOS DE AUTOR iv
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO v
DEDICATORIA vi
AGRADECIMIENTO vii
ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS viii
ÍNDICE DE TABLAS xi
ÍNDICE DE FIGURAS xiv
ÍNDICE DE ANEXOS xviii
RESUMEN EJECUTIVO xix
ABSTRACT xx
CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO 1
1.1 Tema de investigación 1
1.1.1 Planteamiento del problema 1
1.2 Antecedentes investigativos 3
1.3 Fundamentación teórica 6
1.3.1 Calidad de Vida 6
1.3.2 Artroplastia de cadera 8
1.3.3 Entornos Virtuales 17
1.3.4 Realidad Virtual 19
1.3.5 Baterías de Litio 21
1.3.6 Módulos de carga 22
1.3.7 Microcontroladores 23
1.3.8 Sensores Inerciales - IMU 24
1.3.9 Protocolos de Transmisión de Datos para Conexión entre Sensores IMU y Realidad Virtual (RV) 26
1.3.10 Ejemplo de Flujo de Datos en un Sistema IMU → RV 27

1.3.11 Motores Multiplataforma para modelado 3D....27
1.3.12 Trackers para realidad virtual....28
1.3.13 Métricas de Precisión y Latencia en los Trackers para RV....30
1.4 Objetivos....34
1.4.1 Objetivos General....34
1.4.2 Objetivos Específicos....34
CAPÍTULO II. METODOLOGÍA....35
2.1 Materiales....35
2.1.1 Herramientas de Hardware y Desarrollo....35
2.1.2 Herramientas de Software y Desarrollo....37
2.2 Métodos....40
2.2.1 Modalidad de la investigación....40
2.2.2 Población y muestra....42
2.2.3 Recolección de información....43
2.2.4 Procesamiento y análisis de datos....44
CAPÍTULO III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN....49
3.1 Diagrama general por etapas....49
3.2 Etapa de Adquisición....49
3.2.1 Selección de ejercicios terapéuticos....50
3.2.2 Selección de microcontrolador....51
3.2.3 Selección del sensor....51
3.2.4 Selección del módulo de carga....52
3.2.5 Balance de cargas del sistema electrónico....52
3.2.6 Pruebas de estrés....54
3.2.7 Calibración de sensores....55
3.3 Etapa de Transmisión....55
3.3.1 Selección de Motor Multiplataforma....56
3.3.2 Arquitectura de red....56
3.4 Etapa de Procesamiento y Visualización....57
3.4.1 Selección de SlimeVR....57
3.5 Desarrollo y Validación del Entorno de Realidad Virtual....59
3.5.1 Modelado y Diseño de Escenas....60
3.5.2 Desarrollo de Hardware....69

3.5.3 Desarrollo de Software....80
3.6 Pruebas de funcionamiento del sistema de captura de movimiento....88
3.7 Pruebas de validación....94
3.8 Análisis y discusión de los resultados....104
CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES....107
4.1 Conclusiones....107
4.2 Recomendaciones....109
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS....111
ANEXOS....118
Anexo *A*. Planteamiento del Problema....118
Anexo B. Flujograma de Procesos....119
Anexo C. Recursos económicos....119
Anexo D. Código de validación de ESP32 C3 super mini y MPU6050....122
Anexo E. Calibración de sensores....125
Anexo F. Código de plataformio.ini....128
Anexo G. Código defines.h....134
Anexo H. Manual de uso de los dispositivos de rastreo cinemático....136
Anexo I. Diagrama de flujo de funcionamiento de la aplicación de RV....139
Anexo J. Sujeto de referencia....140
Anexo K. Sujetos de prueba primera etapa....142
Anexo L. ESP32 C3 super mini Series Datasheet [57]....145
Anexo M. MPU6050 Product Specification[58]....148
Anexo N. Datasheet TP4056 - Regulador de Carga[59]....150
Certificado de validación médica....153

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de Artroplastia de Cadera.....9

Tabla 2. Tipos de Rehabilitación 9

Tabla 3. Rehabilitación Ambulatoria 10

Tabla 4. Rehabilitación Funcional Avanzada 11

Tabla 5. Rehabilitación Postoperatoria Inmediata [19].....14

Tabla 6. Rehabilitación Ambulatoria [19] 15

Tabla 7. Rehabilitación Funcional Avanzada [19].....16

Tabla 8. Tipos de RV 19

Tabla 9. Características de los tipos de RV.....20

Tabla 10. Clases Químicas Principales 21

Tabla 11. Tabla Comparativa de Químicas de Baterías de Litio 22

Tabla 12. Tabla Comparativa de Módulos de Carga.....23

Tabla 13. Microcontroladores 24

Tabla 14. Tipos de Sensores Inerciales [30] 25

Tabla 15. Características de los tipos de Sensores IMU [30] 25

Tabla 16. Protocolos de comunicacion en los sensores inerciales [31] 26

Tabla 17. Motores Multiplaforma [35] 27

Tabla 18. Tipos de Tecnologías de Tracking 29

Tabla 19. Uso de los Trackers para realidad virtual.....31

Tabla 20. Comparación de Sistemas de Tracking Comerciales [38].....32

Tabla 21. Materiales.....35

Tabla 22. Recolección de Información.....43

Tabla 23. Ejercicios Post-Artroplastia de Cadera.....50

Tabla 24. Balance de carga.....52

Tabla 25. Selección fuente de alimentación.....53

Tabla 26. Prueba de estrés.....54

Tabla 27. Conversión a formato decimal de horas.....54

Tabla 28. Cálculo de margen de error.....54

Tabla 29. Tipos de vista de la base del case.....76

Tabla 30. ROM del sujeto de referencia.....89

Tabla 31. Abducción de Cadera.....91

Tabla 32. Estabilidad Monopodal.....91

Tabla 33. Sentadilla.....92

Tabla 34. Extensión de Cadera.....93

Tabla 35. Subida de escalón, flexión de cadera.....93

Tabla 36. Sentadilla.....95

Tabla 37. Subida de escalón.....95

Tabla 38. Paso lateral.....96

Tabla 39. Flexión lateral de tronco 97

Tabla 40. Estabilidad monopodal.....98

Tabla 41. Flexión de cadera 99

Tabla 42. Extensión de cadera 100

Tabla 43. Abducción de cadera.....100

Tabla 44. Flexión de rodilla 101

Tabla 45. Extensión de rodilla 101

Tabla 46. Flexión dorsal (tobillo).....102

Tabla 47. Flexión plantar 102

Tabla 48. Sujeto en fase de rehabilitación funcional avanzada 103

Tabla 49. Tabla comparativa de los rangos de movimiento.....103

Tabla 50. Símbolos del Flujograma 119

Tabla 51. Recursos económicos de implementación 120

Tabla 52. Toma de datos de ciclo de marcha.....126

Tabla 53. Sujeto 1 142

Tabla 54. Sujeto 2 143

Tabla 55. Sujeto 3 144

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Prótesis de cadera [18] 8

Figura 2. Realidad Virtual [26] 19

Figura 3. Tipos de gafas para RV [27] 20

Figura 4. Baterías de Litio 21

Figura 5. Protocolos Inalámbricos [32] 26

Figura 6. Motores Multiplataforma 28

Figura 7. Tipos de Tecnologías de Tracking [43] 29

Figura 8. ESP32 C3 Super Mini [54] 36

Figura 9. MPU6050 [55] 36

Figura 10. TP4056 Type-C 37

Figura 11. Lobby Unity 38

Figura 12. PlataformIO 38

Figura 13. Protolocos y capas de modelo OSI 39

Figura 14. Easy EDA Pro 39

Figura 15. Bambú Studio 40

Figura 16. Diagrama general por etapas 49

Figura 17. Conexión Física y Lógica 58

Figura 18. Flujograma del sistema 59

Figura 19. Jerarquía del programa de RV 60

Figura 20. Diseño del entorno 61

Figura 21. Clasificación de objetos 61

Figura 22. Estructura de componentes 61

Figura 23. Escena y activos 3D en el entorno de desarrollo 61

Figura 24. Configuración de objetos 61

Figura 25. Lobby del sistema de rehabilitación en el entorno de RV 62

Figura 26. Ventana emergente de indicaciones generales 63

Figura 27. Menú de configuración 63

Figura 28. Menú de registro 63

Figura 29. Interfaz principal 64

Figura 30. Activación del entorno gamificado 64

Figura 31. Límite de segunda escena 65

Figura 32. Creación de plataformas dentro del límite 65

Figura 33. Elección de texturas límite 66

Figura 34. Elección de texturas plataformas 66

Figura 35. Segunda escena 66

Figura 36. Asteroides en distintos tamaños 67

Figura 37. Ejecución correcta 67

Figura 38. Movimiento incorrecto 68

Figura 39. Gestión de intentos 68

Figura 40. Código para obstáculos 69

Figura 41. Código para el Jugador 69

Figura 42. Diagrama esquemático de conexión 70

Figura 43. Esquema lógico en EasyEDA Pro 71

Figura 44. Visualización 3D de PCB 71

Figura 45. Diseño PCB 71

Figura 46. Placas PCB 72

Figura 47. Capa superior de cobre 72

Figura 48. Capa inferior de cobre 72

Figura 49. Diseño de PCB´s impreso en papel térmico 72

Figura 50. Transferencia de diseño a placa PCB 73

Figura 51. Preparación de placa PCB para soldado 73

Figura 52. Placa PCB soldada 74

Figura 53. Módulo de sensorización para RV 74

Figura 54. Placas PCB funcionales 75

Figura 55. Disposición de los sensores en el cuerpo 76

Figura 56. Modelo de la tapa del case 77

Figura 57. Vista superior del case 77

Figura 58. Vista inferior del case 77

Figura 59. Vista frontal del case 78

Figura 60. Vista lateral del case 78

Figura 61. Tapa del case 78

Figura 62. Posicionamiento de la batería 78

Figura 63. Posicionamiento de la placa 79

Figura 64. Ensamblaje del case 79

Figura 65. Velcro 80

Figura 66. Prototipo final 80

Figura 67. Error de validación 81

Figura 68. Validación correcta 82

Figura 69. Compilación exitosa firmware SlimeVR 83

Figura 70. Credenciales Wi-Fi. 83

Figura 71. Ajuste de sensores 84

Figura 72. Disposición de sensores 84

Figura 73. Asignación de sensores 84

Figura 74. Pruebas de funcionalidad 85

Figura 75. Router OSC 85

Figura 76. Ajustes del server 86

Figura 77. Iniciando SteamVR 87

Figura 78. Sujeto de referencia 89

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo *A*. Planteamiento del Problema.....118

Anexo B. Flujograma de Procesos.....119

Anexo C. Recursos económicos.....119

Anexo D. Código de validación de ESP32 C3 super mini y MPU6050.....122

Anexo E. Calibración de sensores.....125

Anexo F. Código de plataformio.ini.....128

Anexo G. Código defines.h.....134

Anexo H. Manual de uso de los dispositivos de rastreo cinemático.....136

Anexo I. Diagrama de flujo de funcionamiento de la aplicación de RV.....139

Anexo J. Sujeto de referencia.....140

Anexo K. Sujetos de prueba primera etapa.....142

Anexo L. ESP32 C3 super mini Series Datasheet [57].....145

Anexo M. MPU6050 Product Specification[58].....148

Anexo N. Datasheet TP4056 - Regulador de Carga[59].....150

RESUMEN EJECUTIVO

Este proyecto aborda la problemática de la baja motivación y la ausencia de monitoreo objetivo en la rehabilitación postoperatoria de artroplastia de cadera, lo cual resulta en recuperaciones prolongadas y riesgos de complicaciones funcionales, especialmente en el contexto de la limitada capacidad de atención clínica en Tungurahua. El objetivo fue desarrollar un Sistema Integrado de Realidad Virtual (RV) que utilice Sensores Inerciales (IMU) para optimizar la terapia física, y la funcionalidad del paciente en entornos reales.

La metodología se centró en la Investigación Aplicada para el desarrollo de un sistema funcional. Se empleó el motor Unity 3D para crear un entorno de Realidad Virtual interactivo, que ofrece ejercicios terapéuticos personalizados. El hardware fue diseñado y optimizado, utilizando una placa ESP32 C3 Super Mini y sensores MPU6050 integrados en un diseño de PCB y carcasa 3D, garantizando una sensorización compacta. La comunicación en tiempo real entre los sensores y el entorno virtual se gestionó exitosamente a través del Servidor SlimeVR, asegurando la captura y transmisión precisa de los movimientos.

Los resultados demuestran un sistema que permite realizar ejercicios de forma interactiva y personalizada, ofreciendo al fisioterapeuta la capacidad de monitorear el progreso en tiempo real, superando las limitaciones de los métodos tradicionales. Se concluye que el sistema valida el potencial de la ingeniería biomédica al adaptar eficazmente la tecnología de Realidad Virtual a la rehabilitación clínica. El proyecto sienta las bases para una recuperación más eficaz y motivadora, promoviendo la colaboración interdisciplinaria entre la ingeniería y las ciencias de la salud.

PALABRAS DESCRIPTORAS: Realidad Virtual, Rehabilitación Funcional, Artroplastia de Cadera, Sensores Inerciales (IMU), Unity 3D.

ABSTRACT

This project addresses the critical issues of low patient motivation and the lack of objective monitoring in post-operative hip arthroplasty rehabilitation, which often leads to prolonged recovery times and functional risks, particularly within the context of limited clinical capacity in Tungurahua. The primary objective was to develop an Integrated Virtual Reality (VR) System utilizing Inertial Measurement Units (IMUs) to optimize physical therapy, thereby enhancing patient adherence and facilitating continuous progress tracking through a tele-rehabilitation platform.

The methodology centered on Applied Research for the development of a functional system. The Unity 3D engine was used to create an interactive VR environment that delivers personalized therapeutic exercises. The hardware was designed and optimized using an ESP32 C3 Super Mini board and MPU6050 sensors integrated into a custom PCB and a 3D-printed casing, ensuring compact sensorization. Real-time communication between the sensors and the virtual environment was successfully managed via the SlimeVR Server, guaranteeing accurate motion capture and transmission for immediate biofeedback.

The results demonstrate a system capable of delivering interactive and personalized exercises, providing the physiotherapist with the ability to monitor progress in real-time and overcome the limitations of traditional methods. The system validates the potential of Biomedical Engineering by effectively adapting Virtual Reality technology to clinical rehabilitation. This project establishes a foundation for more effective and motivating recovery, fostering interdisciplinary collaboration between engineering and health sciences in the creation of Digital Rehabilitation Platforms.

KEYWORDS: Virtual Reality, Functional Rehabilitation, Hip Arthroplasty, Inertial Sensors (IMU), Unity 3D.

CAPÍTULO I. MARCO TEÓRICO

1.1 Tema de investigación

"SISTEMA INTEGRADO DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA REHABILITACIÓN FUNCIONAL POST-ARTROPLASTIA DE CADERA".

1.1.1 Planteamiento del problema

La artroplastia de cadera es un procedimiento quirúrgico que consiste en la sustitución total o parcial de la articulación de la cadera por una prótesis artificial. Este tipo de intervención se realiza generalmente para aliviar el dolor y restaurar la función en pacientes con afecciones degenerativas como la osteoartritis, artritis reumatoide o fracturas graves. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estima que más de 350 millones de personas sufren de osteoartritis, siendo la cadera una de las articulaciones más afectadas [1]. La artroplastia de cadera es considerada una de las cirugías más exitosas para mejorar la calidad de vida de quienes presentan limitaciones severas en la movilidad debido a daños articulares irreversibles [2]. Sin embargo, su éxito depende en gran medida del proceso de rehabilitación postoperatoria, que busca recuperar la fuerza muscular, la amplitud de movimiento y la funcionalidad para la vida diaria.

En Ecuador, según el Ministerio de Salud Pública (MSP) [3], el número de pacientes diagnosticados con osteoartritis ha aumentado un 20% en la última década, la prevalencia de la coxartrosis es del 7,4%, y el reemplazo articular total de cadera está indicado en etapas avanzadas. Esta cirugía ha demostrado ser efectiva para aliviar el dolor y mejorar la movilidad, permitiendo a los pacientes retomar sus actividades diarias con mayor calidad de vida [4]. La provincia de Tungurahua, presenta una población envejecida que demanda servicios de salud especializados, incluyendo intervenciones quirúrgicas como la artroplastia de cadera [3]. Aunque no existen estadísticas específicas sobre la

prevalencia de la coxartrosis en Tungurahua, la tendencia nacional sugiere un aumento en la necesidad de este tipo de procedimientos.

A pesar de los avances en la infraestructura hospitalaria, el acceso a programas de rehabilitación postquirúrgica en Tungurahua enfrenta desafíos. La disponibilidad limitada de fisioterapeutas especializados y la concentración de servicios en áreas urbanas dificultan que los pacientes rurales reciban atención oportuna y adecuada. Esto resalta la necesidad de implementar soluciones tecnológicas que permitan la rehabilitación a distancia, asegurando que todos los pacientes, independientemente de su ubicación, puedan beneficiarse de un proceso de recuperación efectivo.

Ambato capital de la provincia de Tungurahua, concentra una parte significativa de la población y los servicios de salud. El Hospital General Docente Ambato es el principal centro de referencia para procedimientos quirúrgicos complejos, incluyendo la artroplastia de cadera [3]. Sin embargo, la demanda supera la capacidad de atención, lo que genera listas de espera y limita el acceso oportuno a la cirugía y la rehabilitación postoperatoria. El mismo ha adquirido recientemente 120 prótesis de cadera para atender a pacientes con artrosis avanzada y otras afecciones que requieren reemplazo articular [3].

En la práctica clínica actual, los pacientes sometidos a artroplastia de cadera enfrentan múltiples dificultades en su proceso de rehabilitación. Entre ellas, destaca la falta de motivación para realizar los ejercicios terapéuticos de forma constante, la limitada capacidad de monitoreo continuo fuera de los entornos clínicos y la ausencia de herramientas tecnológicas que permitan evaluar objetivamente el progreso funcional [5]. Estos factores contribuyen a que muchos pacientes experimenten una recuperación prolongada, con riesgo de complicaciones funcionales como la rigidez articular, debilidad muscular y reducción de la calidad de vida [6].

La rehabilitación postquirúrgica es esencial para el éxito de la artroplastia de cadera. Un programa de ejercicios terapéuticos bien estructurado, que incluya estiramientos,

tonificación, resistencia y equilibrio, es fundamental para recuperar la fuerza, flexibilidad y movilidad de la cadera [7]. La integración de tecnologías emergentes, como la realidad virtual (RV) y los sensores inerciales, ofrece nuevas oportunidades para mejorar la motivación y personalización del proceso rehabilitador, optimizando los resultados funcionales y reduciendo el riesgo de complicaciones.

La creciente demanda de servicios de salud en Ambato pone de manifiesto la necesidad de explorar terapias alternativas que complementen los tratamientos tradicionales. La incorporación de tecnologías como la RV y los sensores inerciales en la rehabilitación postquirúrgica ofrece una oportunidad para mejorar la eficiencia y efectividad del proceso rehabilitador. Estas herramientas permiten realizar ejercicios terapéuticos de forma interactiva y personalizada, monitorear el progreso en tiempo real y mantener la motivación del paciente, aspectos fundamentales para una recuperación exitosa.

1.2 Antecedentes investigativos

La incorporación de tecnologías como la RV y los sensores inerciales ha transformado la rehabilitación postoperatoria, mejorando la motivación y evaluación objetiva del paciente. Diversos estudios avalan que estos sistemas integrados superan las limitaciones de la terapia tradicional, optimizando la personalización y eficacia del tratamiento. Por ello, resulta imprescindible analizar las investigaciones previas que fundamentan el desarrollo de soluciones tecnológicas para la rehabilitación post-artroplastia de cadera.

En el año 2023, Guerrero, A.; Vivas, O. y Sabater, J. de la Universidad del Norte presentaron un sistema de rehabilitación de motricidad fina de miembro superior en pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular (ECV). Para abordar esto, se propuso el desarrollo de un sistema basado en tecnologías de RV y juegos serios. Las tecnologías empleadas incluyen un guante de rehabilitación dotado de sensores flexibles en cada dedo, conectado a una tarjeta Arduino Uno para la captura de movimientos. La información captada es enviada al motor gráfico Unity 3D, que actúa como plataforma

para la creación de un entorno virtual interactivo. El sistema aborda la problemática ofreciendo cuatro juegos serios que estimulan la rehabilitación a través de ejercicios para el agarre esférico, cilíndrico, de pinza, y la movilidad global de los dedos. Estos juegos buscan hacer la terapia más atractiva y permiten el monitoreo de la evolución del paciente por parte del terapeuta a través de los datos registrados. Los resultados del estudio, que incluyó pruebas iniciales con 12 usuarios sanos, revelaron que el sistema demostró ser visualmente agradable, cómodo, satisfactorio, motivador y fácil de usar. Estos hallazgos son cruciales, ya que confirman la capacidad del sistema para incentivar a los usuarios a realizar los movimientos necesarios para su recuperación, cumpliendo así con uno de los objetivos fundamentales del proyecto [8].

La investigación del año 2024 de Solís, J.; Carbajal, J.; Martínez, M.; De la Cruz, E. y Ramirez, J. en la revista Científica Multidisciplinar se centra en la limitada adaptabilidad y dinamismo de los métodos de rehabilitación contemporáneos. El estudio propone un sistema que integra un prototipo de hardware con un microcontrolador Arduino UNO y sensores MPU6050 (acelerómetros y giroscopios) para capturar los movimientos de las piernas de los usuarios. Estos datos se transmiten a un módulo de rehabilitación que simula escenarios de juego en las gafas Oculus Quest 2, ofreciendo ejercicios personalizados para aumentar la fuerza, coordinación y destreza. El proceso de desarrollo se guio por la metodología SCRUM, y las pruebas piloto con 7 individuos con dolor muscular en rodillas y piernas revelaron que más del 67% de los participantes mostraron una mejora notable en la movilidad y una reducción significativa del dolor muscular, lo que respalda la efectividad y aceptación de la herramienta en un contexto clínico [9].

El trabajo de tesis de Lira, M. y Padilla, M., publicado en 2024 en la Universidad Nacional Autónoma de México, aborda la problemática de la evaluación subjetiva y el alto costo de sistemas comerciales avanzados (como Xsens, Vicon o Axivity) para la evaluación de la movilidad humana en contextos de rehabilitación. Con el fin de democratizar el acceso a tecnologías de monitoreo del movimiento, los autores proponen el desarrollo e implementación de un sistema propio basado en tecnologías de sensores inerciales (IMU)

de bajo costo. El sistema está compuesto por múltiples nodos de sensores IMU que operan mediante el protocolo de comunicación I2C. En esta arquitectura, los sensores inerciales se configuran como dispositivos esclavos, mientras que un microcontrolador central actúa como maestro, gestionando la adquisición de datos de movimiento de manera síncrona y eficiente. En cuanto a los resultados obtenidos, el sistema desarrollado fue validado para proveer mediciones objetivas y precisas de la movilidad articular. Se logró la parametrización exitosa de movimientos específicos para diversas actividades de la vida diaria, demostrando su capacidad para cuantificar rangos de movimiento y patrones de actividad de forma fiable. La relevancia del proyecto radica en la consecución de una alternativa accesible y precisa a las soluciones comerciales existentes, mejorando significativamente la evaluación y el seguimiento de la evolución de pacientes en procesos de rehabilitación. Las pruebas demostraron que el sistema puede ser una herramienta eficaz para la cuantificación del movimiento humano, permitiendo una monitorización objetiva y continua, lo que representa un avance hacia la democratización de las tecnologías de rehabilitación de alta precisión [10].

En el ámbito de la salud digital, Parra, A. y Bayas, M., en su tesis de tecnología de la información presentada en 2024 por la Universidad Estatal Península de Santa Elena, exponen el diseño de una plataforma informática para la monitorización de parámetros biomédicos. La investigación propone una plataforma accesible vía web, cuyo diseño se centra en la usabilidad y la experiencia del usuario (UX/UI), lo que permite a los profesionales de la salud acceder a datos en tiempo real y recibir alertas automáticas. La comunicación de datos desde los dispositivos biomédicos hacia la plataforma se concibe a través de protocolos IoT como MQTT, optimizando la transmisión de datos ligeros, y se complementa con conexiones inalámbricas como Bluetooth Low Energy (BLE) o Wi-Fi para la conectividad de los sensores. Una robusta infraestructura de red basada en TCP/IP y HTTP/HTTPS asegura la comunicación segura entre el servidor de la plataforma y los usuarios finales. Los resultados iniciales, validados por la evaluación positiva de un médico general, sugieren que esta plataforma posee un potencial significativo para mejorar la calidad de la atención médica a distancia, ofreciendo una solución efectiva para

el monitoreo continuo y la detección temprana de anomalías en los parámetros biomédicos [11].

En el diseño y desarrollo de un videojuego en RV, Calle, R. y Campoverde, R., en su trabajo publicado en 2025 por la Universidad Politécnica Salesiana, abordan la creciente problemática del desecho electrónico en Ecuador, derivada del avance tecnológico y la obsolescencia programada. Para confrontar esta situación, proponen el desarrollo de un videojuego de RV enfocado en la sostenibilidad ambiental. La metodología experimental e iterativa empleada se fundamenta en el uso de Unity como motor principal de juego, aprovechando su capacidad para crear entornos inmersivos y realistas, y en Blender 3D para la creación de modelos y animaciones de alta calidad. La compatibilidad entre ambas plataformas facilita un flujo de trabajo continuo, asegurando la integridad del rigging, la fluidez de los movimientos y la eficiencia en la ejecución del videojuego. Los resultados esperados de este desarrollo incluyen una optimización del proceso de creación, un incremento en la calidad de las animaciones dentro del entorno virtual, y una significativa contribución a la educación ambiental a través de una experiencia interactiva y significativa [12].

1.3 Fundamentación teórica

1.3.1 Calidad de Vida

La calidad de vida es una construcción compleja y multidimensional que integra factores objetivos como la salud física, el entorno social y el nivel económico, con componentes subjetivos como la satisfacción personal y el bienestar emocional. Un artículo de revisión sistemática divulgado por Frías, M. y Toledano, A. en el año 2022 en la revista National Library of Medicine, centrado en adultos mayores cognitivamente sanos, identificó que variables psicológicas como el apoyo social, la regulación y la inteligencia emocionales son determinantes clave para la calidad de vida y el bienestar en etapas avanzadas de la misma. Este enfoque evidencia que no basta con medir solo indicadores materiales de

salud o economía; es esencial considerar cómo las personas procesan sus emociones, gestionan el estrés y se relacionan socialmente [13].

La salud física se define como el funcionamiento óptimo del organismo, abarcando la capacidad cardiorrespiratoria, fuerza muscular, equilibrio, flexibilidad y prevención de enfermedades crónicas. Recientemente en 2025, Korkutata, A.; Korkutata, M. y Lázaro, M., en revista Biol Timing Sleep, evidenciaron que el ejercicio regular no solo mejora el sistema cardiovascular y metabólico, sino que también potencia la calidad del sueño y reduce síntomas vinculados a trastornos del descanso. En este contexto, la rehabilitación física desempeña un papel fundamental, ya que permite restablecer funciones corporales tras una lesión, enfermedad o cirugía, y facilita la reincorporación progresiva a la actividad física regular. Estos autores destacan que la eficacia del ejercicio depende de factores como la intensidad, la duración y el momento del día, así como del perfil del individuo. Por tanto, promover rutinas periódicas de actividad física, combinadas con una adecuada rehabilitación y alimentación saludable, conforma un enfoque integrado para fomentar la salud física y el bienestar general [14].

Recuperar la funcionalidad del cuerpo tras una lesión, cirugía o enfermedad requiere un enfoque terapéutico progresivo que combine ejercicio guiado, control del dolor y estrategias de readaptación física. Tras procedimientos ortopédicos complejos como la reconstrucción con fijación externa, restablecer la funcionalidad de las extremidades inferiores requiere estrategias específicas que combinan entrenamiento de la marcha, fortalecimiento, ejercicios asistidos y carga progresiva. Una revisión sistemática en 2024 de Pawson, et al, realizada por la revista National Library of Medicine identificó una gran variabilidad en las prácticas de rehabilitación en pacientes con fijadores externos, encontrando evidencia limitada pero prometedora sobre cómo estas intervenciones pueden favorecer la consolidación ósea, el retorno de la fuerza muscular, la movilidad y la independencia funcional. Los autores destacan la importancia de protocolos individualizados y multifacéticos, señalando que la reeducación de la marcha y los

ejercicios de carga controlada son los más comunes y podrían ser beneficiosos en contextos ortopédicos más amplios [15].

Superado el proceso quirúrgico, los primeros meses posteriores a una artroplastia de cadera son determinantes para recuperar la movilidad, la autonomía y la calidad de vida del paciente. La recuperación funcional depende de programas de rehabilitación que combinan ejercicios de fuerza, propiocepción, equilibrio y marcha. La investigación ejecutada en 2023 por Lingyun, et al, en la revista Medicine (Baltimore) demostró que las intervenciones asistidas por tecnología, como la telerehabilitación, producen mejoras claras en la función de los miembros inferiores en comparación con los métodos tradicionales, facilitando una mayor precisión en la ejecución de ejercicios. Este enfoque permite personalizar los programas de rehabilitación, ofrecer retroalimentación en tiempo real y monitorizar el progreso, lo que resulta en una recuperación más eficaz de la movilidad, reducción del dolor y prevención de complicaciones [16].

1.3.2 Artroplastia de cadera

La artroplastia de cadera es una cirugía ortopédica en la que se reemplaza la articulación de la cadera dañada (normalmente por desgaste, artritis, fractura, etc.) por una prótesis artificial para aliviar el dolor y restaurar la función [17].

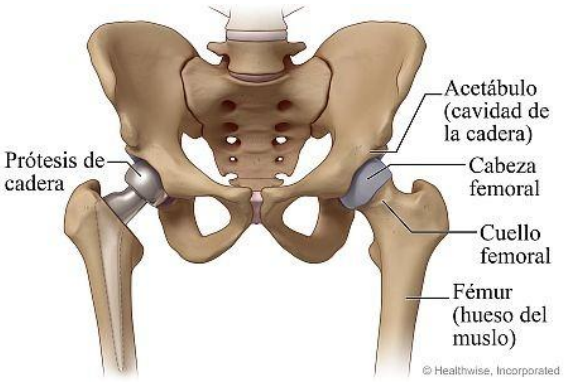


Figura 1. Prótesis de cadera [18]

a. Tipo de Artroplastia de Cadera

Como lo menciona AAOS, en su investigación algunos tipos son [17]:

Tabla 1. Tipos de Artroplastia de Cadera

Artroplastia Total de Cadera (ATC)	Artroplastia Parcial de Cadera (Hemiartroplastia)	Artroplastia de Resurfacing (Recubrimiento)
Reemplazo completo de la cabeza femoral y del acetábulo (cavidad de la pelvis).	Solo se reemplaza la cabeza femoral.	En lugar de remover toda la cabeza femoral, se recubre con una prótesis metálica.
Es el procedimiento más común para enfermedades degenerativas y fracturas.	Se usa principalmente en fracturas del cuello femoral sin daño en el acetábulo.	Generalmente usada en pacientes jóvenes y activos.

b. Tiempo de Recuperación

- Hospitalización: 2 a 5 días post cirugía.
- Recuperación inicial: 4 a 6 semanas para la movilidad básica con ayuda.
- Recuperación funcional avanzada: puede tomar de 3 a 6 meses.
- Recomendaciones: Evitar actividades de alto impacto durante 6 a 12 meses.
- La recuperación depende de múltiples factores, como la edad, estado físico previo y técnica quirúrgica.

c. Tipos de Rehabilitación Post Artroplastia de Cadera

En la investigación de AAOS, se mencionan varios tipos de tratamientos [17]:

Tabla 2. Tipos de Rehabilitación

Rehabilitación Preoperatoria	Ejercicios para fortalecer músculos y mejorar la movilidad antes de la cirugía.
Rehabilitación Postoperatoria Inmediata	Movilización temprana para evitar complicaciones como trombosis. Ejercicios respiratorios y para mantener fuerza muscular.
Rehabilitación Ambulatoria	Ejercicios para recuperar rango de movimiento (ROM). Fortalecimientos musculares (cuádriceps, glúteos). Entrenamiento para caminar con ayudas (andadera, bastón).
Rehabilitación Funcional Avanzada	Retorno progresivo a actividades cotidianas y laborales. Terapia ocupacional para adaptación postural y movimientos seguros.

Con base en la clasificación presentada en la Tabla 2, el sistema propuesto se enfoca principalmente en la Rehabilitación Funcional Avanzada y, de manera complementaria, en la fase de Rehabilitación Ambulatoria, las cuales corresponden a las etapas en las que el paciente ya ha superado el período postoperatorio inmediato y se encuentra en condiciones de realizar ejercicios activos, controlados y progresivos.

Estas fases representan el momento más adecuado para la implementación de un sistema de RV, ya que permiten integrar ejercicios funcionales, dinámicos e interactivos, orientados a la recuperación de la movilidad, el fortalecimiento muscular, el equilibrio, la coordinación y la readaptación a las actividades de la vida diaria.

El sistema de RV propuesto actúa como una plataforma de apoyo terapéutico que complementa la fisioterapia convencional, proporcionando un entorno inmersivo que favorece la motivación del paciente, el seguimiento objetivo del movimiento y la ejecución correcta de los ejercicios terapéuticos.

d. Etapas consideradas en la rehabilitación post-artroplastia de cadera

- **Rehabilitación Ambulatoria:** Corresponde a la fase intermedia del proceso de recuperación, en la cual el paciente inicia la movilidad activa y progresiva de la articulación de la cadera [7].

Tabla 3. Rehabilitación Ambulatoria

Objetivos terapéuticos	Ejercicios terapéuticos considerados y movimientos corporales involucrados	Segmentos articulares comprometidos	Rangos de movimiento (aproximados)
• Recuperar el rango de movimiento (ROM). • Fortalecer los grupos musculares estabilizadores de la cadera.	• Flexión y extensión de cadera. • Abducción controlada de cadera. • Elevación de rodilla. • Mini-sentadillas asistidas. • Subida y bajada de escalón bajo. • Ejercicios de estabilidad monopodal.	• Articulación coxofemoral (cadera) • Rodilla • Tobillo • Columna lumbopélvica	• Flexión de cadera: 90° – 110° • Extensión de cadera: 10° – 15° • Abducción de cadera: 30° – 40° • Rotación externa: 30° – 45°

• Mejorar la marcha y el control postural. • Reducir la rigidez articular.	• Rotación interna y externa controlada • Estabilidad pélvica		

- **Rehabilitación Funcional Avanzada:** Esta fase corresponde al período de readaptación funcional del paciente, donde se busca recuperar la independencia en actividades cotidianas y laborales [7].

Tabla 4. Rehabilitación Funcional Avanzada

Objetivos terapéuticos	Ejercicios terapéuticos considerados y movimientos corporales involucrados	Segmentos articulares comprometidos	Rangos de movimiento (aproximados)
• Restablecer la fuerza muscular funcional. • Mejorar el equilibrio dinámico. • Optimizar la coordinación y propiocepción. • Reintegrar al paciente a sus actividades diarias.	• Sentadillas funcionales. • Marcha con obstáculos. • Cambios de dirección. • Transferencias de peso. • Simulación de actividades cotidianas (subir escaleras, levantarse de una silla, caminar sobre superficies irregulares). • Estabilidad pélvica en apoyo monopodal. • Coordinación intermuscular.	• Cadera • Rodilla • Tobillo • Columna vertebral • Cintura pélvica	• Flexión de cadera funcional: hasta 120°. • Extensión completa en fase de apoyo. • Abducción funcional para estabilidad pélvica. • Control de rotaciones durante la marcha.

Durante la ejecución de los ejercicios terapéuticos dentro del sistema de RV, se deben considerar las siguientes restricciones, especialmente durante los primeros meses posteriores a la cirugía [7]:

Prácticas no recomendadas:

- Flexión de cadera mayor a 120° en fases tempranas.
- Cruce de piernas en sedente o decúbito.
- Giros bruscos sobre la pierna operada.
- Saltos, carreras o impactos.
- Movimientos de torsión excesivos de la cadera.

Restricciones y consideraciones:

- Evite sentarse en superficies demasiado bajas.
- No incline excesivamente el tronco hacia adelante.
- No duerma de lado sin cojín entre las piernas.
- Suspender el ejercicio ante presencia de dolor agudo.
- Evitar fatiga excesiva.
- Controlar la estabilidad del paciente durante ejercicios en apoyo monopodal.
- Mantener supervisión profesional durante las primeras sesiones.

Toda esta información constituye el fundamento terapéutico para el diseño de los escenarios de RV del sistema propuesto. Los entornos virtuales serán desarrollados de manera que:

- Repliquen actividades funcionales reales.
- Permitan guiar al paciente en la ejecución correcta de los movimientos.
- Incorporan retroalimentación visual y cinematográfica.
- Controlen rangos de movimiento seguros.
- Adapten la dificultad progresivamente según la evolución del paciente.

De esta manera, el sistema integra la tecnología de RV como una herramienta terapéutica innovadora, segura y eficaz para la rehabilitación funcional post-artroplastia de cadera, favoreciendo una recuperación más dinámica, objetiva y motivadora.

e. Músculos Clave y Objetivos de Fortalecimiento

Los músculos clave a fortalecer son aquellos que estabilizan la articulación de la cadera y previenen la marcha inestable (marcha de Trendelenburg) [17].

- **Glúteo Medio y Glúteo Menor (Abductores):** Son los más críticos. Su fortalecimiento es esencial para la estabilidad lateral de la pelvis durante la marcha (fase de apoyo monopodal).
- **Glúteo Mayor (Extensor):** Fundamental para la extensión de cadera, vital para levantarse y subir escaleras.
- **Cuádriceps (Extensor de Rodilla/Flexor de Cadera):** Mantiene la fuerza de la pierna y facilita la transferencia de peso.
- **Isquiotibiales (Flexor de Rodilla/Extensor de Cadera):** Contribuyen a la estabilidad global y la fase de despegue durante la marcha.

f. Datos Estadísticos y Epidemiológicos

- La artroplastia total de cadera es una de las cirugías ortopédicas más comunes a nivel mundial.
- Se estima que en EE.UU. se realizan alrededor de 450,000 a 500,000 artroplastias de cadera anualmente.
- La tasa de éxito a 10 años es superior al 90% para prótesis modernas.
- En pacientes con osteoartritis avanzada, la artroplastia mejora significativamente la calidad de vida y reduce el dolor en un 85-95%.
- Riesgo de complicaciones postoperatorias (infección, luxación, trombosis) es menor al 5%.

g. Ejercicios de Rehabilitación Post Artroplastia de Cadera

El manual de la Sociedad Valenciana de Medicina Física y Rehabilitación [19], constituye la base médica de este proyecto. Este documento define los rangos de movilidad permitidos, las precauciones para evitar luxaciones y las pautas de

fortalecimiento muscular. La integración de estas directrices en el sistema de RV permite que el software no solo guíe al usuario mediante estímulos visuales, sino que también garantice que los ejercicios se realicen dentro de los parámetros de seguridad médica establecidos, facilitando un seguimiento objetivo del progreso del paciente.

Tabla 5. Rehabilitación Postoperatoria Inmediata [19]

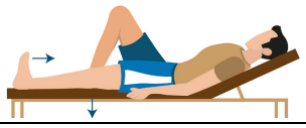
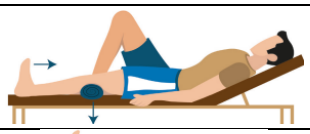
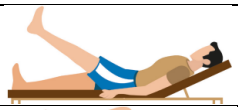
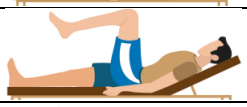
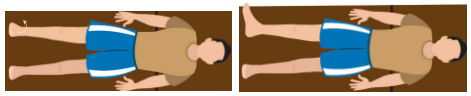
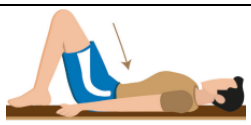
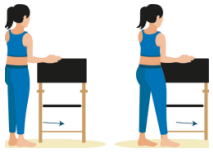
Bombeos de tobillos: Manteniéndose recostado, realice movimientos constantes del pie en sentido ascendente y descendente.	
Fortalecimiento de glúteos y cuádriceps: Manteniendo la pierna completamente estirada, ejerza presión hacia abajo contra la camilla a la vez que dirige la punta del pie hacia arriba.	
Fortalecimiento de cuádriceps con toalla: Recostado sitúe un soporte bajo su rodilla. Estire la pierna presionando hacia abajo, mientras dirige simultáneamente la punta del pie hacia su cuerpo.	
Fortalecimiento mediante elevación de pierna estirada: Recostado eleve la pierna extendida hacia arriba.	
Movilidad activa de flexión de cadera: Manteniéndose recostado, eleve suavemente la rodilla hacia su pecho manteniendo la pierna doblada.	
Movilidad activa de abducción de cadera: Recostado boca arriba, deslice la pierna operada hacia afuera de forma lateral, manteniéndola siempre estirada.	
Movilidad activa de rotación externa de cadera: Recostado desplace lateralmente su pierna operada hacia el borde de la cama, asegurándose de mantenerla completamente estirada durante todo el recorrido.	
Movilidad mediante deslizamientos (talones a nalgas): Recostado deslice el talón por la cama acercándolo hacia su glúteo mientras dobla la rodilla de forma lenta y controlada.	
Estiramiento de flexores de caderas: Tumbado aproxime la rodilla de su pierna sana hacia el pecho. Asegúrese de mantener la pierna operada completamente estirada y pegada a la cama.	
Fortalecimiento de abdominales: Recuéstese con las rodillas dobladas y los pies firmes sobre la cama. Apriete el abdomen como si quisiera pegar su espalda baja contra la superficie.	
Fortalecimiento de abductores de cadera en decúbito lateral: Recuéstese sobre su lado sano con un cojín entre las piernas. Manteniendo la pierna operada estirada, intente elevarla suavemente hacia el techo.	

Tabla 6. Rehabilitación Ambulatoria [19]

Fortalecimiento de cuádriceps en arco largo: Manténgase sentado con la espalda recta. Estire su pierna lentamente hacia adelante hasta que quede totalmente horizontal (paralela al suelo).	
Fortalecimiento de isquio – surales: Siéntese y apoye el pie sobre un taburete, manteniendo la rodilla doblada. Intente doblar la pierna un poco más, presionando con fuerza su talón hacia abajo contra el taburete.	
Estiramiento de isquio – surales en sedestación: Sentado, coloque su talón sobre una silla o taburete y estire la pierna poco a poco. Puede ayudarse presionando suavemente con su mano sobre la rodilla. Si desea un estiramiento más profundo, incline el cuerpo hacia adelante con cuidado, manteniendo la espalda recta.	
Fortalecimiento de aductores de cadera: Siéntese y coloque una pelota o cojín entre sus muslos. Presione el objeto con ambas piernas hacia el centro de forma constante. El ejercicio consiste en realizar una contracción isométrica de la musculatura aductora, ejerciendo una fuerza centrípeta simétrica para comprimir el objeto y estabilizar la articulación coxofemoral.	
Fortalecimiento de glúteos en pie con apoyo: Póngase de pie y sujétese firmemente de su andador o una mesa. Desplace su pierna operada hacia atrás, manteniéndola siempre estirada. Es muy importante que mantenga su espalda recta y no se incline hacia adelante mientras mueve la pierna.	
Fortalecimiento de flexores de cadera en pie con apoyo: Póngase de pie y sujétese del andador o de una silla para mantener el equilibrio. Levante la rodilla de su pierna operada hacia adelante hasta que su muslo quede paralelo al suelo. No suba la rodilla más arriba de la cintura.	
Fortalecimiento de abductores de cadera en pie: Póngase de pie y sujétese del andador o una mesa firme. Desplace su pierna operada hacia afuera, separándola del cuerpo lo más que pueda sin sentir dolor. Mantenga el cuerpo recto; trate de no inclinarse hacia el lado contrario mientras mueve la pierna.	
Movilidad mediante báscula pélvica anteroposterior: Siéntese de forma estable sobre el taburete. Balancee su cadera suavemente hacia adelante y hacia atrás, como si quisiera sacar y esconder la pelvis. Siga el ritmo que marca el guía virtual para asegurar un movimiento fluido y controlado.	

Movilidad mediante báscula pélvica lateral: Siéntese derecho sobre el taburete. Balancee su cadera lentamente de izquierda a derecha, elevando un lado del glúteo y luego el otro sin despegar los pies del suelo. Intente que el movimiento sea fluido.	
Caminar con andador: Para comenzar sus caminatas, solicite el apoyo de un asistente o use su andador. El objetivo es completar 2 sesiones de 5 minutos hoy. A medida que se sienta más fuerte y sin dolor, el sistema le permitirá aumentar gradualmente el tiempo de ejercicio.	
Fortalecimiento mediante puente: Estando recostado boca arriba, levante la cadera lentamente hasta que su espalda y sus muslos formen una línea recta. Si se encuentra en sus primeros días de recuperación, simplemente realice el esfuerzo de apretar los glúteos e intentar despegarse de la cama sin necesidad de elevarse por completo.	

Tabla 7. Rehabilitación Funcional Avanzada [19]

Caminar de lado: Póngase de pie y sujétese de una barra o mesa para mantener el equilibrio. Comience a caminar de lado lentamente. Realice 10 pasos hacia la derecha y luego 10 pasos hacia la izquierda; repita esta secuencia una vez más.	
Subir un escalón: Sujétese con firmeza de su apoyo y prepárese para subir un pequeño escalón. Recuerde la regla de oro: suba primero con su pierna sana y baje primero con la pierna operada. Realice 10 subidas y bajadas, descanse, y repita la serie una vez más.	
Estabilidad monopodal: Consiste en mantener el equilibrio corporal apoyando todo el peso sobre una sola pierna, mientras la pierna contraria se eleva ligeramente hacia atrás sin tocar el suelo.	
Sentadilla: Póngase de pie con las piernas ligeramente abiertas. Imagine que va a sentarse en una silla imaginaria, baje la cadera lentamente doblando las rodillas, mientras mantiene su espalda recta y los brazos extendidos hacia adelante para el equilibrio. Baje hasta donde se sienta cómodo y regrese a la posición inicial.	

Para el desarrollo de la fase de intervención de este proyecto, se han seleccionado una serie de ejercicios de la tabla 7. Estas actividades están diseñadas para mejorar la movilidad y fortalecer el sistema musculoesquelético mediante cuatro pilares fundamentales: caminata lateral para la estabilidad dinámica, subida de escalón bajo la técnica de protección articular (pierna sana para subir y operada para bajar), estabilidad

monopodal para el reentrenamiento del equilibrio y sentadillas controladas para el fortalecimiento global del tren inferior.

1.3.3 Entornos Virtuales

En los últimos años, la tecnología ha transformado significativamente los métodos de intervención terapéutica, ofreciendo nuevas formas de interacción que mejoran la accesibilidad y la personalización de los tratamientos. Una de las herramientas más prometedoras son los entornos virtuales adaptados, los cuales permiten a personas con discapacidades físicas participar en actividades lúdicas y funcionales mediante simulaciones inmersivas. El estudio en 2025 publicado por Barberán, J.; Conza, B.; López, J. y Ordóñez, D, en la revista científica Multidisciplinar G-Nerando, detallan el desarrollo de un sistema de RV controlado por movimientos de cabeza, pensado para facilitar la movilidad y la interacción espacial de usuarios con movilidad reducida. Los resultados mostraron que los participantes se adaptaron rápidamente al uso del dispositivo, y que la personalización de velocidad, sensibilidad y rango de movimiento resultó clave para mejorar la experiencia de uso. La investigación sugiere un alto potencial para su futura aplicación en contextos terapéuticos, donde la tecnología adaptada puede convertirse en una aliada para fortalecer la autonomía, la participación activa y la rehabilitación física de manera motivadora y segura [20].

La atención médica a distancia ha transformado profundamente el seguimiento de pacientes con enfermedades crónicas, facilitando intervenciones continuas y personalizadas sin necesidad de desplazamientos. Una revisión sistemática presentada en 2024 por Yuzhe, L.; Qifang, S.; Jing, Y. y Li, R., en la revista Frente Salud Pública, concluye que la telemedicina mejora significativamente, promueve el autocuidado y alivia la carga sobre los sistemas de salud, destacando el uso de tele monitorización y módulos de gestión de enfermedades para optimizar el control de condiciones como diabetes e hipertensión. Además, los protocolos tecnológicos basados en tablets y dispositivos domiciliarios que registran biomarcadores críticos han mostrado buenos niveles de

satisfacción entre pacientes y profesionales, permitiendo intervenciones oportunas ante resultados fuera de rango. Este enfoque demuestra que, cuando se integra adecuadamente, la telemedicina no sólo aumenta la accesibilidad, sino que también mejora la adherencia terapéutica, la eficiencia del sistema sanitario y la experiencia del usuario [21].

Las herramientas inmersivas han permitido llevar la atención médica a un nuevo nivel funcional, donde la rehabilitación y el diagnóstico remoto se complementan con experiencias virtuales que recrean la presencia física. En este sentido, la RV integrada en equipos de telemedicina actúa como interfaz avanzada, habilitando un modo intuitivo de interacción y generando la sensación de presencia durante la consulta o el proceso rehabilitador. La investigación realizada en 2024 por Riva, G. y Gamberini, L., en la revista National Library of Medicine, describen cómo estas soluciones se emplean tanto en cirugías remotas como en seguimiento postoperatorio, por ejemplo, en artroplastia de rodilla, permitiendo monitorear en tiempo real parámetros como dolor, rango de movimiento, fuerza muscular y equilibrio. Esta modalidad no solo mejora la calidad de la atención a distancia, sino que facilita evaluaciones dinámicas, estimula al paciente y potencia resultados funcionales desde la comodidad del hogar [22].

El uso de sistemas sensorizados en fisioterapia está revolucionando los tratamientos, al proporcionar datos objetivos y en tiempo real sobre el rendimiento del paciente durante los ejercicios, especialmente cuando se integran con entornos de RV. En el caso de la rehabilitación de las extremidades inferiores, una revisión sistemática de Stanica, et al [23], que incluyó más de 12 estudios encontró que los sistemas de RV mejoran significativamente el equilibrio y la fuerza muscular en comparación con métodos tradicionales, aunque ofrecen resultados equivalentes en el manejo del dolor.

Además, un estudio clínico publicado por Bakar, et al [24], evaluó un sistema multiterapia basado en RV combinado con sensorización para medir parámetros funcionales, demostrando progresos tanto físicos como psicológicos en pacientes con desórdenes músculo esqueléticos y neuromotores. Estos sistemas permiten rastrear el movimiento,

peso y orientación corporal, además de ofrecer retroalimentación háptica e inmersiva, lo que aumenta la motivación y precisión durante la rehabilitación. La combinación de sensores y RV no solo optimiza los resultados terapéuticos, sino que también promueve programas personalizados, documentados y adaptativos, elevando la eficacia del tratamiento.

1.3.4 Realidad Virtual

La Realidad Virtual (RV) es una tecnología que crea un entorno digital generado por computadora que simula la realidad, permitiendo la inmersión del usuario a través de dispositivos que estimulan la visión, audición y a veces otros sentidos [25].



Figura 2. Realidad Virtual [26]

a. Tipos de Realidad Virtual

Como lo mencionan Chheang, et al, algunos tipos de RV son [27]:

Tabla 8. Tipos de RV

Realidad Virtual Inmersiva	Consiste en la creación de un entorno completamente virtual donde el usuario se sumerge totalmente. Se usan dispositivos como cascos o gafas RV (Oculus Rift, HTC Vive, Meta Quest). Uso en simulaciones, juegos, entrenamiento profesional, medicina.
Realidad Virtual No Inmersiva	Se accede a entornos virtuales a través de pantallas tradicionales (PC, consolas). La experiencia es parcial, sin sensación total de inmersión. Ejemplo: videojuegos en monitor o simuladores.
Realidad Virtual Semi-inmersiva	Combina elementos de inmersión con la interacción tradicional. Uso de pantallas envolventes (CAVE - Cave Automatic Virtual Environment) o simuladores con pantallas múltiples. Usado en educación, entrenamiento militar o industrial.

Realidad Virtual Aumentada (AR) / Mixta (MR)	Aunque estrictamente no es RV, a veces se incluye. Superpone objetos virtuales en el entorno real. Uso con dispositivos tipo Microsoft HoloLens, Magic Leap.

Tabla 9. Características de los tipos de RV

Tipo de RV	**Inmersiva**	**Semi -inmersiva**	**No inmersiva**	**RA / Mixta**
Descripción	Entorno totalmente virtual	Pantallas envolventes o múltiples	Uso en pantallas tradicionales	Superposición virtual sobre entorno real
Dispositivo Ejemplar	Oculus Quest 2, HTC Vive, Valve Index	CAVE Systems, simulador	PC, consolas, monitores	HoloLens 2, Magic Leap
Nivel de Inmersión	Alto	Medio	Bajo	Variable
Protocolo Principal	Open XR, Steam VR, USB, Wi-Fi	Open XR, HDMI, Ethernet	No específico, USB, HDMI	Open XR, Web XR, Bluetooth Wi-Fi
Costo Aproximado (USD)	300 – 1.200	20.000 – 100.000	0 – 2.000 (equipo PC)	3.000 – 35.000
Característica Técnica Clave	Pantallas OLED / LED, sensores 6DOF, baja latencia	Proyección en varias paredes, tracking avanzado	Resolución estándar, interacción limitada	Sensores espaciales, cámaras RGB, mapeo 3D

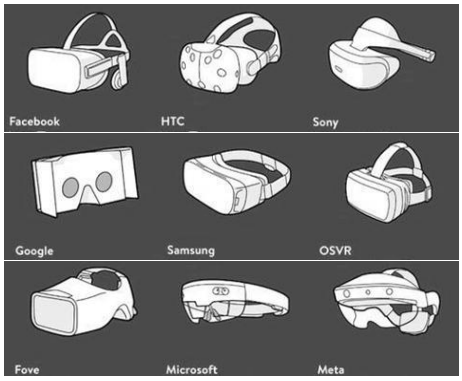


Figura 3. Tipos de gafas para RV [27]

b. Tecnologías básicas de RV

En el estudio de Chheang y colaboradores detallan algunos tipos de RV [27]:

- Dispositivos de Entrada: Controladores manuales, guantes, cámaras, sensores de movimiento.

- Dispositivos de Salida: Cascos RV, pantallas, audífonos, retroalimentación háptica.

- Software: Motores gráficos (Unity, Unreal), plataformas VR (SteamVR).
- Sensores y Protocolos de Comunicación: Wi-Fi, Bluetooth, USB, HDMI para transmisión de datos y sincronización.

1.3.5 Baterías de Litio

Son el estándar de la industria para el almacenamiento de energía portátil debido a su alta densidad de energía y su bajo índice de autodescarga. Son baterías secundarias (recargables) cuyo funcionamiento se basa en la transferencia reversible de iones de litio (Li+) entre un cátodo y un ánodo (típicamente grafito) a través de un electrolito líquido o polimérico [28]. El factor principal que define las clases y el rendimiento de estas baterías es el material activo utilizado en el cátodo. Este material determina el voltaje nominal, la seguridad, la densidad energética y la vida útil (ciclos de carga / descarga).



Figura 4. Baterías de Litio

Tabla 10. Clases Químicas Principales

Óxido de Cobalto y Litio (LCO) / Níquel Manganeso Cobalto (NMC)	Fosfato de Hierro y Litio (LFP):	Polímero de Litio (Li-Po):
LCO: Ofrece la mayor densidad de energía (es el más común en la forma 18650 y en smartphones).	**LFP:** Se distingue por su seguridad excepcional y una vida útil significativamente más larga. Su voltaje nominal	El término Li-Po describe el formato y no una química única, aunque la mayoría usa químicas LCO o NMC con un electrolito de polímero / gel.
NMC: Busca un equilibrio entre alta densidad energética, vida útil y seguridad,		

siendo predominante en la industria automotriz y el estándar de muchos proyectos electrónicos.	es más bajo (3.2V - 3.3V) y su densidad energética es menor que la del NMC.	
Ambas químicas operan con un voltaje nominal de 3.6V a 3.7V y un voltaje de carga máxima de 4.2V, que es el protocolo exacto que gestiona el módulo TP4056.	Ideales para aplicaciones donde la durabilidad y la estabilidad son críticas.	Tiene flexibilidad de diseño y su peso reducido lo hace popular en drones y dispositivos muy delgados.

Tabla 11. Tabla Comparativa de Químicas de Baterías de Litio

Química (Código)	Voltaje Nominal (V)	Voltaje de Carga Máx (V)	Densidad Energética	Seguridad / Estabilidad	Ciclo de Vida (Aprox.)	Aplicaciones Típicas
Li-ion (LCO / NMC)	3.6 - 3.7	4.2	Alta	Media (Requiere BMS riguroso)	500 - 1,000	Portátiles, E-bikes, Celdas 18650
Li-Po (Formato)	3.7	4.2	Muy Alta	Media (Sensible a perforación)	300 - 500	Drones, Smartphones delgados
$LiFePO_4$ (LFP)	3.2 - 3.3	3.6 - 3.65	Media	Alta (Excelente estabilidad térmica)	2,000 - 6,000+	Almacenamiento de energía, Herramientas industriales

1.3.6 Módulos de carga

Los módulos de carga de baterías de litio son componentes electrónicos esenciales diseñados para gestionar la recarga de celdas individuales o paquetes de baterías de manera segura y eficiente. Estos módulos implementan protocolos de carga específicos, siendo el más crucial el de Corriente Constante / Voltaje Constante (CC/CV) [29].

a. **Protocolo CC/CV:** Inicialmente, el módulo suministra una Corriente Constante (CC) hasta que la batería alcanza aproximadamente el 80% de su capacidad. Luego, cambia a Voltaje Constante (CV), manteniendo un voltaje fijo (típicamente 4.2V por celda) mientras reduce gradualmente la corriente hasta que la batería está completamente cargada.

b. **Protección (BMS/PCM):** Muchos módulos de carga actúan como un rudimentario Sistema de Gestión de Baterías (BMS), que ofrece protección contra sobre carga, sobre descarga, y cortocircuito, prolongando la vida útil y la seguridad de la batería.

c. **Arquitectura de Carga:** Existen principalmente dos arquitecturas:

- **Cargadores Lineales:** Son más sencillos y de bajo costo, pero disipan el exceso de energía como calor, siendo menos eficientes.

- **Cargadores Switching (Conmutados):** Utilizan inductores para transferir energía de manera más eficiente, generando menos calor y permitiendo manejar mayores corrientes de carga.

Tabla 12. Tabla Comparativa de Módulos de Carga

Módulo	Arquitectura de Carga	Voltaje de Carga (Máx)	Corriente de Carga (Máx)	Eficiencia (Aprox.)	Conexión Típica
TP4056	Lineal	4.2 V	1 A (ajustable)	70 - 85%	Micro USB / Tipo-C
LTC4054	Lineal (Miniatura)	4.2 V	800 mA	70 - 85%	Soldadura de Pines
IP5306	Switching (Power Bank)	4.2 V	2.1 A (y salida Boost)	> 90%	Micro USB / Tipo-C
CN3722	Switching (Alta Potencia)	4.2 V / 8.4 V / 12.6 V	2 A - 5 A	> 90%	Terminales de Tornillo

1.3.7 Microcontroladores

Un microcontrolador es un circuito integrado programable que incorpora en un solo chip un procesador (CPU), memoria y periféricos de entrada/salida, lo que permite controlar dispositivos electrónicos y ejecutar tareas específicas de forma autónoma. Su bajo consumo energético, tamaño compacto y capacidad de interacción con sensores y actuadores lo convierten en el elemento central de sistemas embebidos, IoT, automatización, robótica y aplicaciones biomédicas como la sensorización para rehabilitación.

Tabla 13. Microcontroladores

Micro-controlador	ESP32-C3 Super Mini	ESP32 (clásico)	Wemos D1 Mini	Arduino Uno (ATmega 328P)	Arduino Nano (ATmega 328P)	Raspberry Pi Pico (RP2040)
Arquitectura / CPU	RISC-V 32 bits	Xtensa LX6 (dual-core)	ESP8266 (32 bits)	AVR 8 bits	AVR 8 bits	ARM Cortex-M0+ dual-core
Memoria (Flash / RAM)	4 MB Flash / 400 KB RAM	4–16 MB Flash / 520 KB RAM	4 MB Flash / 80 KB RAM	32 KB Flash / 2 KB RAM	32 KB Flash / 2 KB RAM	2 MB Flash / 264 KB RAM
Conectividad	Wi-Fi 2.4 GHz, BLE 5.0	Wi-Fi, BLE Classic/LE	Wi-Fi 2.4 GHz	Sin conectividad inalámbrica	Sin inalámbrico	Sin inalámbrico integrado
Consumo energético	Muy bajo (modo deep-sleep < 5 µA)	Bajo	Bajo	Moderado	Muy bajo	Muy bajo
Velocidad del procesador	160 MHz	240 MHz	80 MHz	16 MHz	16 MHz	133 MHz
Costo aproximado	$4 – $7	$6 – $10	$3 – $5	$8 – $12	$4 – $8	$5 – $8
Ventajas principales	Compacto, Wi-Fi integrado, IoT portátil, ideal para sensorización inalámbrica.	Alta potencia de procesamiento, múltiples GPIO, soporte para aplicaciones.	Económico, fácil de usar, ideal para proyectos IoT básicos.	Excelente para prototipos educativos; muy estable para control simple.	Tamaño reducido y bajo consumo; utilizado en proyectos compactos.	Alta velocidad para su costo; ideal para procesamiento rápido y prototipado.

1.3.8 Sensores Inerciales - IMU

Una Unidad de Medición Inercial (IMU, por sus siglas en inglés: Inertial Measurement Unit) es un dispositivo electrónico que mide y reporta la velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un objeto mediante la combinación de sensores inerciales como acelerómetros, giroscopios y, en algunos casos, magnetómetros [30].

Usos Comunes

- Navegación inercial en aeronaves, vehículos, y drones.
- Estabilización y control en robótica.

- Seguimiento de movimiento en realidad virtual y aumentada.
- Monitoreo de actividad física y deportes.
- Sistemas de navegación autónoma.
- Mediciones biomecánicas y análisis postural.

Tabla 14. Tipos de Sensores Inerciales [30]

IMU de 6 grados de libertad (6 DOF)	Incluye acelerómetro y giroscopio, típicamente con 3 ejes cada uno.
IMU de 9 grados de libertad (9 DOF)	Incluye acelerómetro, giroscopio y magnetómetro para mejorar la orientación espacial.
IMU táctil (Tactical Grade)	Alta precisión y baja deriva, usados en aplicaciones militares o aeroespaciales.
IMU de grado comercial	Más económicos y de menor precisión, usados en drones, robótica y dispositivos móviles.

Tabla 15. Características de los tipos de Sensores IMU [30]

Sensor IMU	**MPU6050**	**MPU9250**	**BMI160 (Bosch)**	**LSM9DS1 (ST Micro)**	**Xsens MTi-3**
Tip o DOF	6 DOF	9 DOF	6 DOF	9 DOF	9 DOF
Precisión Giroscopio (°/s)	±250, ±500, ±1000, ±2000	±250 to ±2000	±125, ±250, ±500, ±1000	±245, ±500, ±2000	Alta precisión
Rango Acelerómetro (g)	±2, ±4, ±8, ±16	±2, ±4, ±8, ±16	±2, ±4, ±8, ±16	±2, ±4, ±8, ±16	Alta precisión
Comunicación	I2C, SPI	I2C, SPI	I2C, SPI	I2C, SPI	UART, CAN
Distancia de Comunicación	< 1 metro (cable)	< 1 metro (cable)	< 1 metro (cable)	< 1 metro (cable)	Hasta varios metros (cable / inalámbrico)
Costo Aproximado	$3 - $6	$10 - $20	$5 - $10	$12 - $25	$1000+
Aplicaciones Comunes	Drones, robótica básica, wearables	Drones, RV, navegación, robótica avanzada	Wearables smartphon	Robótica, RV, navegación	Industria, aeroespacial, automoción

1.3.9 Protocolos de Transmisión de Datos para Conexión entre Sensores IMU y Realidad Virtual (RV)

De acuerdo con el estudio realizado por Lopez, I. y Muñoz, A., sugieren varios requisitos para la transmisión de datos IMU → RV [31]:

- Baja latencia: Crucial para evitar el desfase entre el movimiento real y la respuesta virtual (ideal < 20 ms).
- Alta frecuencia de muestreo: Para capturar movimientos suaves y rápidos (50-1000 Hz).
- Sincronización: Asegurar que los datos de varios sensores (IMU, cámaras, controladores) estén sincronizados.
- Confiabilidad: Evitar pérdidas o retrasos en la transmisión.
- Consumo energético: Especialmente importante en sistemas inalámbricos.

Tabla 16. Protocolos de comunicacion en los sensores inerciales [31]

Protocolo	Tipo	Velocidad	Alcance típico	Latencia	Uso común en IMU → RV
I2C	Cableado	Hasta 400 kbps	< 10 cm	Muy baja	Comunicación interna sensor → MCU
SPI	Cableado	Mbps	< 10 cm	Muy baja	Comunicación rápida interna
UART	Cableado	9600-115200 bps	< 1 m	Baja	Comunicación MCU → módulo externo
Bluetooth BLE	Inalámbrico	1 Mbps	10 m	Moderada	Sensores portátiles, wearables
Wi-Fi (802.11)	Inalámbrico	>100 Mbps	50-100 m	Variable	Transmisión inalámbrica RV
UDP	Transporte	Depende de red	N/A	Muy baja	Streaming datos tiempo real
TCP	Transporte	Depende de red	N/A	Más alta	Datos críticos no sensibles a retraso



Figura 5. Protocolos Inalámbricos [32]

1.3.10 Ejemplo de Flujo de Datos en un Sistema IMU → RV

Según lo expuesto por Mollyn, et al, el flujo de datos en sistema es el siguiente [33]:

- IMU captura datos de aceleración y giro.
- Datos enviados por SPI o I2C a un microcontrolador local.
- Microcontrolador empaqueta datos y los transmite vía Bluetooth Low Energy o Wi-Fi a la estación base (PC o consola RV).
- Software RV recibe datos vía protocolo UDP para procesamiento en tiempo real.
- Software actualiza la posición / orientación en el entorno virtual para mostrar movimiento sin retrasos perceptibles.

1.3.11 Motores Multiplataforma para modelado 3D

Son entornos de desarrollo que permiten crear y simular objetos tridimensionales de forma compatible con diversos sistemas operativos y dispositivos. Integran herramientas como animaciones, físicas e iluminación para generar entornos virtuales realistas. Su naturaleza multiplataforma facilita el desarrollo sin necesidad de adaptar el código a cada sistema. Ejemplos como Unity, Unreal Engine y Godot se usan ampliamente en videojuegos, RV y simulaciones médicas por su versatilidad e integración con sensores y cámaras [34].

Tabla 17. Motores Multiplaforma [35]

Motor	Unity	Unreal	Godot	CryEngine	Lumberyard
Lenguaje Principal	C#	C++, Blueprints	GDScript, C#, C++	C++, Lua	C++, Lua
Gráficos 3D	Alta	Muy alta	Media	Muy alta	Alta
RV/RA Soporte	Sí	Sí	Básico	Sí	Sí

Licencia / Costos	Gratis (limitado), Plus y Pro pagos	Gratis, 5% royalties en ingresos > $1M USD	Libre, MIT	Gratis + royalties o suscripción	Gratis, sin royalties
Plataforma Soportada	Windows, macOS, Linux, Android, iOS, Consolas	Windows, macOS, Linux, Android, iOS, Consolas	Windows, macOS, Linux, Android, iOS, Web	Windows, Consolas	Windows, Consolas
Facilidad de Uso	Muy amigable	Moderada (curva mayor)	Fácil y flexible	Complejo	Complejo
Comunidad Marketplace	Muy grande, Asset Store	Grande, Marketplace oficial	Creciente, comunidad open source	Menor que Unity/UE	Comunidad pequeña /moderada
Casos de Uso Principales	Juegos indie, RV/RA, simulaciones	Juegos AAA, cine virtual, simulación	Juegos indie, prototipos, educación	Juegos AAA, simulación avanzada	Juegos multijugador, cloud gaming
Motor Físico	PhysX	Chaos Physics	Propio, básico	Física avanzada propia	Física propia basada en Cry Engine
Modelo de Renderizado	Render Pipeline personalizable (HDRP, URP)	Renderizado avanzado con Ray Tracing	Renderizador propio, OpenGL y Vulkan	Renderizado avanzado	Renderizado avanzado



Figura 6. Motores Multiplataforma

1.3.12 Trackers para realidad virtual

Los sistemas de tracking (seguimiento) son componentes fundamentales en las aplicaciones de RV, ya que permiten capturar y traducir los movimientos físicos del usuario al entorno virtual. La calidad del tracking tiene un impacto directo en la inmersión del usuario y en la prevención de efectos adversos como el mareo por movimiento [36]. Este documento presenta un análisis integral de las tecnologías de tracking RV, sus métricas de rendimiento y sus aplicaciones principales.

Tabla 18. Tipos de Tecnologías de Tracking

Tracking Óptico (Outside-In)	Tracking Inercial (IMU)	Tracking Inside-Out (Visual-Inercial)	Sistemas Híbridos
Utiliza cámaras o sensores externos que rastrean marcadores reflectivos o emisores de luz colocados en el dispositivo del usuario. Los sistemas basados en estaciones base, como HTC Vive y Tundra, emplean esta tecnología mediante "lighthouses" que emiten barridos de luz infrarroja [37].	Los sistemas de tracking inercial utilizan Unidades de Medición Inercial (IMU) que combinan giroscopios, acelerómetros y magnetómetros. Sistemas como SlimeVR se basan principalmente en esta tecnología [38].	Los sistemas inside-out, como Oculus Quest y Meta Quest, utilizan cámaras montadas en el visor que rastrean características del entorno circundante, combinadas con IMUs para mayor robustez [39].	Combinan tecnologías para aprovechar las fortalezas de cada una. La fusión óptico - inercial integra tracking visual con datos de IMU mediante filtros de Kalman extendidos para mantener estimaciones robustas de posición y orientación [40].
Ventajas: • Alta precisión posicional (< 1 mm en sistemas profesionales) • Baja latencia (~15 ms). • Cobertura de área amplia y predecible.	**Ventajas:** • No requiere hardware externo. • Completamente portátil y sin oclusiones. • Bajo costo de implementación. • Tasa de actualización muy alta (100+ Hz). [41]	**Ventajas:** • Sin hardware externo requerido. • Configuración rápida y portabilidad. • Fusión sensorial que compensa debilidades individuales. • Costo reducido comparado con sistemas outside-in profesionales.	**Beneficios de la Fusión Sensorial:** • Compensación de debilidades individuales de cada tecnología • Mayor robustez ante oclusiones temporales • Reducción de latencia percibida mediante predicción. • Mejor estabilidad general del tracking.
Limitaciones: • Requiere instalación fija de estaciones base. • Susceptible a oclusiones cuando los objetos bloquean la línea de visión. • Mayor costo de configuración inicial.	**Limitaciones:** • Deriva acumulativa en la posición a lo largo del tiempo. • Precisión posicional inferior (1-20 cm típicamente). • Requiere recalibración periódica. [42]	**Limitaciones:** • Dependencia de condiciones de iluminación adecuadas. • Puede tener dificultades en entornos con pocas características visuales. • Precisión variable según el entorno.	



Figura 7. Tipos de Tecnologías de Tracking [43]

1.3.13 Métricas de Precisión y Latencia en los Trackers para RV

a. Latencia

La latencia motion-to-photon (M2P) es el tiempo desde que el usuario realiza un movimiento hasta que se refleja en la pantalla. Es el factor principal que causa mareo por movimiento en RV [44] .

Rangos de Latencia:

- **Excelente:** < 5 ms (estándar para RV moderna).
- **Aceptable:** 5-20 ms.
- **Problemático:** > 20 ms (puede causar náuseas).

Los sistemas de tracking modernos reportan latencias entre 15-50 ms dependiendo de la tecnología. Los sistemas inerciales puros pueden alcanzar ~15 ms, mientras que sistemas basados en visión pueden llegar a 45-50 ms.

b. Precisión Posicional

Se refiere a qué tan cerca está la posición medida de la posición real del objeto [45].

Niveles de Precisión por Tecnología:

- **Óptico profesional (outside-in):** < 1 mm.
- **Consumer outside-in (HTC Vive, Tundra):** 1-10 cm.
- **Inside-out (Oculus Quest 2):** 1-10 cm.
- **IMU puro (SlimeVR):** 1-10 cm con deriva temporal.
- **Sistemas de bajo costo (Kinect):** 1-10 cm con limitaciones de rango.

c. Tasa de Actualización

La frecuencia con la que el sistema actualiza la información de posición [46]:

- **Sistemas ópticos:** 50-144 Hz.
- **Sistemas inerciales:** 100+ Hz, hasta 2000 mediciones / segundo.
- **Sistemas híbridos:** Típicamente 90-100 Hz en el output final.

d. Precisión Angular

Importante para el tracking de orientación [47]:

- **Sistemas inerciales calibrados:** < 1° de error RMS.
- **Sistemas visuales:** Variable, típicamente < 5°.

e. Trade-offs entre Métricas

Existe un equilibrio inherente entre precisión y sensibilidad en los sistemas de tracking RV. Sistemas que priorizan alta sensibilidad (respuesta inmediata a movimientos pequeños) pueden sacrificar precisión absoluta, mientras que sistemas enfocados en precisión pueden introducir filtrado que reduce la sensibilidad [48].

Tabla 19. Uso de los Trackers para realidad virtual

Aplicaciones y Casos	Requisitos principales	Sistemas recomendados
Gaming y Entretenimiento [49]	• Latencia mínima (< 20 ms) para prevenir mareo por movimiento. • Cobertura de 360° para experiencias inmersivas. • Tracking de múltiples puntos (cabeza, manos, cuerpo completo).	• **Room-scale gaming:** HTC Vive, Valve Index (tracking óptico outside-in). • **Experiencias móviles/standalone:** Meta Quest 2, Pico (inside-out). • **Full-body tracking:** SlimeVR + estaciones base para tracking híbrido.
Investigación Académica [43]	• Alta precisión posicional para validez de datos. • Reproducibilidad y consistencia entre sesiones. • Capacidad de logging detallado de datos.	• **Estudios de locomoción:** Sistemas ópticos profesionales (OptiTrack, Vicon). • **Estudios de interacción:** HTC Vive con precisión sub-centimétrica validada. • **Estudios de bajo presupuesto:** Oculus Quest 2 con validación adecuada.

Rehabilitación Médica [50]	**Rehabilitación Motora:** • Recuperación post-accidente cerebrovascular (ACV). • Terapia física para extremidades superiores e inferiores. • Entrenamiento de marcha y equilibrio. **Ventajas del RV en rehabilitación:** • Entornos seguros y controlados para práctica. • Retroalimentación inmediata mediante tracking de movimiento. • Gamificación que aumenta motivación. • Capacidad de ajuste de dificultad personalizado.	**Requisitos de tracking:** • Precisión suficiente para biofeedback efectivo (1-2 cm). • Baja latencia para prevenir desorientación (< 20 ms). • Capacidad de documentar progreso sesión por sesión. **Sistemas utilizados:** • Nintendo Wii (tracking simple pero efectivo para terapia básica). • Microsoft Kinect (tracking de cuerpo completo sin wearables). • HTC Vive Focus + sistemas especializados como REAL System de Penumbra. • Meta Quest para rehabilitación de muñeca y mano.
Captura de Movimiento Profesional [51]	• Precisión sub-milimétrica. • Tracking simultáneo de múltiples objetivos. • Sin deriva temporal.	OptiTrack, Vicon, sistemas especializados de motion capture.
Entrenamiento Industrial y Simulación	**Aplicaciones:** • Entrenamiento de procedimientos quirúrgicos. • Simulación de maquinaria pesada. • Entrenamiento de respuesta a emergencias.	

Tabla 20. Comparación de Sistemas de Tracking Comerciales [38]

Característica	SlimeVR v1.2	Vive	Tundra	Amatista	Haritora X2	mocopi
Revelador	SlimeVR	HTC	Tundra	Equipo K2VR	Shiftall	Sony
Factor de Forma	5 rastreadores de 50 g	3 rastreadores de 75 g	3 rastreadores de 50 g	Cámara central	6 rastreadores de 17 g	6 rastreadores de 8 g
Duración de la Batería	20 horas	7.5 horas	7 horas	∞	50 horas	10 horas
Estación Base	No (Wi-Fi)	Faro de SteamVR	Faro de SteamVR	Kinect	No (Bluetooth o adaptador propio de 2.5 GHz)	No (Bluetooth)
Propenso a la Oclusión	No	Sí	Sí	Sí	No	No
Cobertura	360∘	360∘	360∘	360∘	360∘	360∘
Precisión	1-10 cm	<1 mm	<1 mm	1-10 cm	1-10 cm	1-20 cm
Estado Latente	∼15 ms	∼15 ms	∼15 ms	∼20 ms	∼15 ms (con adaptador), >15 ms (Bluetooth)	Más de 20 ms
Tasa de Actualización	100 Hz	90-144 Hz	90-144 Hz	30 Hz	50-100 Hz	50 Hz

Rango	Cobertura Wi-Fi	10 metros	10 metros	2-4 m	Cobertura Bluetooth /dongle	Cobertura Bluetooth
Puede rastrear cualquier objeto	No	Sí	Sí	No	No	No
Código Abierto	Software + Hardware	No	No	Software	No	No
Precio	$219	Faro $390 + ~$400	Faro $360 + ~$400	~$30 (Kinect usado)	$299	$450

Esta comparación muestra claramente los trade-offs entre diferentes tecnologías:

- **Sistemas ópticos (Vive, Tundra):** Ofrecen la mayor precisión (< 1 mm) pero requieren estaciones base costosas y son susceptibles a oclusiones.
- **Sistemas inerciales (SlimeVR, HaritoraX 2):** Proporcionan tracking sin oclusiones con buena duración de batería, pero con menor precisión absoluta. La precisión de 1-10 cm que ofrece SlimeVR es adecuada para aplicaciones de biofeedback en rehabilitación, mientras que su latencia de ~15 ms se encuentra dentro del rango aceptable para prevenir desorientación en pacientes. Un estudio de 2024 sobre sistemas IMU de bajo costo específicamente menciona que utilizan la solución de código abierto SlimeVR para procesamiento de señales y fusión sensorial, demostrando su viabilidad técnica [24].
- **Sistemas basados en cámara (Amatista/Kinect):** Ofrecen soluciones de bajo costo, pero con limitaciones significativas en latencia y rango.
- **Sistemas comerciales compactos (mocopi):** Priorizan portabilidad extrema, pero sacrifican latencia y precisión.

Estudios recientes han demostrado que la terapia basada en RV, especialmente con sistemas de tracking no invasivos (NIVR), es efectiva en la rehabilitación temprana post-artroplastia de cadera, mostrando mejoras significativas en la reducción de discapacidad

(SMD=-0.46; P=0.018) y el aumento de la función de cadera (SMD=0.6; P=0.002) cuando se combina con fisioterapia tradicional [50]. Investigaciones de 2023 y 2024 confirman que la RV tiene prometedoras aplicaciones en cirugía de cadera, específicamente en simulación preoperatoria, entrenamiento, aplicaciones intraoperatorias y rehabilitación postoperatoria. Un ensayo controlado aleatorizado de 2025 demostró que la RV reduce significativamente la ansiedad, el estrés y el dolor en pacientes sometidos a artroplastia total de cadera [52].

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivos General

Desarrollar un sistema integrado de realidad virtual para la rehabilitación funcional post-artroplastia de cadera.

1.4.2 Objetivos Específicos

- Diseñar un entorno de realidad virtual para la ejecución de ejercicios terapéuticos post-artroplastia de cadera.
- Implementar un sistema de adquisición de datos de movimiento mediante sensores inerciales integrados al entorno de simulación.
- Validar la integración funcional del sistema de rehabilitación en un entorno controlado.

CAPÍTULO II. METODOLOGÍA

2.1 Materiales

Para la implementación del Sistema Integrado de Rehabilitación Funcional, se emplearon diversos materiales y equipos que se clasifican en herramientas de hardware (componentes físicos) y software (entornos de programación y desarrollo). La selección de estos elementos fue rigurosa, priorizando la precisión, la eficiencia en la transmisión de datos en tiempo real, y la optimización en términos de costo y portabilidad.

Tabla 21. Materiales

Materiales	Químicos	Equipos	Software
• MPU6050 • TP4056 Type-C • 1N5817 • Lipo de 3.7V • Cautín • Estaño • Espadines • Placa PCB • Succionador de estaño • Marcador permanente negro • Bara de silicón • Filamento para impresión 3D color Blanco • Interruptor (switch) • Broca • Cinta velcro • Tornillos • Destornillador	• Persulfato de sodio ($Na_2S_2O_8$) • H_2O	• Oculus Meta Quest 3 • Laptop • Multímetro • ESP32-C3 super mini • Pistola de silicón • Impresora 3D • Plancha • Mini taladro	• Unity Hub • SlimeVR • Meta Quest Link • EasyEDA • Bambú Studio • Miro • SteamVR

2.1.1 Herramientas de Hardware y Desarrollo

El diseño del módulo sensor inercial autónomo requirió la selección de componentes de microelectrónica especializados que satisficieran las necesidades de miniaturización y conectividad inalámbrica, elementos cruciales para la usabilidad del sistema.

- **Microcontrolador y Procesamiento:** Se seleccionó el ESP32 C3 Super Mini como unidad central de procesamiento (MCU). Este componente fue elegido específicamente por su reducido tamaño, su arquitectura de bajo consumo energético, y la conectividad Wi-Fi integrada. La justificación de su uso radica en la necesidad de garantizar la independencia del sistema y la transmisión inalámbrica de datos cinemáticos, superando las limitaciones de un prototipo cableado (como se verificó en las pruebas iniciales) [53].

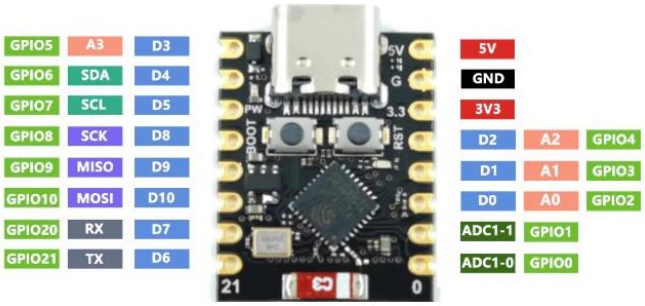


Figura 8. ESP32 C3 Super Mini [54]

- **Sensor Inercial (IMU):** Para la captura de movimiento, se utilizaron módulos de sensores inerciales MPU-6050. Estos sensores son esenciales para medir la orientación, velocidad angular y aceleración en los tres ejes, proporcionando los datos brutos necesarios para el cálculo de los ángulos articulares requeridos en la rehabilitación [55].

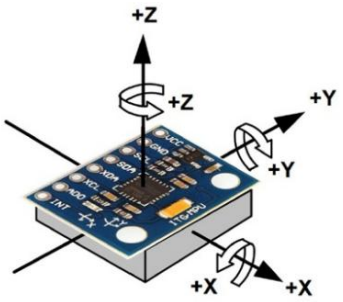


Figura 9. MPU6050 [55]

- **Módulo de Carga (TP4056 Type-C):** Circuito integrado cargador lineal fundamental para la gestión segura y eficiente de baterías de iones de litio (Li-ion) o polímero de litio (Li-Po) de una sola celda (1S). Este módulo opera bajo el protocolo de carga CC/CV (Corriente Constante / Voltaje Constante), asegurando que las celdas sean

cargadas hasta su nivel estándar de 4.2V. Su corriente de carga es configurable externamente, permitiendo generalmente hasta 1A (1000mA), lo que ofrece flexibilidad según la capacidad de la batería. Las versiones modernas incorporan un conector USB Tipo-C para la alimentación de entrada, facilitando una conexión reversible y robusta. Es crucial destacar que muchos módulos TP4056 también integran un circuito de protección de batería (PCM/BMS) secundario, que previene riesgos de sobre carga, sobre descarga y cortocircuito, elementos vitales para garantizar la longevidad y seguridad de la batería en aplicaciones de dispositivos portátiles y proyectos electrónicos.



Figura 10. TP4056 Type-C

2.1.2 Herramientas de Software y Desarrollo

El desarrollo del entorno virtual y la lógica de comunicación se basaron en plataformas y protocolos de código abierto ampliamente utilizados en el desarrollo tecnológico.

- **Entorno de Desarrollo de Realidad Virtual:** Se utilizó el motor de videojuegos Unity 6.2 como plataforma principal. Unity es una herramienta multiplataforma que facilitó el Modelado de escenas tridimensionales (Actividad b) y la Programación de rutinas interactivas (Actividad c), además de ser compatible con los SDK necesarios para la visualización de la RV [34].

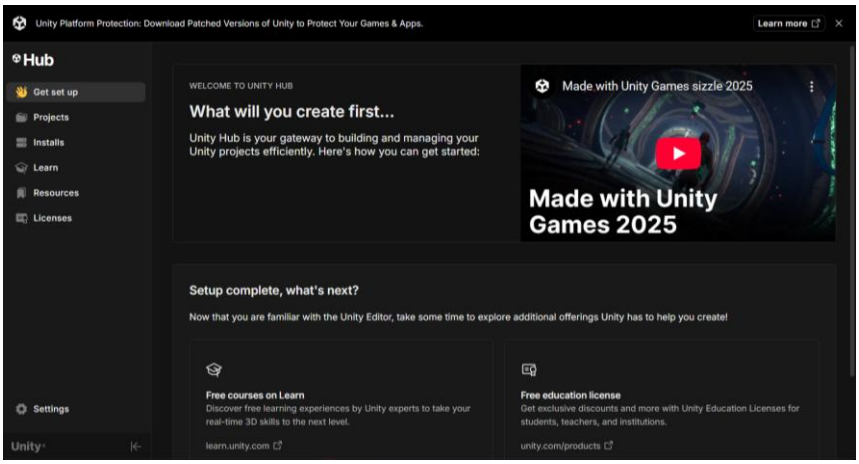


Figura 11. Lobby Unity

- **Programación del Firmware:** Para la lógica embebida en el microcontrolador ESP32 C3 super mini, se utilizó Visual Studio con la biblioteca de PlataformIO. Este entorno permitió la programación del software necesario para la adquisición, pre-procesamiento y el envío de los datos del IMU a través del protocolo Wi-Fi.

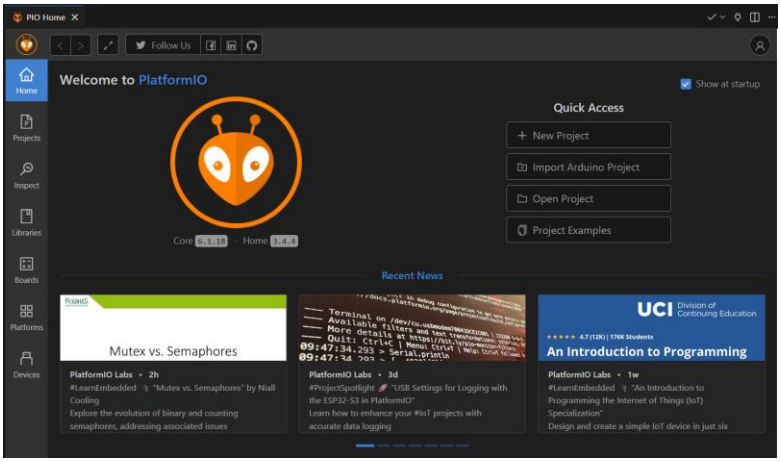


Figura 12. PlataformIO

- **Protocolo de Comunicación:** Se implementó el servidor SlimeVR como middleware de comunicación. Esta herramienta se encarga de recibir los datos brutos de orientación desde los sensores vía Wi-Fi y transformarlos en coordenadas cinemáticas que el entorno Unity puede interpretar en tiempo real. Este protocolo es crucial para la validación de la Actividad g (Envío de datos en tiempo real).

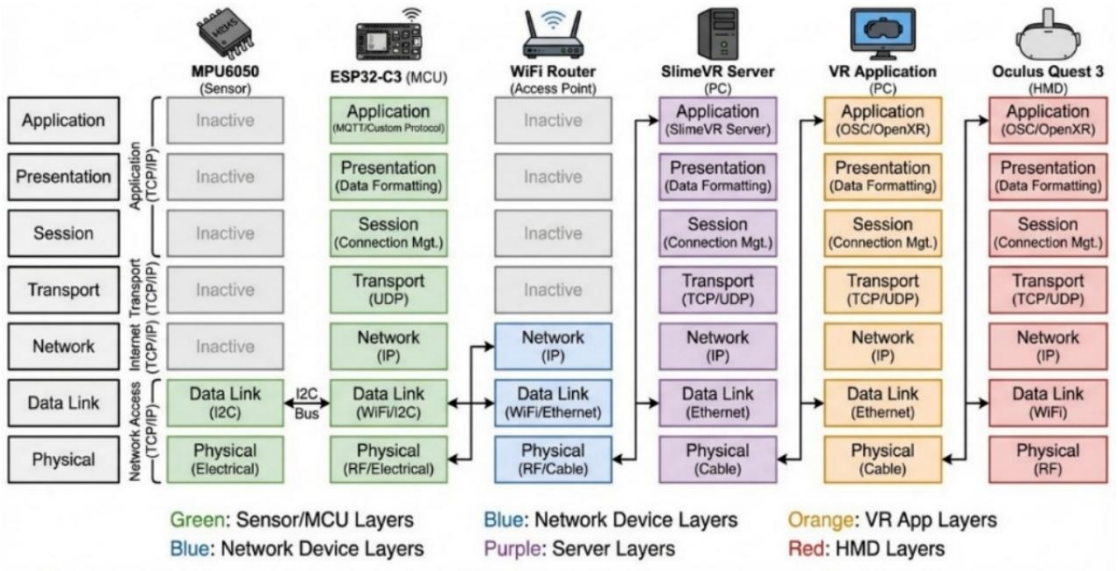


Figura 13. Protolocos y capas de modelo OSI

- **Diseño de Circuitos Impresos (PCB):** Para la integración robusta y compacta de la electrónica, se diseñó una Placa de Circuito Impreso (PCB) personalizada con el software Easy EDA Pro. Este diseño no solo reduce el espacio físico del módulo, sino que también incluye la gestión de la energía, incorporando componentes como un cargador de batería de litio (referencia TP4056) y un interruptor (switch), garantizando la funcionalidad y la autonomía del dispositivo.



Figura 14. Easy EDA Pro

- **Diseño Mecánico y Ergonomía:** Se emplearon herramientas de Diseño Asistido por Computadora para la creación de archivos STL para la impresión 3D del case para lo cual se empleó el software Bambú Studio. Este diseño es fundamental para la protección física de la electrónica y para asegurar una fijación estable y ergonómica de los sensores al cuerpo del usuario, un aspecto indispensable para obtener mediciones precisas y cómodas.



Figura 15. Bambú Studio

2.2 Métodos

La presente investigación se realizará mediante un conjunto de procedimientos y técnicas definidas para desarrollar un sistema de rehabilitación física basado en RV y sensores inerciales, con el fin de facilitar la recuperación funcional post-artroplastia de cadera.

2.2.1 Modalidad de la investigación

El proyecto se fundamenta en la investigación aplicada, ya que su objetivo principal es desarrollar una solución práctica y funcional para la rehabilitación física post-artroplastia de cadera. Se busca crear un sistema tecnológico innovador que integre RV y sensores inerciales para mejorar la motivación y monitoreo del paciente durante su recuperación. Esta modalidad de investigación es la más adecuada porque no solo genera conocimiento, sino que lo transforma en un producto tangible, impactando directamente en la salud y bienestar de los usuarios. Además, la investigación aplicada permite la validación práctica del sistema mediante pruebas y retroalimentación, lo cual es crucial para asegurar que el

producto final cumpla con los objetivos terapéuticos y técnicos, facilitando su mejora continua y adaptación a las necesidades reales para garantizar su utilidad y sostenibilidad.

La modalidad de investigación bibliográfica documental es fundamental en este proyecto porque proporciona el sustento teórico y científico necesario para el desarrollo del sistema de rehabilitación. A través de la revisión de literatura especializada, se identifican las tecnologías existentes y las mejores prácticas relacionadas con el uso de RV y sensores inerciales en rehabilitación física. Esta modalidad ayuda a evitar redundancias, aprovechar avances previos y fundamentar las decisiones de diseño y desarrollo con base en evidencias sólidas. Por consiguiente, la investigación documental permite contextualizar el proyecto dentro del estado del arte, identificar vacíos en el conocimiento actual y justificar la necesidad de innovar en el ámbito local y regional. Este análisis es indispensable para asegurar que el trabajo de titulación aporte valor científico, técnico y social, y para definir con precisión las características y funcionalidades del sistema que se desea implementar.

La investigación de campo es indispensable para este proyecto porque implica la interacción directa con los usuarios finales del sistema: pacientes post-artroplastia de cadera y profesionales en rehabilitación. A través de esta modalidad, se obtienen datos primarios y relevantes sobre las condiciones reales de la rehabilitación, las dificultades enfrentadas, y las expectativas de los beneficiarios. Esta información es clave para diseñar un sistema que responda verdaderamente a las necesidades detectadas en el entorno local. Es por esto que la investigación de campo permite realizar pruebas piloto y validaciones del sistema en contextos reales, lo que asegura que el producto sea funcional, usable y eficaz. La retroalimentación directa de los usuarios facilita la identificación de mejoras y ajustes necesarios, aumentando la probabilidad de éxito en la implementación y adopción del sistema en centros de salud y domicilios.

2.2.2 Población y muestra

a. Población

La población objetivo de este estudió son pacientes post-artroplastia de cadera que requieren rehabilitación física, fisioterapeutas especializados y centros clínicos de rehabilitación en la ciudad de Ambato, provincia de Tungurahua. Para la validación del sistema de RV se considera una población finita, debido al número limitado de pacientes activos y disponibles para participar en pruebas dentro del área de estudio explicados en la muestra.

b. Muestra

Se aplicará un muestreo no probabilístico por criterios (también conocido como muestreo intencional o dirigido), ya que la selección de los sujetos depende de condiciones específicas y clínicas necesarias para cumplir los objetivos de validación del sistema. Para el desarrollo de este proyecto, se seleccionaron cuatro sujetos de prueba, siendo uno de ellos un postoperatorio de artroplastia de cadera en etapa funcional avanzada:

- Tres sujetos sanos y con movilidad funcional completa, que permitirá establecer valores de referencia en los rangos de movimiento mediante el uso del sistema, sirviendo como base para la calibración y el levantamiento de datos normales.
- La validación del sistema en condiciones reales de rehabilitación se llevó a cabo mediante una prueba con 3 sujetos seleccionados, de los cuales uno presenta un perfil postoperatorio de artroplastia de cadera en etapa funcional avanzada. La inclusión de este paciente es fundamental para comprobar, en un escenario de recuperación real, la eficacia de la interfaz de RV y el desempeño del sensado inercial. De este modo, el sistema podrá evaluar con precisión los rangos de movimiento (ROM) durante la terapia, asegurando que la tecnología responda adecuadamente a las limitaciones

físicas y necesidades de movilidad específicas de un usuario en proceso de rehabilitación.

Este tamaño de muestra es adecuado para una fase piloto de validación funcional y técnica del sistema desarrollado, permitiendo ajustar parámetros antes de su aplicación en grupos más amplios.

2.2.3 Recolección de información

Para llevar a cabo esta investigación, se recopiló información a partir de fuentes académicas especializadas y documentación técnica relevante, incluyendo artículos científicos sobre rehabilitación asistida por RV, aplicaciones de sensores inerciales en fisioterapia, y protocolos clínicos post-artroplastia de cadera. Se accedió a repositorios digitales universitarios y bases de datos científicas reconocidas para garantizar la calidad y actualidad de la información.

Tabla 22. Recolección de Información

Criterio	Descripción
¿Para qué?	Para validar el diseño del sistema, analizar la efectividad del uso de RV y sensores inerciales en la rehabilitación.
¿De qué personas?	Pacientes post-artroplastia de cadera, fisioterapeutas y especialistas en rehabilitación.
¿Cómo?	A través del monitoreo del desempeño de los pacientes mediante el sistema desarrollado.
¿Con qué?	Instrumentos digitales, registros automáticos de datos desde los sensores inerciales y una plataforma de desarrollo para crear experiencias interactivas en 2D y 3D.
¿Cuándo?	Durante el periodo académico agosto 2025 – enero 2026.
¿Dónde?	En el consultorio fisioterapéutico su Fisio en casa y en la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial (FISEI) de la Universidad Técnica de Ambato.
¿Cuántas veces?	Dos fases principales: una para el desarrollo y otra para la validación del sistema.

2.2.4 Procesamiento y análisis de datos

Los datos obtenidos serán clasificados y tabulados para su análisis descriptivo y comparativo. Se utilizarán herramientas de software para el procesamiento de datos cinemáticos capturados por los sensores inerciales. El análisis permitirá identificar mejoras en el rango de movimiento del paciente después de realizados los ejercicios.

Revisión inicial de la información recopilada: Se analizarán los datos obtenidos durante las pruebas experimentales con el paciente piloto, incluyendo registros de movimiento capturados por los sensores inerciales y retroalimentación sobre la usabilidad del sistema, con el fin de asegurar la pertinencia, calidad y coherencia de la información para la evaluación del producto.

Análisis de tecnologías de realidad virtual y sensores inerciales: Se estudiarán las características técnicas y funcionales de los dispositivos y plataformas de RV, así como de los sensores inerciales utilizados para la captura de movimiento, garantizando su compatibilidad e integración efectiva dentro del sistema de rehabilitación diseñado.

Validación: El proceso de validación del sistema propuesto se desarrolló mediante una metodología de evaluación comparativa basada en la adquisición y análisis de datos biomecánicos obtenidos a partir de los sensores integrados en el sistema. En una primera instancia, se realizó una toma inicial de datos durante la ejecución de ejercicios terapéuticos específicos previamente definidos en el documento, con el objetivo de establecer una línea base del estado funcional del paciente antes del uso de la aplicación de RV, para lo cual se consideró los rangos de movimiento capturados por cada uno de los sensores establecidos en los siguientes ejercicios: flexión de cadera, extensión de cadera, abducción de cadera, flexión de rodilla, extensión de rodilla, flexión dorsal y flexión plantar. Posteriormente, se expuso al sujeto al sistema de RV y se vuelve a tomar los datos para definir variaciones con los ejercicios antes nombrados. Por último se implementó un período de intervención de dos semanas utilizando el sistema, con sesiones

terapéuticas programadas tres veces por semana (lunes, miércoles y viernes), con una duración de 20 minutos por sesión, todas estas pruebas se realizaron bajo la supervisión de un fisioterapeuta en el centro Fisio en casa. Finalizado el periodo de intervención, se realizó una segunda toma de datos bajo las mismas condiciones iniciales, permitiendo efectuar un cruce comparativo entre los valores obtenidos antes y después del uso de aplicación de RV, con el fin de evaluar objetivamente la evolución funcional del paciente y la efectividad del sistema como herramienta de apoyo en el proceso de rehabilitación post-artroplastia de cadera.

A continuación, se detallan las actividades correspondientes para el cumplimiento de cada objetivo planteado en la investigación:

a. Levantamiento de información técnica y clínica sobre ejercicios terapéuticos utilizados en procesos de rehabilitación post-artroplastia de cadera.

El levantamiento de información lo evidenciamos en el Capítulo I donde se realizó una revisión bibliográfica de la parte biomédica y tecnológica para el desarrollo del proyecto.

b. Modelado de escenas tridimensionales en un entorno gráfico multiplataforma que represente un espacio terapéutico funcional y motivador.

El procedimiento para el modelado de las escenas tridimensionales se desarrolló con el objetivo de crear un entorno terapéutico virtual intuitivo, funcional y motivador, orientado a la rehabilitación post artroplastia de cadera. Para ello, se decidió estructurar la aplicación en dos escenas principales, cada una con un propósito específico dentro de la experiencia del usuario, este proceso se detalla en el Capítulo III.

En primer lugar, se diseñó una escena inicial destinada a la interacción con el usuario, la cual funciona como interfaz principal de la aplicación. En esta escena se implementaron menús visuales amigables e intuitivos que permiten al usuario iniciar la terapia, acceder a las opciones de configuración y comprender de manera clara el funcionamiento general de la aplicación. El diseño de esta escena prioriza la usabilidad

y la accesibilidad, facilitando la navegación incluso para usuarios con poca experiencia en entornos virtuales.

Posteriormente, se desarrolló una segunda escena de carácter gamificado, orientada a la ejecución de los ejercicios terapéuticos. En esta escena, el usuario debe esquivar una serie de obstáculos diseñados previamente en función de movimientos específicos de la articulación de la cadera. Cada obstáculo requiere la realización de gestos controlados que permiten evaluar y estimular diferentes rangos de movilidad, como la flexión, extensión y abducción.

c. Incorporación de estímulos multimedia (elementos visuales y auditivos) en el entorno de realidad virtual para favorecer la inmersión y el cumplimiento de las tareas motoras.

El proceso de incorporación de estímulos multimedia se realizó con el objetivo de crear un entorno virtual inmersivo y motivador para el usuario, esta actividad la evidenciamos en el Capítulo III. Para ello, se seleccionó una ambientación basada en elementos del espacio exterior, integrando recursos visuales representativos del entorno espacial, sonidos ambientales que refuerzan la sensación de inmersión y un sistema de iluminación con luces y sombras que mejora la percepción de profundidad dentro del escenario. Esta combinación de elementos permite enriquecer la experiencia terapéutica y aumentar el nivel de interacción del paciente durante la ejecución de los ejercicios, favoreciendo la adherencia del usuario al proceso de rehabilitación.

d. Selección de los sensores más adecuados para los requerimientos del proyecto.

Para la selección de los sensores se realizó previamente una revisión bibliográfica detallada en el Capítulo I, en la cual se presentan tablas comparativas de sensores de movimiento, microcontroladores y módulos de carga. Este análisis permitió identificar las opciones más adecuadas desde el punto de vista técnico y funcional, con el objetivo de seleccionar los componentes que hicieron posible el desarrollo de un prototipo compacto, eficiente y funcional como se evidencia en el Capítulo III.

e. Desarrollo de hardware que actúe como puente para enviar la información al entorno de simulación y programación del software para envió de datos en tiempo real.

El desarrollo del hardware se orienta a la creación de un dispositivo que actúa como puente de comunicación entre los sensores biométricos y el entorno de simulación, permitiendo la transmisión de la información en tiempo real. De manera complementaria, se realizó la programación del software encargado del procesamiento y envío de los datos hacia la aplicación, garantizando una comunicación eficiente, estable y segura, tal como se detalla en el Capítulo III.

f. Programación de rutinas interactivas de ejercicio con control guiado de movimiento y retroalimentación visual.

Para la programación de las rutinas interactivas de los ejercicios se utiliza el motor gráfico Unity, tal como se describe en el Capítulo III. En este entorno se emplearon assets de asteroides, los cuales fueron integrados y unificados en un solo objeto con el fin de crear obstáculos que limitan y guían el movimiento del usuario durante la ejecución de los ejercicios. De esta manera, se logra controlar la trayectoria de desplazamiento y generar retroalimentación visual inmediata, permitiendo identificar si el sujeto de prueba realiza el ejercicio de forma correcta o incorrecta.

g. Ejecución de pruebas con métricas para validar que se transmiten los datos de forma correcta, precisa y confiable.

Para la ejecución de las pruebas de validación del sistema se realizó la toma de datos angulares de flexión y abducción en las extremidades objetivo. Estos datos se presentan en el Capítulo III, donde se evidencia su comparación y análisis, demostrando la obtención de mediciones de forma correcta y precisa.

h. Análisis de datos para verificar la funcionalidad del sistema.

Para verificar la funcionalidad del sistema se realizó pruebas físicas con los sensores y analizó con la ayuda de un fisioterapeuta, tal como se evidencia en el Capítulo III y Anexos garantizando la validación clínica de los resultados obtenidos.

i. Documentación de los resultados obtenidos.

La documentación de los resultados obtenidos se presenta de manera detallada en el Capítulo III, así como en la sección de Anexos, donde se incluyen las evidencias técnicas, gráficas y registros que respaldan el desarrollo, validación y funcionamiento del sistema implementado.

CAPÍTULO III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Diagrama general por etapas

El sistema integrado de RV para la recuperación funcional post artroplastia de cadera se estructura en un flujo de trabajo lineal y lógico que describe la secuencia completa del sistema, desde la captura del movimiento hasta su representación en un entorno virtual. El proceso se divide en tres etapas fundamentales: la Etapa de Adquisición capta los datos de aceleración y movimiento en tres ejes; la Etapa de Transmisión utiliza tecnologías como I_2C, WiFi, protocolos OSC y XR para enviar los datos de forma inalámbrica; la Etapa de Procesamiento y Visualización integra software (SlimeVR) y hardware (Oculus Meta Quest 3) para interpretar la información y renderizarla en tiempo real dentro de una aplicación de RV. El diagrama de la figura 16 define el camino que sigue el dato del sensor para convertirse en una experiencia inmersiva para el usuario.

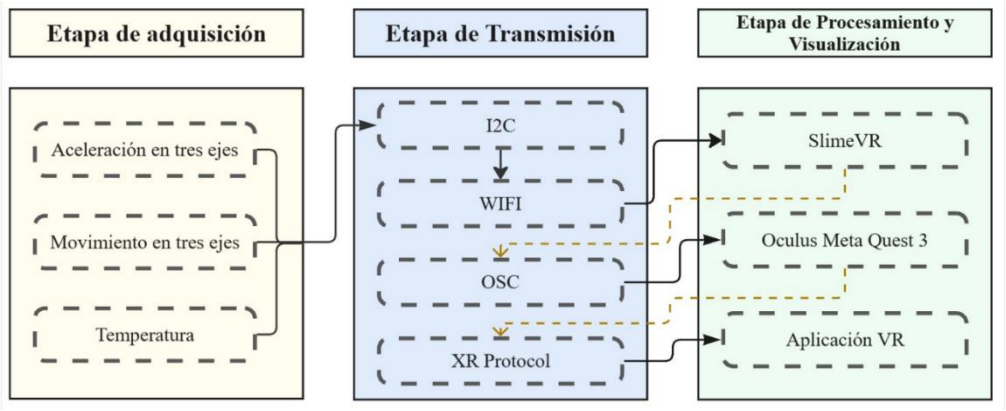


Figura 16. Diagrama general por etapas

3.2 Etapa de Adquisición

La etapa de adquisición de datos es el punto de partida del sistema, cuyo objetivo es capturar los parámetros cinemáticos necesarios para la evaluación del movimiento articular. El sensor inercial MPU6050 es el componente central, encargado de medir la aceleración en los tres ejes y el movimiento (velocidad angular) en los tres ejes, además

de registrar la temperatura del ambiente. Una vez capturados, estos datos brutos de la cinemática son transferidos directamente al microcontrolador a través de la comunicación I_2C. Este proceso asegura que la información fundamental sobre la postura y el movimiento de los miembros inferiores sea recibida de manera precisa y oportuna para su uso inmediato permitiendo paso a la Etapa de Transmisión.

3.2.1 Selección de ejercicios terapéuticos

En la tabla 23 se enfoca en ejercicios comunes que han demostrado ser efectivos para el fortalecimiento muscular clave en las fases iniciales e intermedias de la rehabilitación post-artroplastia de cadera.

Tabla 23. Ejercicios Post-Artroplastia de Cadera

Ejercicio	Músculo / Objetivo Principal	Grupo Muscular	Tipo de Contracción / Cadena	Propósito en la artroplastia de cadera
Abducción de cadera	Glúteo medio, Glúteo menor	Estabilizadores Laterales	Concéntrica / Excéntrica (Cadena Abierta)	Fortalece la estabilidad pélvica durante la marcha.
Estabilidad monopodal	Glúteo medio (Cadera de Apoyo)	Glúteos / Estabilizadores	Isométrica (Cadena Cerrada)	Reeducación del equilibrio y resistencia isométrica del glúteo medio.
Mini-sentadillas	Glúteo mayor, Cuádriceps, Isquiotibiales	Extensores	Concéntrica / Excéntrica (Cadena Cerrada)	Aumenta la fuerza de carga de peso y la simetría para actividades funcionales.
Extensión de cadera	Glúteo mayor	Extensores	Concéntrica / Excéntrica (Cadena Abierta)	Fortalece el músculo principal para el empuje y la propulsión en la marcha.
Elevación de rodilla	Iliopsoas, Recto Femoral	Flexores	Concéntrica / Excéntrica (Cadena Abierta)	Restaura la fuerza y el rango de movimiento de flexión necesario para la fase de balanceo al caminar.
Subida a escalón bajo	Glúteo medio, Cuádriceps	Funcionales	Concéntrica / Excéntrica (Cadena Cerrada)	Imita la subida de escaleras. Mejora la coordinación y la potencia funcional.
Elevación de cadera	Glúteo mayor / Glúteo medio / Isquiotibiales	Extensor principal / Estabilizador	Isotónica (Concéntrica y Excéntrica / Cadena posterior)	Fortalecer la musculatura de la cadera, fundamental para la marcha y la estabilidad del tronco y la pelvis.

3.2.2 Selección de microcontrolador

La selección del microcontrolador ESP32-C3 Super Mini se fundamenta en su óptimo equilibrio entre rendimiento, consumo energético y compatibilidad con sistemas de transmisión en tiempo real, aspectos evidenciados en las tablas 8. El ESP32-C3 destaca frente a otras placas como la Arduino Uno o la Wemos D1 Mini gracias a su arquitectura RISC-V de bajo consumo, conectividad Wi-Fi integrada de alta velocidad (hasta 150 Mbps) y su capacidad para operar con baja latencia en el envío de datos, requisitos indispensables para un sistema de rehabilitación que exige una respuesta inmediata para el control del movimiento. A diferencia de microcontroladores más limitados, el ESP32-C3 ofrece un excelente rendimiento energético, permitiendo sesiones prolongadas mediante baterías Li-Po sin comprometer la estabilidad del enlace inalámbrico.

3.2.3 Selección del sensor

Por su parte, en la tabla 15 el MPU6050 fue seleccionado frente a sensores más costosos como el MPU9250 o las soluciones industriales Xsens, debido a que proporciona 6 grados de libertad con rangos configurables de ±2ga ±16gy y un giroscopio ajustable entre ±250 y ±2000 °/s, valores suficientes para capturar los movimientos articulares de cadera y miembros inferiores en rehabilitación. Su interfaz I2C simplifica la integración con el ESP32 C3, reduciendo la complejidad del circuito y manteniendo baja latencia en la adquisición. Además, el MPU6050 presenta un excelente equilibrio entre precisión y costo (USD 3–6), facilitando la implementación de múltiples puntos de sensado sin incrementar significativamente el presupuesto.

En conjunto, el ESP32 C3 Super Mini y el MPU6050 conforman un módulo compacto, económico y eficiente, capaz de transmitir información cinemática en tiempo real de forma fiable, cumpliendo con los requisitos técnicos y terapéuticos del sistema de rehabilitación desarrollado.

3.2.4 Selección del módulo de carga

Tomando en cuenta el voltaje que maneja el circuito es de 3.7V y menos de un 1A se seleccionó el módulo de carga TP4056 con conector USB Tipo-C como la solución óptima de gestión de energía para este proyecto por una combinación de factores cruciales de simplicidad, seguridad y relevancia técnica, como podemos observar en la tabla 12. Su arquitectura de cargador lineal CC / CV es robusta y ampliamente probada para garantizar la seguridad de la carga de las baterías de una sola celda, manteniéndose en el estándar de hasta 4.2V. Su capacidad para ofrecer hasta 1A de corriente de carga es suficiente para recargar las baterías dentro de un tiempo razonable. Finalmente, la integración del conector USB Tipo-C moderniza la interfaz de alimentación, proporcionando una conexión reversible y estandarizada, lo cual simplifica la usabilidad y la compatibilidad con fuentes de alimentación modernas.

3.2.5 Balance de cargas del sistema electrónico

El Balance de Carga es un cálculo crucial para determinar la viabilidad operativa del prototipo final, ya que permite estimar la autonomía de la batería y la fuente de energía adecuada para los requerimientos de la terapia. Este proceso consiste en sumar el consumo de corriente máximo o típico en modo activo de todos los componentes electrónicos esenciales del rastreador, incluyendo el MPU6050, ESP32-C3 super mini y el módulo de carga TP4056 en estado de reposo.

Tabla 24. Balance de carga

Componente	Función Principal	Consumo de Corriente Típico	Observaciones
ESP32 C3 Super Mini	Microcontrolador y Transmisión WiFi	80 mA	Consumo activo durante la transmisión WiFi de datos.
MPU6050 Sensor	Adquisición de Aceleración y Movimiento	4 mA	Consumo en modo de medición activa de 6 ejes.
Módulo de Carga TP4056	Gestión de Carga (Modo de Reposo)	0.003 mA (3 µA)	Consumo en estado de *Standby* o sueño, drenaje mínimo de la batería[1].

En base a los datos de la tabla 24, el consumo total del sistema sería:

$$Consumo\ Total = 80mA + 4mA + 0.003mA$$

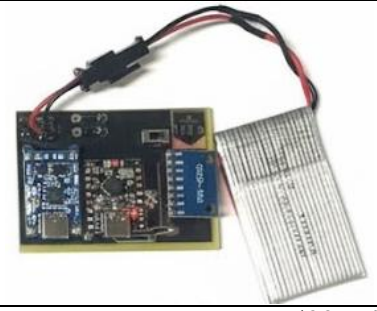
$$Consumo\ Total = 84.003mA$$

Cálculo de la duración de la batería:

$$Duración\ de\ la\ batería = \frac{Capacidad\ de\ la\ batería\ (mAh)}{Consumo\ total\ (mA)}$$

Para esta etapa se realizó pruebas con baterías de dos denominaciones diferentes.

Tabla 25. Selección fuente de alimentación

Li-po de 3.7V – 500mAh	**Li-po de 3.7V – 850mAh**
	
$Duración\ de\ la\ batería = \frac{500\ mAh}{84.003\ mA}$ $Duración\ de\ la\ batería \approx 5.95$ horas $Duración\ de\ la\ batería \approx 5$ horas y 57 minutos	$Duración\ de\ la\ batería = \frac{850\ mAh}{84.003\ mA}$ $Duración\ de\ la\ batería \approx 10.11$ horas $Duración\ de\ la\ batería \approx 10$ horas y 7 minutos

Inicialmente, el sistema se diseñó para operar con la batería de 500mAh. Basándose en el consumo total estimado de 84mA, la duración teórica calculada para esta capacidad era de 5.95 horas. Sin embargo, las pruebas de estrés en tiempo real revelaron que la autonomía real fue de 5 horas 32 minutos.

3.2.6 Pruebas de estrés

Se procedió a cargar ambas baterías de forma completa para verificar el tiempo de descarga.

Tabla 26. Prueba de estrés

Li-po de 3.7V – 500mAh	Li-po de 3.7V – 850mAh
$T_{real} \approx$ 5 horas y 32 minutos	$T_{real} \approx$ 9 horas y 51 minutos

Según la prueba de estrés realizada se obtuvo los valores de la tabla 26, para el cálculo del margen de error primero convertiremos todos los tiempos a un formato decimal de horas.

Tabla 27. Conversión a formato decimal de horas

Batería	Duración Estimada (T_{est})	Duración Real (T_{real})	T_{real} en Horas Decimales
500 mAh	5.95 h	5 h 32 min	5+(32/60) = 5.533 h
850 mAh	10.11 h	9 h 51 min	9+(51/60) = 9.85 h

Para el cálculo del margen de error utilizaremos la fórmula estándar del error porcentual, tomando el valor estimado teórico T_{est} como referencia:

$$\boldsymbol{ME = \left|\frac{T_{real} - T_{est}}{T_{est}}\right| \times 100}$$

Tabla 28. Cálculo de margen de error

Li-po de 3.7V – 500mAh	Li-po de 3.7V – 850mAh
$ME_{500} = \left\|\frac{5.533\text{h} - 5.95\text{h}}{5.95\text{h}}\right\| \times 100$	$ME_{500} = \left\|\frac{9.85\text{h} - 10.11\text{h}}{10.11\text{h}}\right\| \times 100$
$ME_{500} = \left\|\frac{-0.417\text{h}}{5.95\text{h}}\right\| \times 100$	$ME_{500} = \left\|\frac{-0.26\text{h}}{10.11\text{h}}\right\| \times 100$
$ME_{500} = 0.07003 \times 100$	$ME_{500} = 0.0257 \times 100$
$ME_{500} = 7\%$	$ME_{500} = 2.57\%$

La decisión de modificar la fuente de alimentación del prototipo, pasando de una batería LiPo de 3.7V y 500mAh a una de 850mAh, se fundamentó en la búsqueda de una mayor autonomía operativa y en la validación de la precisión de nuestro modelo de balance de carga. Aunque el margen de error fue aceptable 7.00%, se identificó la necesidad de

extender la duración para cubrir posibles sesiones terapéuticas prolongadas o múltiples usos sin recarga. El margen de error es considerablemente menor para la batería de 850mA, lo que indica que la estimación teórica fue mucho más precisa en este caso. El error se debe generalmente a factores no considerados en el cálculo teórico, como picos de consumo de la radio WiFi, autodescarga de la batería o ineficiencias del regulador de voltaje. Sin embargo, la batería de 850mA sigue demostrando una precisión superior en la estimación del balance de carga 2.57% ME y ofrece una autonomía real mucho mayor.

3.2.7 Calibración de sensores

Con el objetivo de garantizar la fiabilidad y precisión en la captura de datos cinemáticos, se llevó a cabo la calibración y validación del sistema de sensores inerciales mediante una serie de pruebas controladas. Este procedimiento consistió en la ejecución de varias repeticiones estandarizadas de diversos movimientos que se realizan en el día a día, permitiendo recolectar una muestra estadística de 25 datos en dos movimientos diferentes para cada segmento corporal en el que se encuentran los sensores (torso, cadera, rodillas y tobillos). A través de este análisis de repetibilidad, se determinó la funcionalidad operativa de los dispositivos y se calculó el margen de error porcentual de cada sensor frente a rangos de referencia, asegurando que las mediciones se mantengan dentro de los estándares de precisión requeridos para el análisis del movimiento humano, todo lo descrito se lo puede encontrar en el Anexo E.

3.3 Etapa de Transmisión

La etapa de transmisión se encarga de convertir y enviar la información adquirida desde el microcontrolador hacia las plataformas de procesamiento y visualización. Para ello, el sistema utiliza inicialmente el protocolo I_2C para el tránsito interno de datos. Luego, la conexión externa se establece a través de WiFi, permitiendo que el sistema opere de forma inalámbrica. Para el envío de los datos de orientación a alta velocidad, se emplean protocolos de comunicación de alto nivel como OSC y XR. Estos protocolos son

esenciales para dirigir la información del movimiento directamente a la etapa de procesamiento y visualización, garantizando que los datos lleguen en tiempo real.

3.3.1 Selección de Motor Multiplataforma

Se tomó en consideración la tabla 17 para la elección de Unity como entorno de desarrollo, la cual ofrece una multiplataforma robusta y altamente flexible, ideal para el diseño de entornos inmersivos interactivos orientados a la rehabilitación física. Su motor de física integrado (PhysX) permite simular con precisión el movimiento humano y la respuesta biomecánica de las articulaciones, lo cual es esencial para recrear ejercicios terapéuticos realistas. Además, Unity cuenta con una amplia compatibilidad con dispositivos de captura de movimiento y sensores biomédicos como cámaras de profundidad, controladores hápticos o sensores IMU, facilitando la sincronización entre el entorno virtual y el movimiento real del paciente. Su lenguaje de programación principal, C#, proporciona una curva de aprendizaje accesible y un control detallado sobre los eventos y objetos del entorno, lo que permite personalizar los ejercicios de rehabilitación según el progreso del usuario. Finalmente, la extensa comunidad y documentación técnica de Unity aseguran soporte constante, actualizaciones frecuentes y disponibilidad de bibliotecas específicas para aplicaciones médicas y de RV, consolidándolo como la opción más adecuada para un sistema de rehabilitación funcional basado en entornos virtuales interactivos.

3.3.2 Arquitectura de red

El funcionamiento del sistema se articula a través de una arquitectura de red claramente definida, que puede ser analizada utilizando el modelo de referencia OSI. El dispositivo principal de captura, el MPU6050, inicia la cadena de datos operando únicamente en las capas inferiores. Su interacción con el microcontrolador (MCU, ESP32-C3 super mini) ocurre en la capa física mediante la transmisión de señales eléctricas y en la capa de enlace de datos a través del protocolo I_2C. El MCU actúa como el núcleo de la aplicación,

incorporando las capas de red y transporte al encapsular los datos del sensor en protocolos de Internet (IP / UDP), facilitando la comunicación inalámbrica (WiFi) hacia el servidor. Finalmente, el servidor SlimeVR y la aplicación de RV operan en las capas superiores (capa de sesión, presentación y aplicación), siendo responsables de la gestión de la conexión, el formato de los datos y la interacción directa con el usuario final, completando así el flujo de información y la funcionalidad del sistema de captura de movimiento como lo indica la figura 13.

3.4 Etapa de Procesamiento y Visualización

El procesamiento se inicia en un servidor, que recibe los datos crudos de orientación provenientes del ESP32-C3 super mini vía UDP y los gestiona en la capa de sesión. Aquí, el servidor es responsable de integrar los datos de múltiples sensores y transformar las mediciones inerciales del MPU6050 en una representación coherente y utilizable de la cinemática articular (movimiento y orientación del cuerpo). Luego, estos datos son formateados en la capa de presentación y transmitidos a la aplicación de RV a través de protocolos específicos para entornos virtuales. Finalmente, la visualización ocurre en la aplicación y las gafas de RV, donde se utiliza esta información de orientación para renderizar y mostrar en tiempo real la representación digital del paciente y los miembros inferiores, permitiendo la interacción y el feedback visual del ejercicio terapéutico en el entorno de RV.

3.4.1 Selección de SlimeVR

Para el desarrollo de este proyecto se seleccionó el sistema SlimeVR como tecnología de tracking según tabla 20 por múltiples razones que lo posicionan como la opción óptima para este contexto clínico específico. La rehabilitación post-artroplastia de cadera requiere un monitoreo preciso de movimientos de extremidades inferiores, especialmente de flexión, extensión, rotación y abducción de cadera, así como movimientos de rodilla y tobillo. SlimeVR, al utilizar sensores IMU distribuidos estratégicamente en muslos,

tobillos y tronco, permite capturar estos movimientos complejos sin las limitaciones de oclusión que presentan los sistemas ópticos. Esta característica es particularmente ventajosa en un entorno de rehabilitación donde los pacientes pueden estar en posiciones variadas, utilizar dispositivos de asistencia como andadores o muletas, o realizar ejercicios que involucren objetos terapéuticos que podrían bloquear la línea de visión de sistemas basados en cámaras. Además, la ausencia de estaciones base externas facilita su implementación en diferentes espacios clínicos sin requerir instalaciones permanentes costosas, permitiendo incluso la rehabilitación domiciliaria mediante telemedicina. Finalmente, el carácter de código abierto de SlimeVR permite la personalización del software para adaptarse a protocolos de rehabilitación específicos.

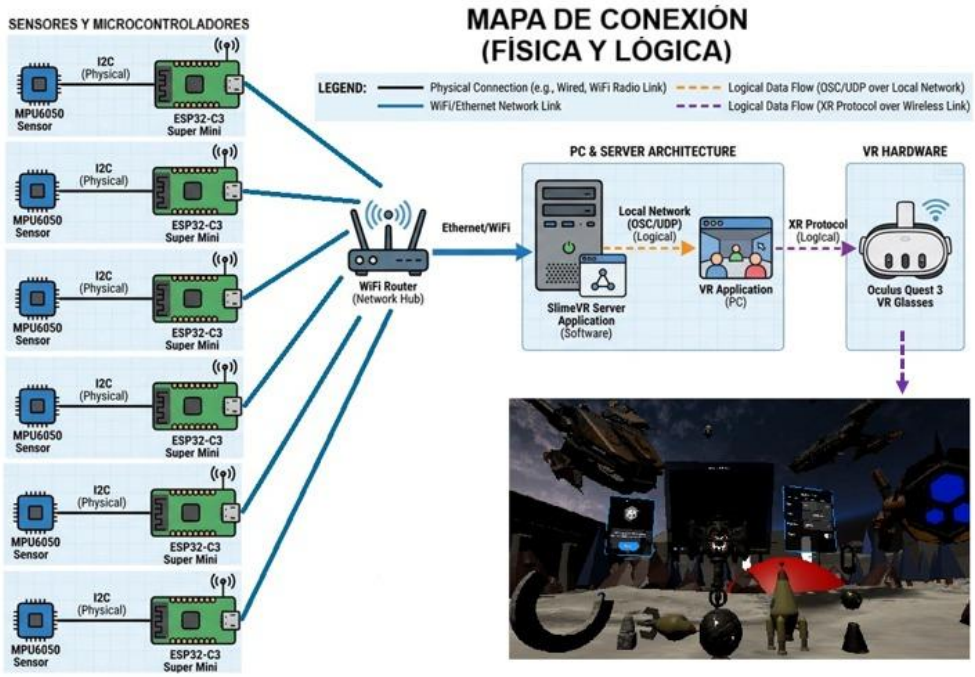


Figura 17. Conexión Física y Lógica

El diagrama de Mapa de Conexión ilustra la arquitectura distribuida del sistema, que utiliza seis unidades de medición inercial para capturar el movimiento de los miembros inferiores, cadera y torso. El sistema se compone de múltiples sensores MPU6050 que se comunican individualmente con microcontroladores ESP32-C3 Super Mini a través de la comunicación cableada I_2C. Posteriormente, cada microcontrolador transmite los datos de

forma inalámbrica a través de una red WiFi al Router. El router centraliza esta información y la dirige al servidor, donde el software SlimeVR recibe los datos a través de protocolos lógicos UDP. Finalmente, los datos procesados son transferidos a la aplicación de RV y visualizados en tiempo real en las Oculus Meta Quest 3, utilizando el protocolo XR. Este mapa confirma la robustez de la arquitectura al manejar múltiples sensores de forma simultánea y la integración lógica de hardware distribuido con software centralizado.

3.5 Desarrollo y Validación del Entorno de Realidad Virtual

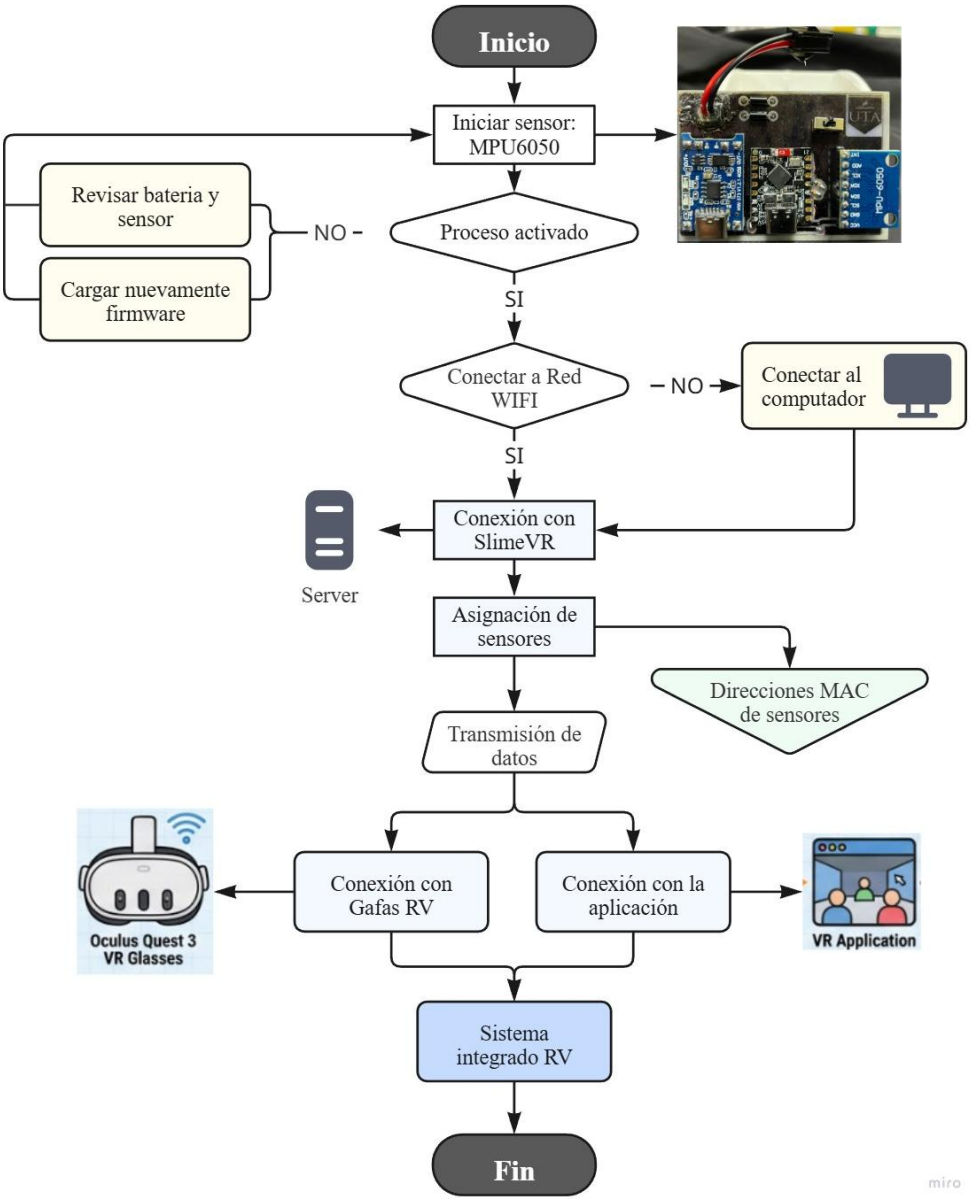


Figura 18. Flujograma del sistema

El desarrollo de la plataforma de software se inició tras la actividad de “Levantamiento de información técnica y clínica”, asegurando que las rutinas virtuales estuvieran alineadas con los protocolos post-artroplastia.

3.5.1 Modelado y Diseño de Escenas

El Modelado de escenas tridimensionales abordó la construcción del espacio virtual terapéutico utilizando el motor gráfico Unity en el cual se integraron distintos objetos para la ejecución de los ejercicos de rehabilitación, por tal razón se crearon dos escenas diferentes, la primera contine el Lobby y la segunda el juego interactivo, como se puede observar en la figura 19.

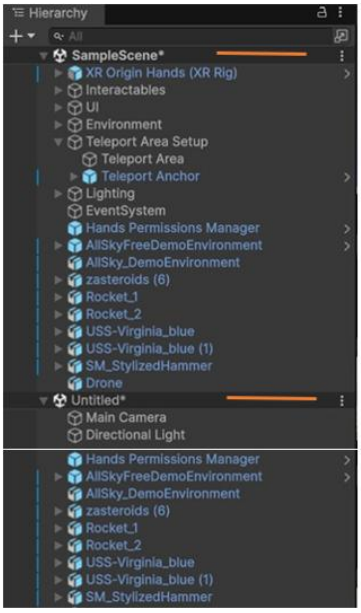


Figura 19. Jerarquía del programa de RV

a. SampleScene - Primera escena (Lobby)

El proceso principal fue el diseño y modelado 3D del entorno. Se utilizaron assets [56] que componen el escenario (suelo, plataformas, objetos interactivos). Dentro del escenario se realizó el texturizado de objetos, la creación de mallas, programación de colisiones,

diseño de menús e interacciones. Además, se agregó un detector y contador de repeticiones de ejercicios, como se puede apreciar en las figuras desde la 20 hasta la 25.

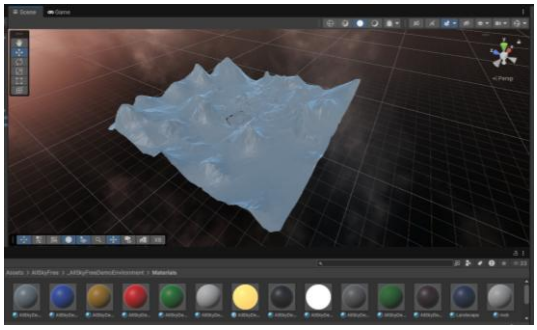


Figura 20. Diseño del entorno

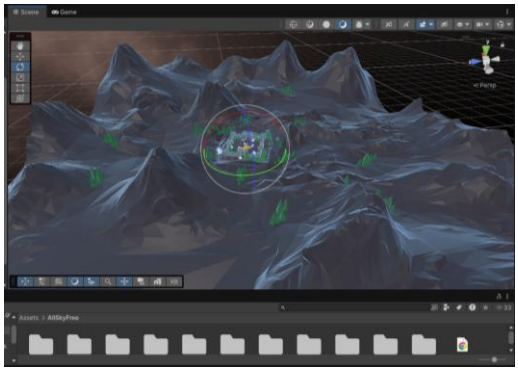


Figura 21. Clasificación de objetos

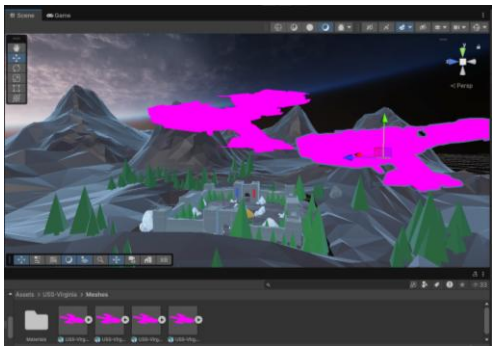


Figura 22. Estructura de componentes

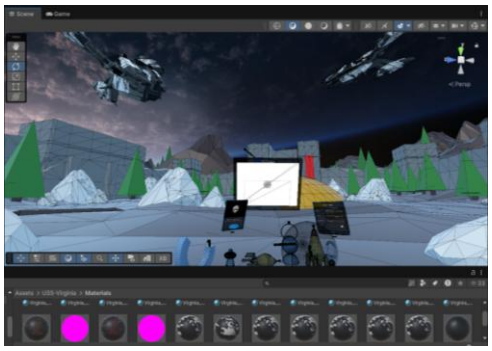


Figura 23. Escena y activos 3D en el entorno de desarrollo

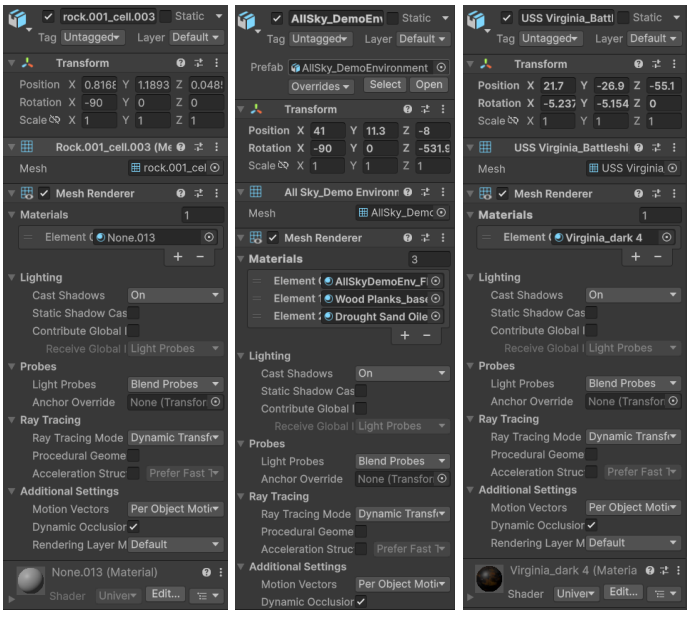


Figura 24. Configuración de objetos



Figura 25. Lobby del sistema de rehabilitación en el entorno de RV

La incorporación de estímulos multimedia es un proceso esencial en el desarrollo del entorno de rehabilitación dentro del motor gráfico Unity, cuyo objetivo principal es aumentar la inmersión del paciente y fomentar el cumplimiento de las tareas motoras. Este proceso comienza con la integración de Assets visuales y la optimización de la iluminación del escenario, utilizando sistemas de Global Illumination y luces en tiempo real, no solo para crear un ambiente motivador sino para asegurar un alto rendimiento visual que prevenga el motion sickness inherente a la RV. A nivel de estímulos auditivos, se incluyen música de fondo de baja excitación y efectos de sonido de feedback (por ejemplo, un sonido de "éxito" al alcanzar el rango angular correcto o una señal de advertencia al romper las precauciones de luxación).

La primera escena del sistema corresponde a un lobby de ambientación como se muestra en la Figura 25, diseñado con el objetivo de familiarizar progresivamente al usuario con el entorno de RV, considerando que la exposición inicial a este tipo de tecnología puede resultar abrumadora para el sujeto de prueba. En este entorno introductorio, el usuario puede interactuar libremente con los diferentes objetos disponibles, tales como figuras tridimensionales y elementos del escenario, así como desplazarse dentro del espacio virtual para explorar el entorno de manera controlada. Además, en esta escena se encuentran disponibles los menús de interacción asociados a los controles de RV,

permitiendo al usuario ajustar parámetros como el volumen del sistema, seleccionar su perfil y configurar opciones básicas de la aplicación.



Figura 26. Ventana emergente de indicaciones generales

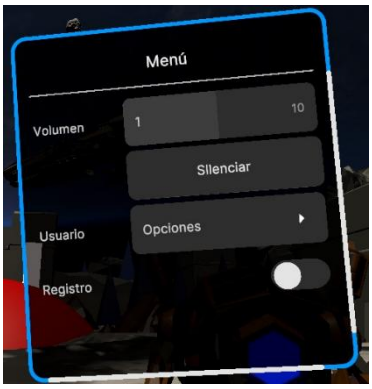


Figura 27. Menú de configuración



Figura 28. Menú de registro

En la Figura 27 se presenta el menú de configuración integral de la aplicación, el cual permite al operador gestionar los parámetros básicos de la experiencia. En esta sección se ubica el control de audio, donde es posible ajustar el nivel de volumen (subirlo o bajarlo) de acuerdo con las necesidades del entorno, o si se prefiere activar la opción de silenciar por completo el sistema. Adicionalmente, el menú incluye el apartado de Usuario, que sirve como punto de acceso al registro de pacientes; aquí se verifica si el usuario ya cuenta

con un perfil previo o si se requiere la creación de uno nuevo. En caso de ser un paciente nuevo, el sistema despliega el menú de registro detallado en la Figura 28, donde es obligatorio introducir el nombre del usuario para procesar sus datos y permitir la continuación hacia el resto de las interfaces funcionales del sistema.



Figura 29. Interfaz principal



Figura 30. Activación del entorno gamificado

Como se observa en la Figura 29, el sistema presenta la interfaz principal una vez que el usuario ha completado satisfactoriamente el registro de sus datos personales. Este objeto indica que el paciente está preparado para avanzar a la siguiente etapa de la sesión, detallada en la Figura 30, la cual consiste en la activación del entorno gamificado. Al interactuar con los elementos visuales de esta escena, el paciente da inicio formal a la terapia, permitiendo el despliegue de la serie de ejercicios dinámicos que la aplicación proporciona para el proceso de rehabilitación funcional.

b. Untitled – Segunda escena (Juego interactivo)

Para la creación de la segunda escena que contiene el juego interactivo, se procedió inicialmente a duplicar el entorno base del lobby, estableciendo un área de trabajo consistente. Con el fin de garantizar la seguridad y el enfoque del paciente, se limitó el rango de movimiento del usuario mediante la implementación de un cilindro virtual que

delimita el espacio de interacción. Dentro de este volumen, se integraron tres plataformas funcionales: una central para el posicionamiento del usuario y dos laterales destinadas a la gestión de la periferia izquierda y derecha del cuerpo. Estas plataformas están programadas para generar la aparición secuencial de obstáculos, los cuales deben ser superados mediante los ejercicios terapéuticos previamente descritos.

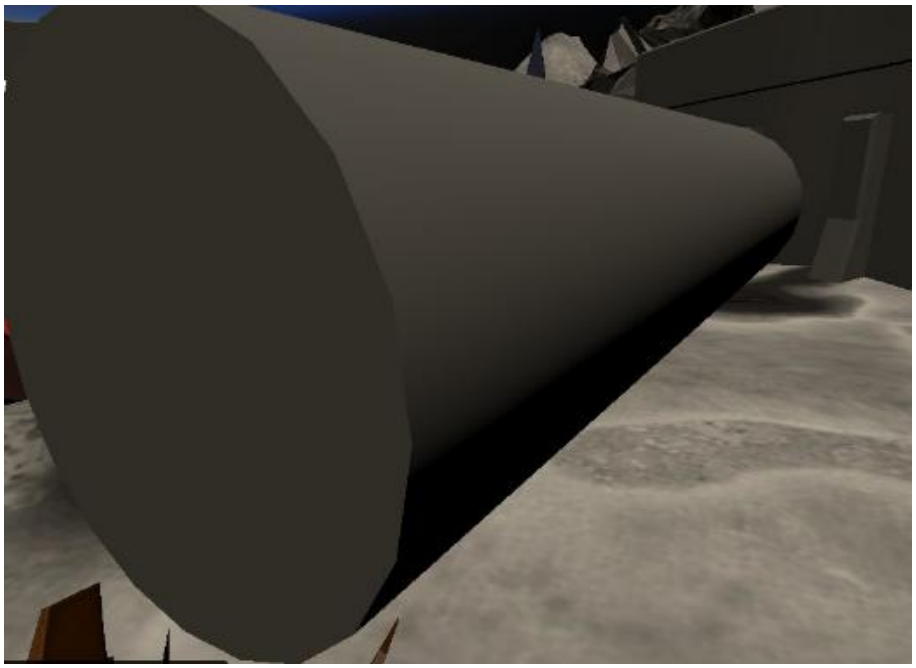


Figura 31. Límite de segunda escena

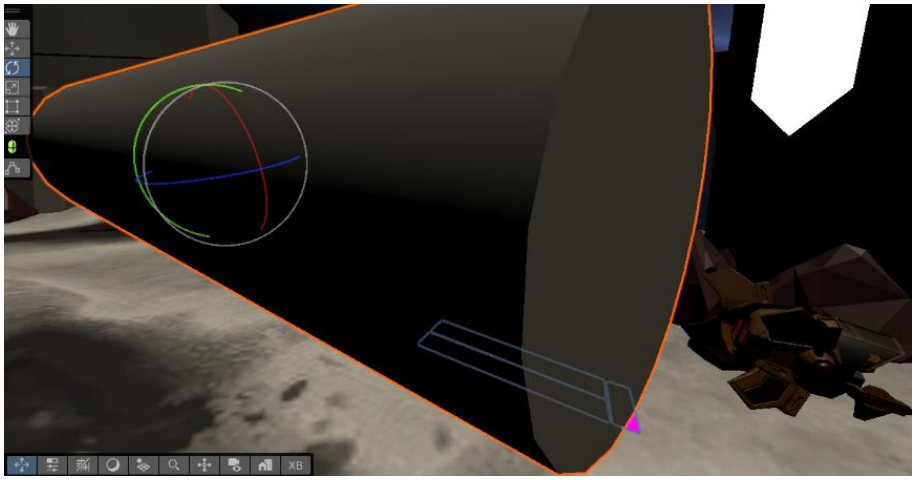


Figura 32. Creación de plataformas dentro del límite

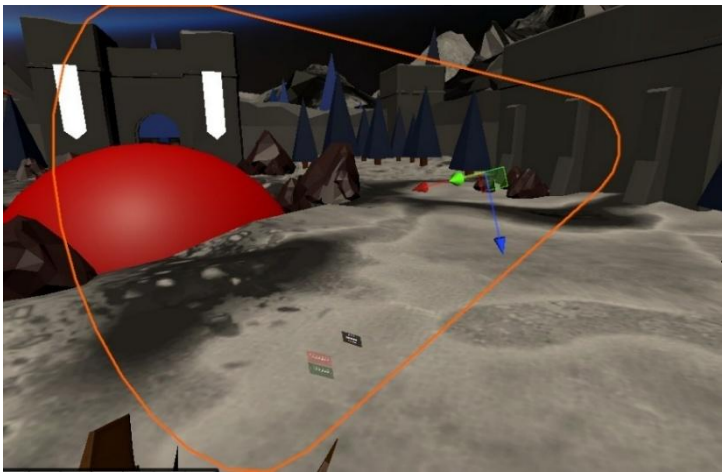


Figura 33. Elección de texturas límite

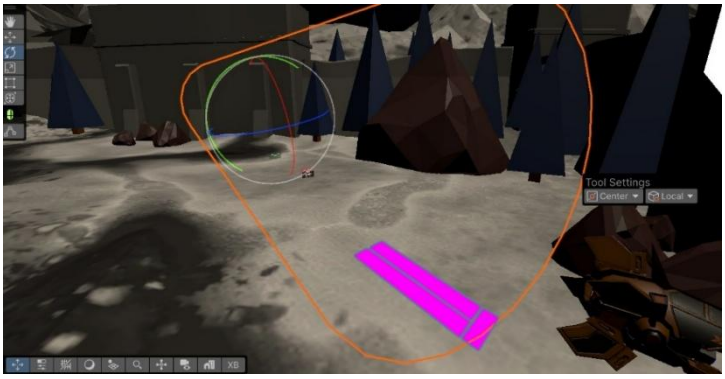


Figura 34. Elección de texturas plataformas

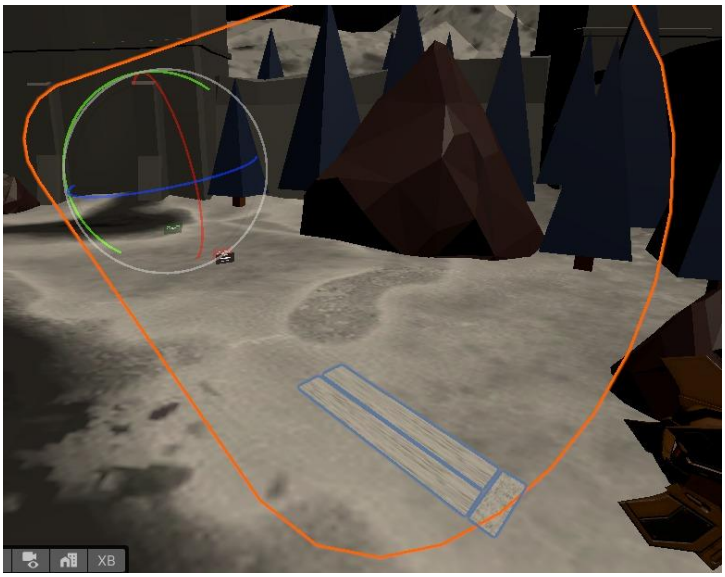


Figura 35. Segunda escena

En cuanto al diseño visual, se utilizaron tres variantes de tamaño de asteroides para crear los obstáculos posteriormente definidos como se muestra en la figura 36. Estos modelos fueron obtenidos de forma gratuita a través de la página web Unity Asset Store [56] e integrados en la lógica de generación procedimental de la escena para asegurar una experiencia dinámica y desafiante.



Figura 36. Asteroides en distintos tamaños

c. Funcionamiento de aplicación

El sistema incorpora un mecanismo de retroalimentación (biofeedback) en tiempo real para guiar al paciente durante la sesión:

- **Ejecución Correcta:** Si el usuario completa el movimiento de forma satisfactoria, la aplicación despliega un mensaje de verificación que alienta al paciente a continuar con el proceso gamificado.

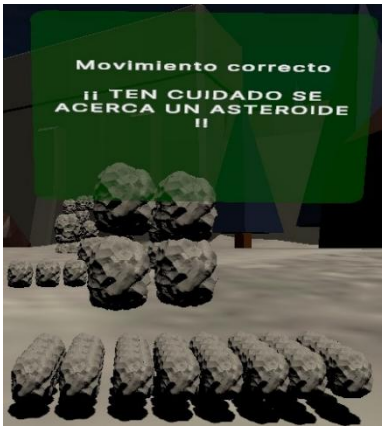


Figura 37. Ejecución correcta

- **Detección de Colisiones:** En caso de que el paciente impacte con alguno de los obstáculos, el sistema informa inmediatamente sobre la colisión.



Figura 38. Movimiento incorrecto

- **Gestión de Intentos:** Tras una colisión, se presenta un menú seleccionable que otorga al usuario la posibilidad de regresar al lobby principal o reiniciar la etapa de rehabilitación actual.



Figura 39. Gestión de intentos

Una vez completada la sesión de terapia, se da por concluida la etapa de ejecución de la aplicación, habiéndose cumplido satisfactoriamente con todos los parámetros de movimiento y protocolos terapéuticos definidos en las actividades previas. Durante esta fase, el sistema registró de manera efectiva cada una de las interacciones del paciente, desde la navegación inicial en el menú de configuración hasta la superación de los retos en el entorno gamificado.

La correcta integración de los sensores inerciales permitió validar que el usuario ejecutó los ejercicios de sentadilla, pasos laterales e inclinaciones de tronco siguiendo los rangos de movimiento exigidos por la interfaz. Al finalizar la secuencia de obstáculos, la plataforma confirma que se han alcanzado los objetivos de movilidad y estabilidad propuestos, asegurando que los datos recolectados sean consistentes para su posterior análisis clínico.

La programación, realizada en C#, es crucial para la activación contextual de estos estímulos: se desarrollan scripts que actúan como triggers para el feedback audiovisual instantáneo, comparando los datos cinemáticos del usuario (recibidos vía SlimeVR) con los ángulos definidos. De esta manera aseguramos que cada movimiento se vea reforzado inmediatamente, convirtiendo el ejercicio repetitivo en una tarea gamificada y mejorando significativamente la motivación del usuario.

```
using UnityEngine;
using UnityEngine.UI;

public class Obstacle : MonoBehaviour
{
    public float speed = 5f;
    public Text messageText;
    public AudioClip evadeSound;
    private AudioSource audioSource;

    void Start()
    {
        audioSource = GetComponent<AudioSource>();
    }

    void Update()
    {
        // Mover el obstáculo hacia el usuario
        transform.Translate(Vector3.forward * speed * Time.deltaTime);
    }
```

Figura 40. Código para obstáculos

```
using UnityEngine;

public class PlayerController : MonoBehaviour
{
    public float speed = 10f;

    void Update()
    {
        MovePlayer();
    }

    void MovePlayer()
    {
        float horizontal = Input.GetAxis("Horizontal");
        float vertical = Input.GetAxis("Vertical");
        Vector3 movement = new Vector3(horizontal, 0, vertical) * speed * Time.deltaTime;
        transform.Translate(movement);
    }
```

Figura 41. Código para el Jugador

3.5.2 Desarrollo de Hardware

El proceso de diseño y elaboración del módulo electrónico que forma parte del presente proyecto requirió una serie de etapas técnicas orientadas a garantizar la correcta implementación del circuito y su integración dentro del sistema desarrollado. Desde la selección y preparación de las placas PCB hasta la transferencia del diseño, el ataque químico, la soldadura de componentes y el ensamblaje final, cada fase fue ejecutada

cuidadosamente para asegurar la funcionalidad y confiabilidad del prototipo. Las figuras presentadas a continuación documentan de manera visual cada uno de estos pasos, permitiendo comprender con mayor claridad el procedimiento aplicado y la importancia de cada actividad en la construcción del módulo de sensorización empleado en la investigación, para lo cual se realizó un diagrama esquemático para la elaboración del circuito:

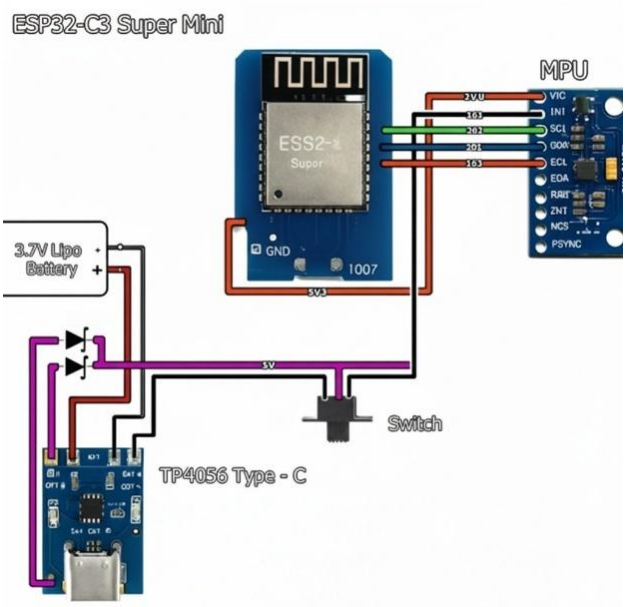


Figura 42. Diagrama esquemático de conexión

a. Elaboración de Placas PCB

La actividad de desarrollo de hardware tuvo como objetivo principal la creación de una unidad compacta y funcional basado en la figura 42 que actuase como puente inalámbrico para la adquisición y el envío de los datos cinemáticos al entorno de simulación. El proceso se inició con el diseño electrónico y esquemático del circuito en el software EasyEDA Pro, donde se definió la interconexión estable entre el microcontrolador ESP32-C3 super mini, el módulo de carga y el sensor MPU6050, incluyendo dos diodos de protección y un interruptor que activará el proceso de carga.

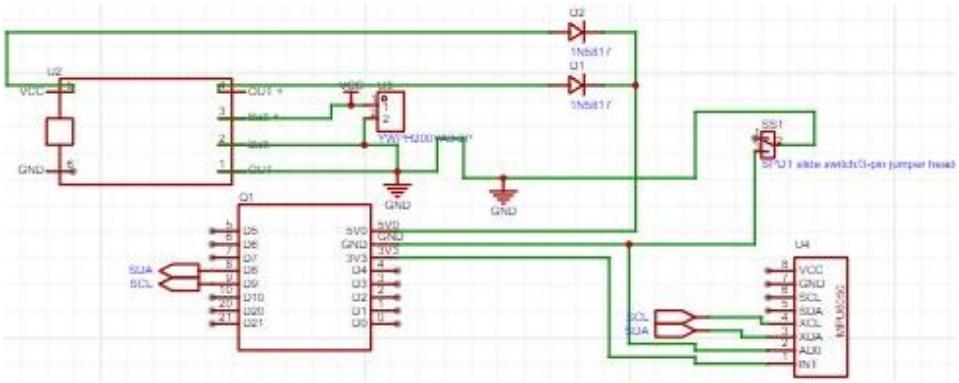


Figura 43. Esquema lógico en EasyEDA Pro

Una vez finalizado el esquema lógico de la figura 43, se procede con el diseño de las placas PCB utilizadas como base para el desarrollo del circuito electrónico del sistema.

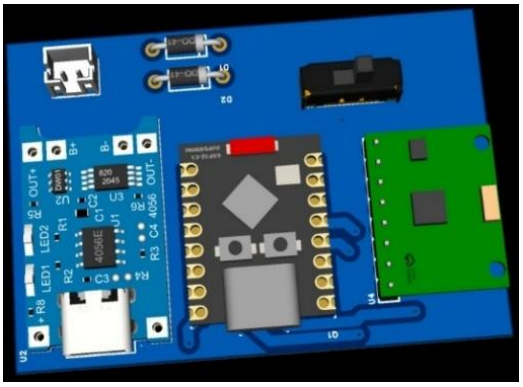


Figura 44. Visualización 3D de PCB

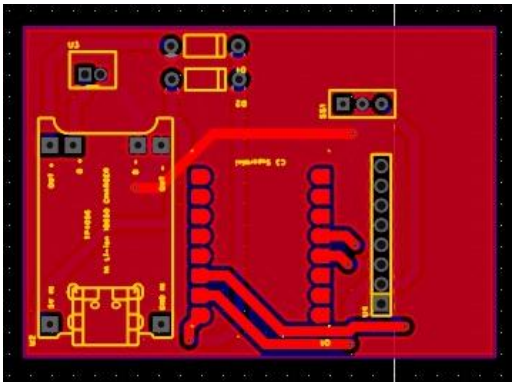


Figura 45. Diseño PCB

Estas placas constituyen el soporte físico donde se implementan las interconexiones conductivas necesarias para garantizar el flujo eléctrico entre los diferentes componentes. Su utilización permite un diseño más ordenado, confiable y compacto, ya que la distribución de las pistas de cobre reduce significativamente posibles fallas por conexiones sueltas, ruido eléctrico o interferencias generadas por cables expuestos. Además, el empleo de PCB contribuye a la estandarización del ensamblaje y mejora la durabilidad del sistema en aplicaciones de operación constante, esto se puede observar en las figuras 44 y 45.

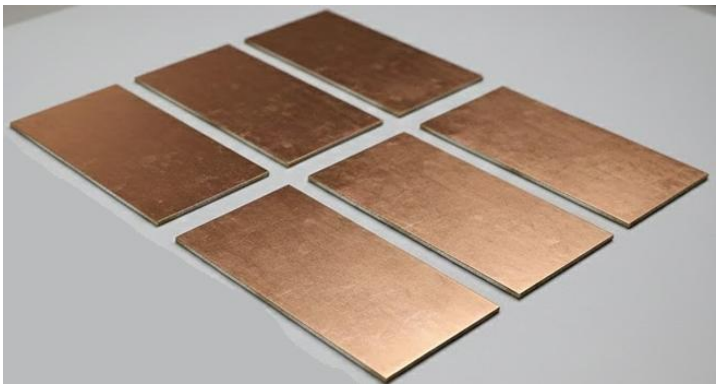


Figura 46. Placas PCB

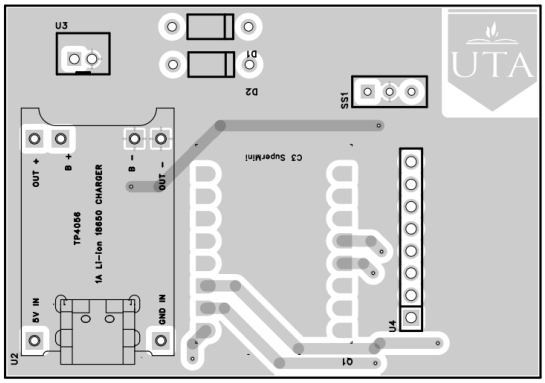


Figura 47. Capa superior de cobre

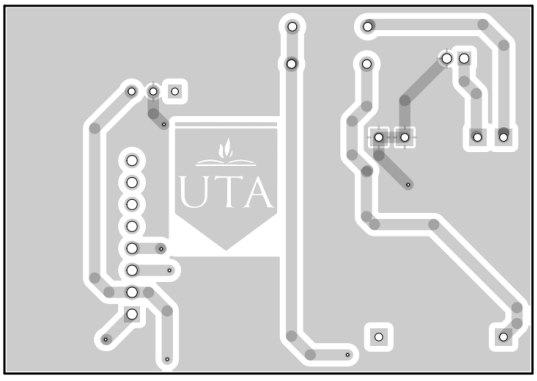


Figura 48. Capa inferior de cobre

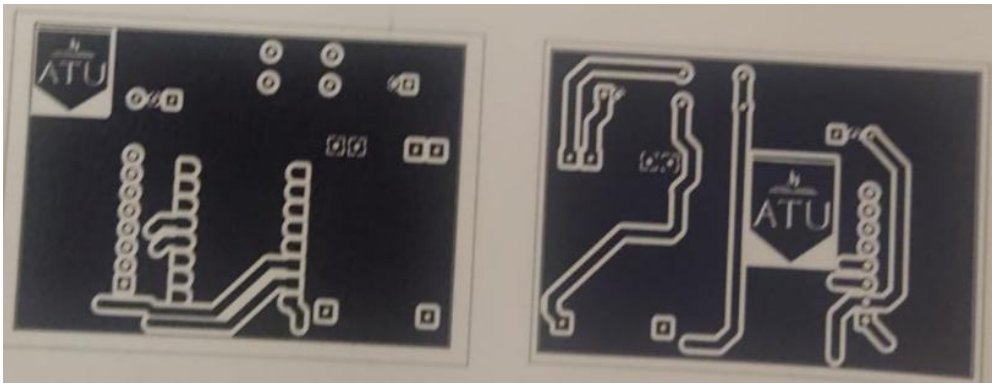


Figura 49. Diseño de PCB´s impreso en papel térmico

La figura 49 muestra el diseño del circuito impreso trasladado a papel térmico, el cual representa un paso fundamental en la elaboración artesanal de PCB. Este método permite obtener una réplica precisa del diseño generado previamente en software especializado como se observa en las figuras 47 y 48, asegurando que las pistas y geometrías mantengan

su proporción original al ser posteriormente transferidas a la placa de cobre, figura 46. La impresión térmica ofrece una superficie definida y resistente al calor, facilitando que el toner se adhiera correctamente durante el proceso de transferencia.

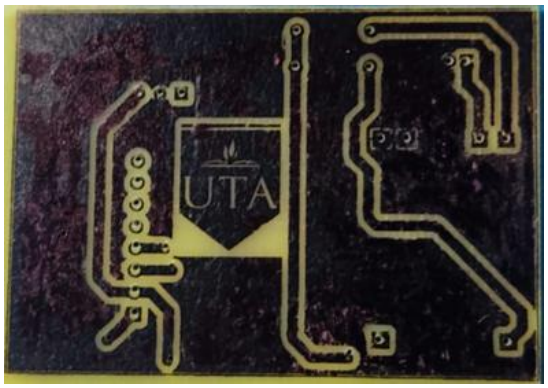


Figura 50. Transferencia de diseño a placa PCB

Posteriormente, en la figura 50 se ilustra el proceso de transferencia del diseño hacia la placa PCB, etapa en la que se utiliza calor y presión para fijar sobre la superficie de cobre la capa polimérica proveniente de la impresión láser. Dicho material, que se funde y se adhiere al cobre durante la transferencia, actúa como una máscara protectora que define con precisión las rutas conductivas del circuito. Gracias a esta capa adherida, el cobre correspondiente a las pistas queda cubierto y protegido durante el ataque químico, lo que permite eliminar únicamente el cobre sobrante y conservar la estructura final del circuito según el diseño previsto.

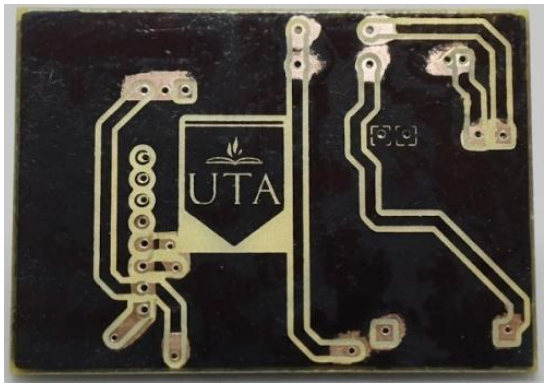


Figura 51. Preparación de placa PCB para soldado

En la figura 51 se aprecia la preparación final de la placa PCB una vez culminado el ataque químico. En esta etapa se remueve el toner, se limpia la superficie y se realizan perforaciones en los puntos donde se montarán los componentes electrónicos. Además, se verifica la continuidad de las pistas para asegurar que no existan interrupciones. Este paso es determinante para garantizar un ensamblaje preciso, ya que una placa correctamente preparada facilita el proceso de soldadura y disminuye la probabilidad de errores durante la puesta en funcionamiento del módulo.

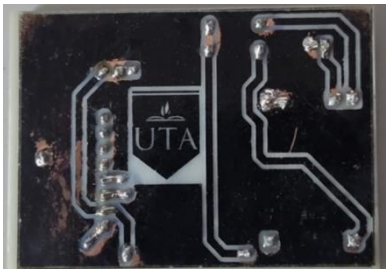


Figura 52. Placa PCB soldada

La figura 52 evidencia la placa PCB con todos los componentes ya soldados. Aquí se integran resistencias, sensores, conectores, reguladores y otros elementos electrónicos esenciales para la operación del sistema. Esta fase requiere precisión tanto en la manipulación como en la aplicación del estaño, ya que cada soldadura debe asegurar una conexión firme y estable. Un correcto proceso de soldadura garantiza la integridad eléctrica del dispositivo y minimiza el riesgo de fallas durante pruebas de funcionamiento, calibración o uso prolongado del circuito.

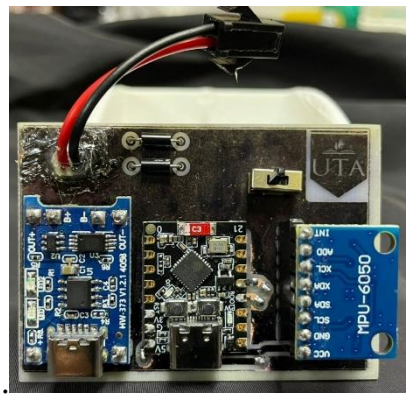


Figura 53. Módulo de sensorización para RV

Finalmente, en la figura 53 se presenta el módulo de sensorización completamente ensamblado, diseñado para integrarse dentro del entorno de RV. Este módulo concentra los sensores y la electrónica necesaria para capturar parámetros del usuario o del entorno físico, permitiendo una mayor precisión en la interpretación de movimientos y estímulos.

Su diseño compacto y optimizado facilita su incorporación a otros subsistemas del proyecto, contribuyendo a la funcionalidad global del sistema de RV. La integración adecuada de este módulo resulta esencial para garantizar la recolección de datos en tiempo real y la interacción efectiva entre el usuario y la plataforma virtual.

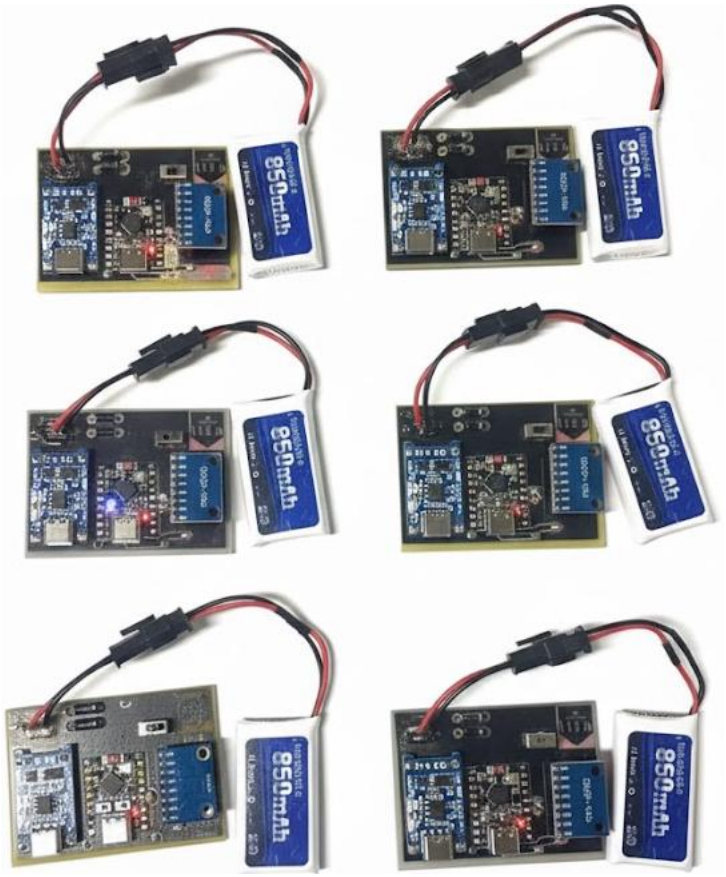


Figura 54. Placas PCB funcionales

Este proceso se realizó por 6 ocasiones como se observa en la figura 54, los cuales permiten completar la distribución de sensores para la detección de movimientos en el tren inferior del cuerpo, cadera y torso, como se muestra en la figura 55.

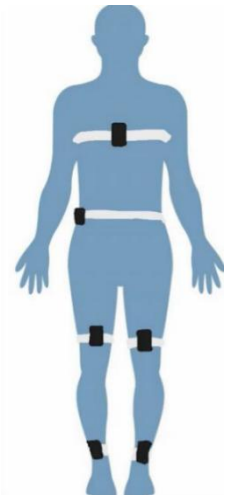
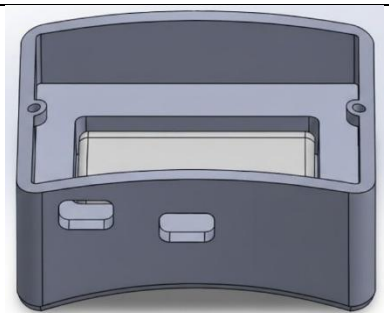
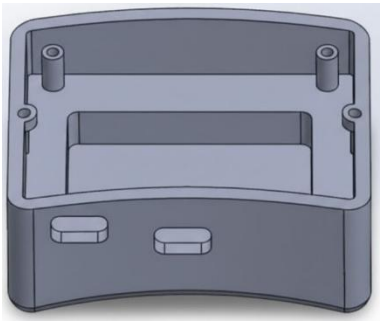


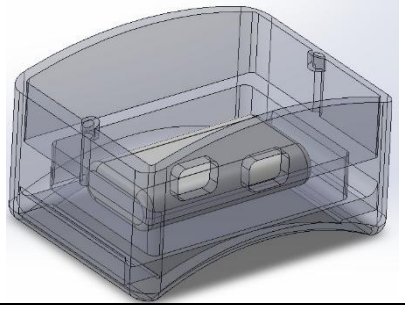
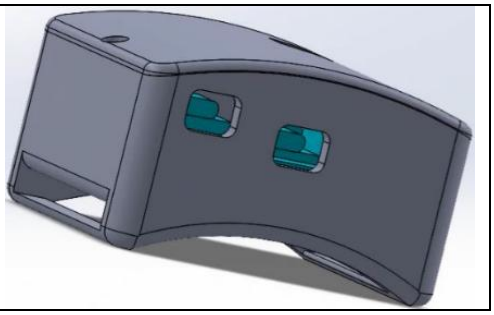
Figura 55. Disposición de los sensores en el cuerpo

b. Elaboración de Case

El proceso de creación del case fue una etapa fundamental orientada a proteger la electrónica del proyecto y garantizar una fijación ergonómica y estable a los miembros inferiores del paciente. El diseño y modelado 3D de la carcasa se realizó utilizando el software Bambu Studio. Dentro de este proceso, se priorizó el modelado de cavidades internas que alojaran con precisión la PCB personalizada y la batería, la inclusión de orificios de acceso para el puerto de programación, el cableado y la integración de puntos de anclaje robustos para las correas de velcro, como se plasma en la tabla 29 y figura 56.

Tabla 29. Tipos de vista de la base del case

Tipo de vista	Con batería	Sin batería
Frontal		

Lateral		

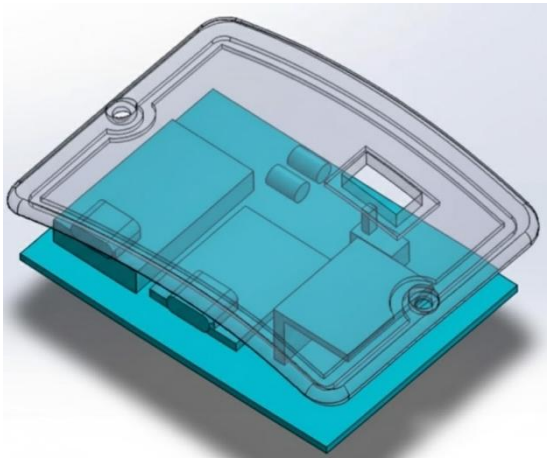


Figura 56. Modelo de la tapa del case

Este diseño mecánico cumple una doble función: protege la electrónica de los impactos y el sudor durante las sesiones de rehabilitación, y facilita la fijación estable del sensor al cuerpo del paciente. A continuación, se muestran los modelos impresos en 3D.



Figura 57. Vista superior del case



Figura 58. Vista inferior del case



Figura 59. Vista frontal del case



Figura 60. Vista lateral del case

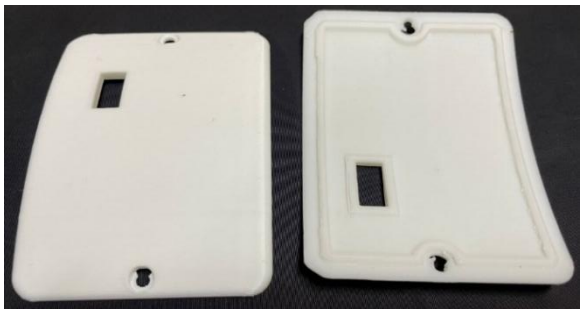


Figura 61. Tapa del case

c. Ensamblaje de prototipo final

Primero se colocó la Li-Po de 3.7V (figura 62), previamente conectada al circuito de carga, se sitúa con precisión en la cavidad interior más grande del case, diseñada específicamente para amortiguarla y evitar movimientos internos durante la terapia. Se gestiona el cableado para evitar pinzamientos o interferencias con el cierre, posterior a ello se desliza la placa (figura 63), asegurando que ambos puertos USB queden alineados con las ranuras de acceso previstas en el diseño.



Figura 62. Posicionamiento de la batería

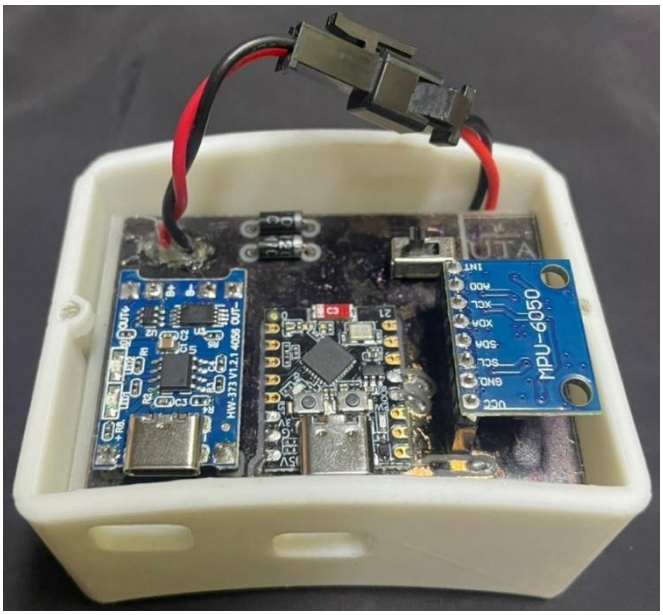
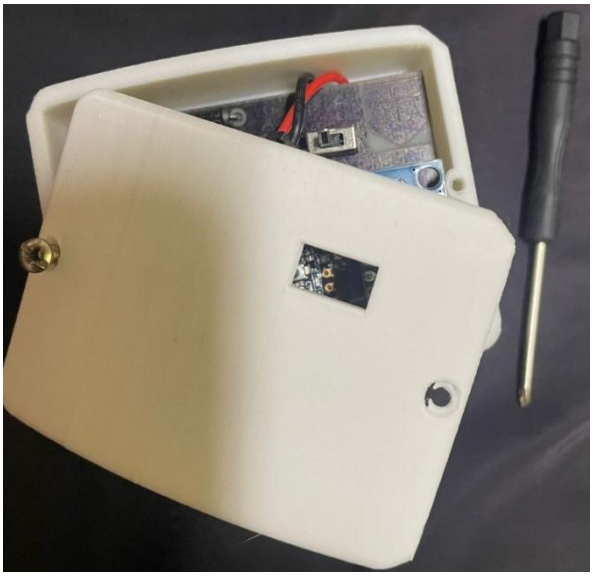


Figura 63. Posicionamiento de la placa

Una vez que la placa y la batería están correctamente posicionadas, se coloca la tapa del *case* y se procede a atornillar firmemente ambas mitades. Este atornillado asegura la integridad estructural del dispositivo, protegiendo los componentes internos de golpes o exposición al ambiente, y manteniendo la alineación precisa del sensor MPU6050 para una lectura cinemática confiable (figura 64).


Figura 64. Ensamblaje del case

Finalmente, se añaden los elementos de sujeción. Se pasan las correas por las ranuras de sujeción en la parte inferior curva del case. Esto permite la fijación estable del dispositivo a los tobillos, muslos, cadera y torso del usuario, un requisito crítico para garantizar que la orientación del sensor refleje con precisión el movimiento articular.

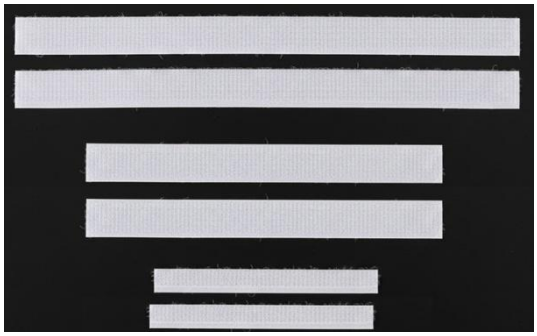


Figura 65. Velcro

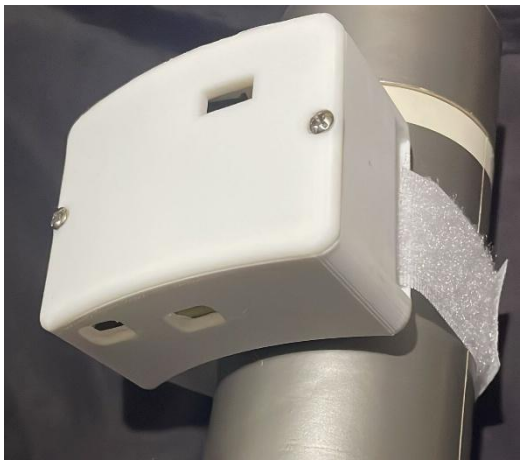


Figura 66. Prototipo final

Estos resultados confirman el diseño de un prototipo final que es independiente de cables y cumple con los estándares de un dispositivo portátil.

3.5.3 Desarrollo de Software

El procedimiento de desarrollo de software sigue una serie de etapas enfocadas en asegurar la correcta comunicación y funcionamiento de todos los componentes de hardware en los 6 circuitos, para lo cual se desarrolló un código que nos permitió comprobar el funcionamiento de la ESP32 C3 super mini y el MPU6050, esto se puede observar en el Anexo D.

a. Pruebas de validación de hardware

Como parte de las pruebas de diagnóstico y aislamiento de fallas, se ejecutó una prueba de conectividad específica en la cual el ESP32-C3 super mini fue inicializado sin la

conexión física del sensor MPU6050, cuyo resultado en el monitor serial se detalla a continuación:

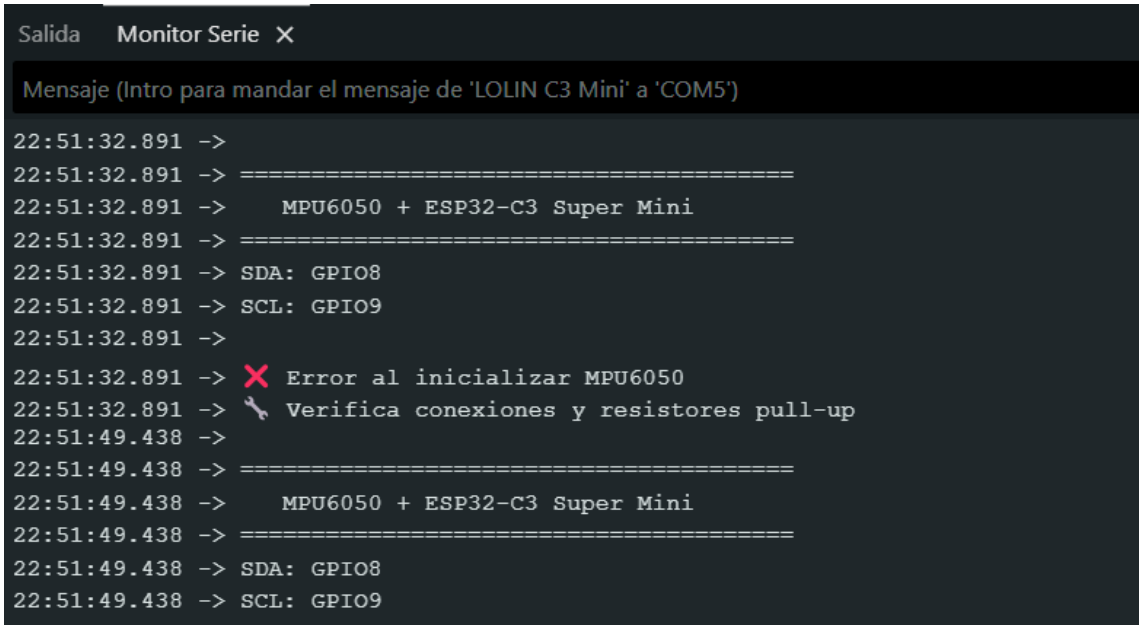
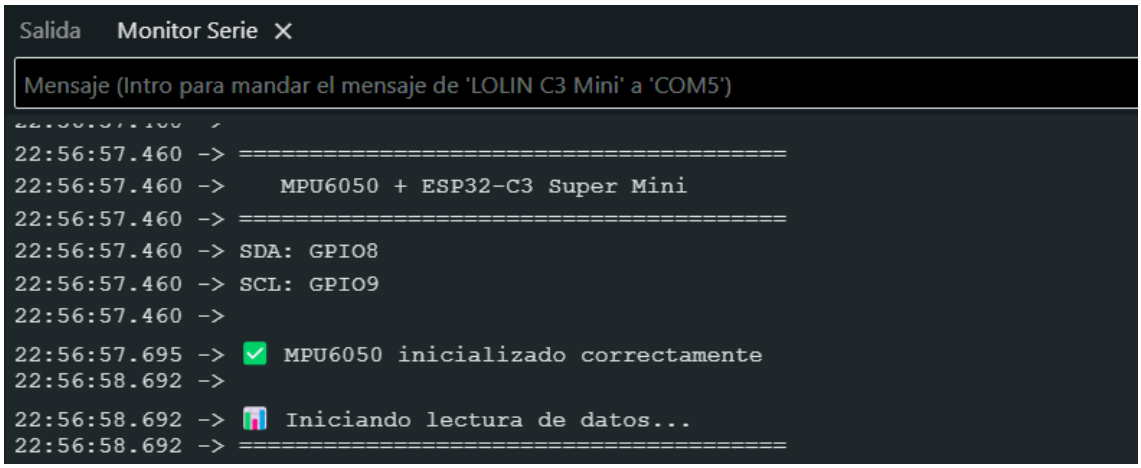


Figura 67. Error de validación

Tras la conexión física del sensor MPU6050 y la ejecución del código de validación, el resultado en el monitor serial cambió del mensaje de error, a un mensaje de éxito en la inicialización. La placa ESP32 C3 super mini logró comunicarse a través del bus I_2C con el MPU6050, el cual devolvió su dirección de registro. Esto permitió al código configurar el sensor e iniciar el ciclo de lectura de datos.



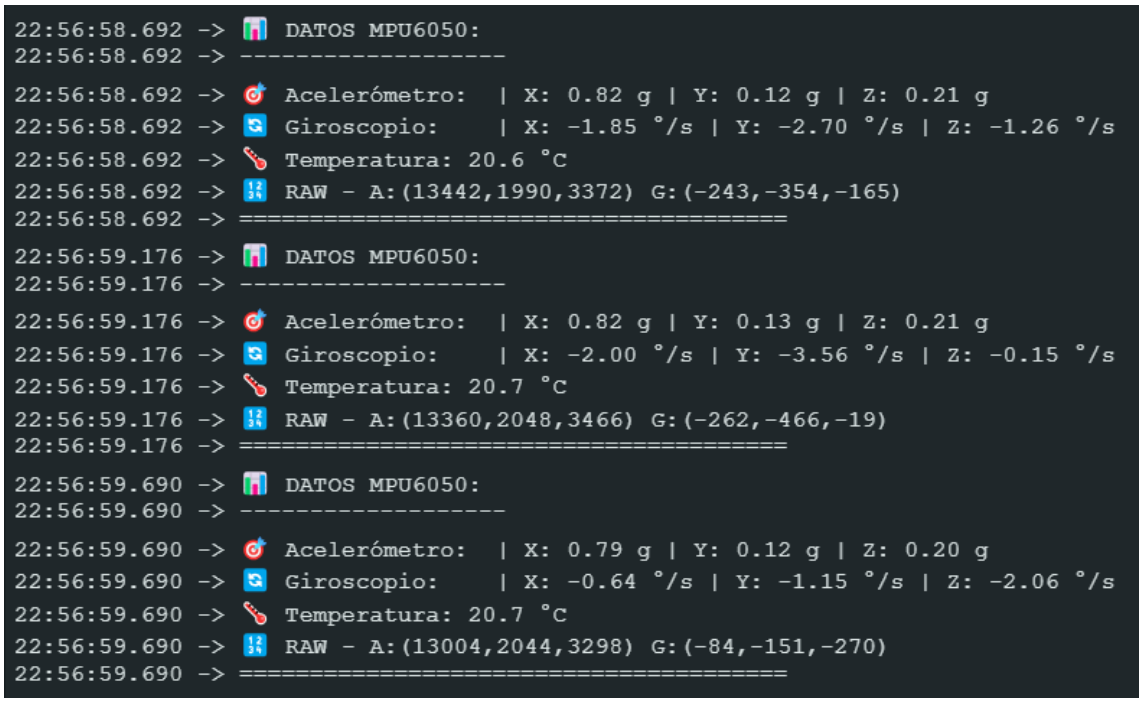


Figura 68. Validación correcta

El monitor serial comenzó a mostrar un flujo continuo de valores numéricos coherentes para la aceleración (X, Y, Z) y la velocidad angular (Giro X, Y, Z). La variación de estos datos al mover el prototipo confirmó dos aspectos fundamentales: la integridad física de la conexión hardware y la correcta implementación de las librerías I_2C y del MPU6050 en el software. Esta validación marcó el final exitoso de la fase de prototipado de hardware y el inicio de la etapa de desarrollo de la lógica de transmisión de datos.

b. Configuración de SlimeVR

Para compilar el firmware de SlimeVR y cargarlo en los rastreadores cinemáticos, es imperativo realizar ajustes en la configuración del proyecto para adaptarlo al hardware específico utilizado. Este proceso de configuración se logra mediante la modificación precisa de dos archivos esenciales: el archivo platformio.ini (Anexo F) y el archivo defines.h (Anexo G). El platformio.ini se encarga de definir los parámetros del entorno de compilación, como el tipo de placa (board) y la librería del sensor, mientras que el archivo defines.h permite establecer la configuración lógica del rastreador, especificando el tipo

de sensor y los pines GPIO exactos a los que está conectado en la placa ESP32 C3 super mini, garantizando que el firmware se ajuste correctamente a la arquitectura diseñada.



Figura 69. Compilación exitosa firmware SlimeVR

Si el proceso se ejecutó de forma correcta, se observará compilación exitosa del firmware SlimeVR figura 69. Este procedimiento se replicará para los cinco dispositivos restantes. Una vez completada la carga del firmware en cada prototipo, se procederá a la apertura del servidor SlimeVR. Finalmente, se conectarán los prototipos de manera secuencial para llevar a cabo la configuración de sus credenciales Wi-Fi.



Figura 70. Credenciales Wi-Fi.

Tras la correcta configuración de las credenciales, los dispositivos serán desconectados y reencendidos para dar paso a la etapa de asignación de sensores. A cada uno se le asociará una dirección MAC, a través de la cual se podrán modificar los parámetros de configuración y establecer un identificador nominal acorde a la disposición del sistema.

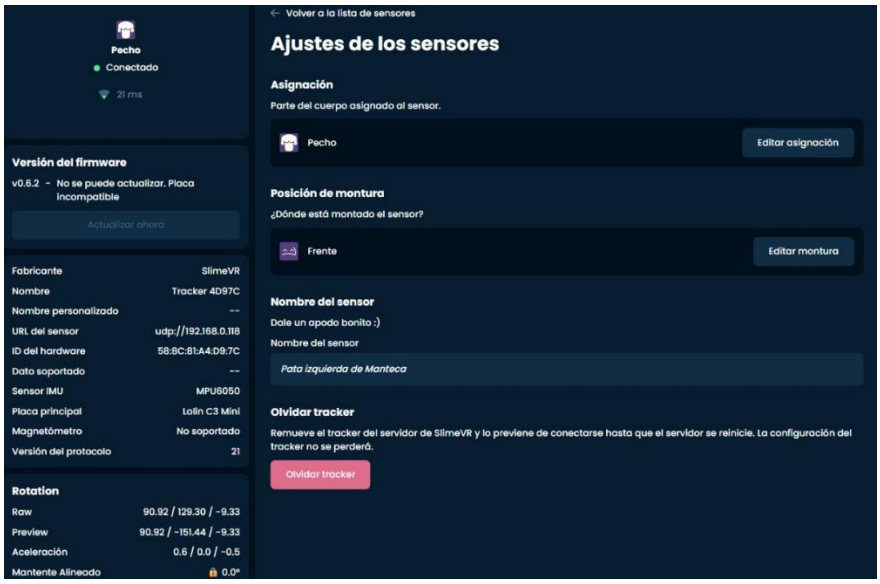


Figura 71. Ajuste de sensores

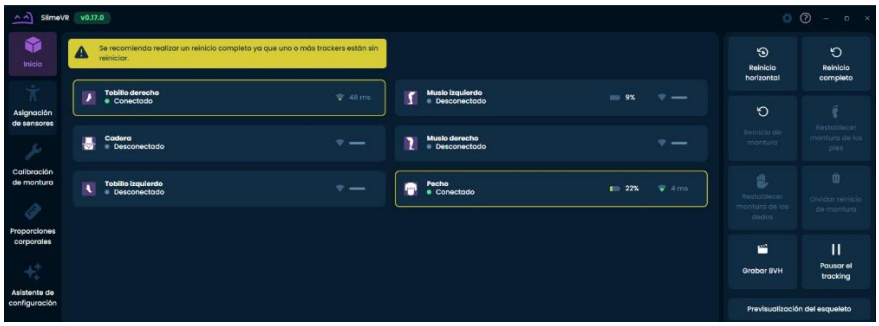


Figura 72. Disposición de sensores

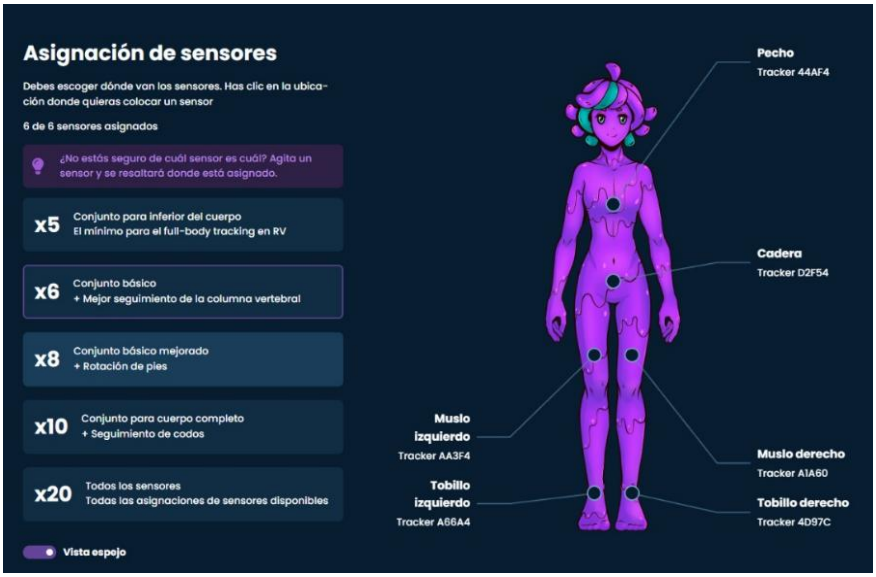


Figura 73. Asignación de sensores

Una vez que se haya completado la asignación de todos los sensores a los respectivos nodos del sistema, se procederá a la fase de verificación funcional. Esta fase implica la ejecución de pruebas de seguimiento (tracking) directamente dentro del servidor SlimeVR. El objetivo primordial de estas pruebas es validar la correcta comunicación y la precisión en la captura de datos cinemáticos proporcionados por cada sensor.

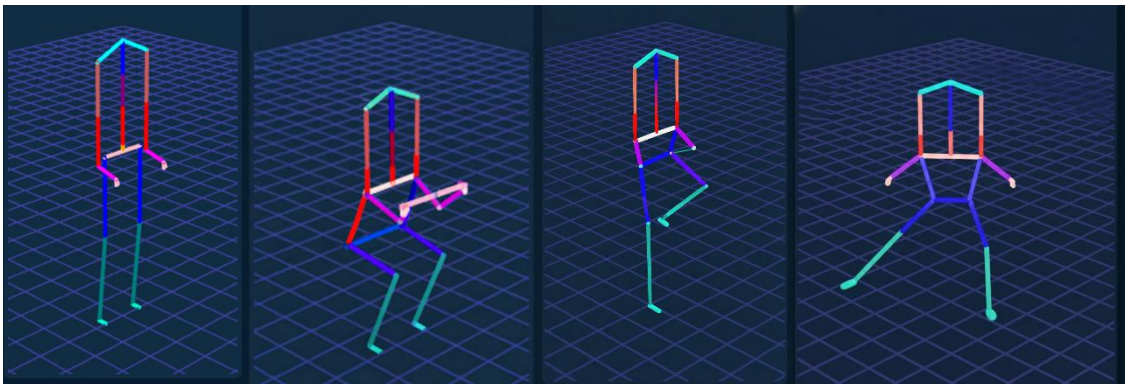


Figura 74. Pruebas de funcionalidad

Tras la validación exhaustiva de la asignación y operatividad de todos los sensores mediante las pruebas de seguimiento, la siguiente etapa consiste en la preparación del envío de datos. Para ello, es necesario acceder al módulo de configuración del servidor. Dentro de este módulo, se habilitará el protocolo OSC (Open Sound Control) para la comunicación externa y de forma crucial, se deberá especificar y seleccionar las categorías de sensores que participarán en la transferencia de datos a través de este mecanismo.



Figura 75. Router OSC

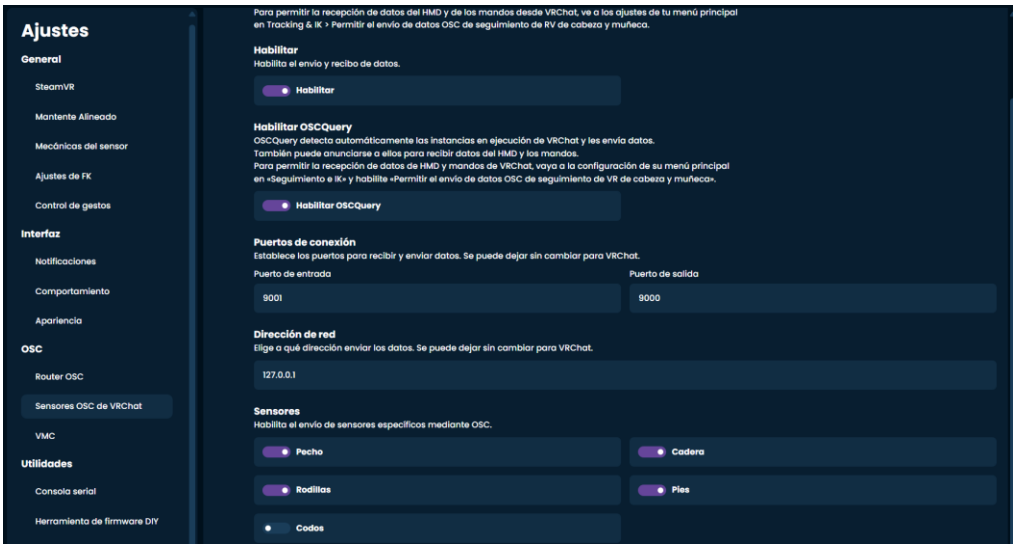


Figura 76. Ajustes del server

c. Uso de SteamVR

SteamVR es el componente de software clave que permite la integración de los trackers SlimeVR en el ecosistema de RV de las Meta Quest 3, actúa esencialmente como un puente de traducción y un gestor de coordenadas espaciales que unifica todos los dispositivos de seguimiento.

El proceso de seguimiento se desarrolla en tres etapas principales, donde SteamVR juega un rol central como intermediario:

- **Recepción y Traducción de Datos**

El sistema de seguimiento cinemático se sustenta en una cadena de comunicación donde SteamVR ejerce la función crucial de intermediario y gestor espacial. El proceso inicia con la adquisición de datos, donde los seis trackers construidos envían continuamente sus datos de orientación y rotación a través de la red Wi-Fi hacia el servidor SlimeVR instalado en el PC. Se produce la traducción del driver: el servidor SlimeVR emplea un controlador específico para SteamVR, el cual intercepta estos datos de seguimiento y los

convierte a un formato estandarizado que SteamVR puede procesar. De esta manera los tracker son reportado a SteamVR como un dispositivo de seguimiento independiente, simulando la funcionalidad de un tracker comercial. Finalmente, SteamVR asume la gestión de cuerpos rígidos, tratando estos seis puntos de datos como objetos virtuales tridimensionales que se mueven y rotan coherentemente dentro del entorno de RV.

- **Unificación del Espacio de Seguimiento**

La función primordial de SteamVR en el sistema de rastreo consiste en sincronizar y unificar los distintos sistemas de seguimiento. Para lograrlo, establece el origen común, tomando las coordenadas de seguimiento posicional proporcionadas por Meta Quest 3 para definir el centro del espacio virtual. Posteriormente, se produce la inyección de seguimiento, donde SteamVR integra los datos de los seis trackers SlimeVR dentro de este mismo marco espacial. La calibración T-Pose ejecutada por el usuario es un paso crítico, ya que proporciona a SteamVR la referencia precisa de la posición real de cada tracker en relación con el headset y los controladores, permitiendo que el software asigne cada dispositivo correctamente al modelo virtual, logrando así el seguimiento de cuerpo completo (*Full Body Tracking*).



Figura 77. Iniciando SteamVR

3.6 Pruebas de funcionamiento del sistema de captura de movimiento

La validación integral del Sistema Integrado de RV para la Recuperación Funcional post-Artroplastia de Cadera se ejecutó mediante una serie de pruebas funcionales y de rendimiento rigurosas. Este proceso se llevó a cabo utilizando las seis unidades de seguimiento inercial construidas y contó con la participación de cuatro sujetos de prueba con perfiles diversos. Los participantes realizaron los ejercicios terapéuticos previamente determinados en la tabla 23, enfocados en el fortalecimiento de la musculatura crítica necesaria tras una artroplastia, como la flexión y extensión de cadera. El objetivo principal de las pruebas fue verificar la precisión cinemática del sistema, el registro continuo del rango de movimiento (ROM), y la capacidad del entorno virtual para guiar la correcta ejecución de las repeticiones y la duración de la sesión, asegurando que el sistema sea viable y eficaz como herramienta de rehabilitación.

a. Ubicación de los 6 sensores

- Torso (T): Mide la inclinación lateral del tronco.
- Cadera (C): Mide la rotación/inclinación de la cadera / pelvis.
- Rodilla Derecha (RD): Mide la flexión/extensión de la rodilla derecha.
- Rodilla Izquierda (RI): Mide la flexión/extensión de la rodilla izquierda.
- Tobillo Derecho (TD): Mide la dorsiflexión/flexión plantar del tobillo derecho.
- Tobillo Izquierdo (TI): Mide la dorsiflexión/flexión plantar del tobillo izquierdo.

b. Proceso de muestreo

La tabla 30 muestra los ángulos pico para el único sujeto de referencia ejecutando los ejercicios post-artroplastia de cadera con técnica perfecta como se muestra en el Anexo J

para determinar los ángulos, para el cálculo del ROM (Rango de Movimiento) se utilizó la siguiente fórmula:

$$ROM = Ángulo\ Final\ Registrado - Ángulo\ Inicial\ (generalmente\ 0^o)$$

Tabla 30. ROM del sujeto de referencia

Sensor / Ejercicio	Abducción de Cadera	Estabilidad Monopodal	Sentadilla	Extensión de Cadera	Elevación de Rodilla	Subida a Escalón Bajo	Elevación de Cadera (Puente)
T	2°	1°	4°	5° Extensión	3°	2°	0°
C	1°	0°	10° Anteversión	3°	5° Rotación	3°	10° Extensión
RD	5° (Apoyo)	3° (Apoyo)	65°	0° (Libre)	90° (Libre)	80° (Apoyo)	70°
RI	0° (Libre)	45° (Libre)	65°	5° (Apoyo)	5° (Apoyo)	90° (Libre)	70°
TD	15° (Apoyo)	18° (Apoyo)	20°	0° (Libre)	10° (Libre)	15° (Apoyo)	15°
TI	0° (Libre)	10° (Libre)	20°	15° (Apoyo)	18° (Apoyo)	10° (Libre)	15°
ROM	Abducción Cadera Derecha: 45°	Flexión de cadera: 45°	Flexión Rodilla: 90° Flexión Cadera: 45°	Extensión Cadera: 15°	Flexión Cadera: 20°	Flexión Rodilla: 80° Flexión Cadera: 45°	Extensión Cadera: 10°(pico)



Figura 78. Sujeto de referencia

c. Sensores de Estabilidad Central (T y C)

Los sensores en el Torso (T) y la Cadera (C) miden la estabilidad de las referencias proximales. En el sujeto sano, los valores son mínimos:

- **Estabilidad Monopodal:** El ejercicio de mayor exigencia de control pélvico. Un valor de 0° en C y 1° en T indica que la musculatura (glúteo medio) es totalmente competente para evitar la caída pélvica y la inclinación lateral del tronco.

- **Movimientos de Flexión / Extensión (Sentadilla):** El sensor C registra el movimiento de la pelvis en el plano sagital. Los 10° de anteversión en la sentadilla y los 10° de extensión en el puente son el rango funcional y necesario de la pelvis para acompañar el movimiento. El torso se mantiene estable 4° o menos, evitando que el movimiento se convierta en una hiperextensión o flexión lumbar excesiva.

d. Sensores de Miembro Inferior (RD/RI y TD/TI)

La separación de los sensores permite diferenciar entre la pierna de apoyo (estabilizadora) y la pierna libre (móvil).

- **Abducción de Cadera:**

  Pierna de Apoyo (RI/TI): La rodilla izquierda (5°) y el tobillo izquierdo (15°) muestran estabilidad y preparación para la carga.

  Pierna Libre (RD/TD): Los valores están cerca de 0°, indicando que el movimiento es abductor en la cadera (45°) y no hay flexión de rodilla o tobillo en la pierna móvil.

- **Elevación de Rodilla:**

  Pierna Libre (RD/TD): La rodilla derecha alcanza su máxima flexión 90° para la elevación, con el tobillo en una posición neutra 10°.

  Pierna de Apoyo (RI/TI): La rodilla de apoyo 5° se mantiene casi extendida, lo que demuestra que el sujeto no utiliza la pierna de apoyo para generar el impulso.

La tabla 30 establece el patrón de referencia cinemático ideal, detallando el registro esperado de los seis sensores (T, C, RD, RI, TD, TI) para un sujeto de referencia que ejecuta los ejercicios post-artroplastia de cadera. Para evaluar la progresión real de la rehabilitación, se realizaron las pruebas funcionales según la metodología descrita, utilizando el sistema de captura de movimiento inercial. A continuación, se presentan los resultados angulares obtenidos de los cuatros sujetos de prueba, organizados por ejercicio.

Tabla 31. Abducción de Cadera

Sensor / Medida	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4
T	*3°*	7°	10°	8°
C	*1°*	3°	3°	2°
RD	*5°*	6°	10°	10°
RI	*0°*	2°	2°	0°
TD	*15°*	14°	13°	12°
TI	*0°*	0°	0°	0°
ROM	***33°***	**38°**	**36°**	**40°**

Los datos presentados en la Tabla 31 muestran los ROM y las mediciones segmentarias de la abducción de cadera para cuatro sujetos distintos. Se observa que el ROM oscila entre los 33° y 40°, siendo el Sujeto 4 quien presenta la mayor movilidad global. Al desglosar las mediciones por sensor, destaca la contribución del parámetro TD, que registra los valores individuales más altos (alcanzando hasta 15° en el Sujeto 1), mientras que otros indicadores como TI se mantienen nulos en todos los casos. En general, los resultados reflejan una variabilidad moderada, donde las diferencias en los componentes específicos de cada sensor determinan el alcance final del movimiento articular.

Tabla 32. Estabilidad Monopodal

Sensor / Medida	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4
T	*3°*	1°	1°	0°
C	*10°*	12°	12°	15°
RD	*1°*	0°	0°	0°
RI	*60°*	65°	63°	68°

TD	*0°*	0°	0°	0°
TI	*10°*	12°	15°	13°
ROM	***35°***	**40°**	**43°**	**45°**

Los resultados presentados en la Tabla 32 detallan el comportamiento biomecánico durante la prueba de estabilidad monopodal en cuatro sujetos de estudio. Se observa que el ROM global que incrementa progresivamente desde el Sujeto 1 (35°) hasta el Sujeto 4, quien registra la mayor variabilidad con 45°. Un hallazgo significativo en los datos es el predominio del parámetro RI, que muestra valores considerablemente altos en todos los individuos (60° y 68°), lo que sugiere una compensación o movimiento dominante en ese eje específico durante el mantenimiento del equilibrio. Por el contrario, los sensores RD y TD reportan una actividad mínima o nula, con valores de 0° en casi todos los sujetos, indicando una estabilidad casi total en esos planos de movimiento. En conjunto, la disparidad entre las medidas de RI y el resto de los sensores evidencia una estrategia de control postural heterogénea entre los participantes.

Tabla 33. Sentadilla

Sensor / Medida	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4
T	*60°*	85°	80°	90°
C	*65°*	75°	74°	80°
RD	*60°*	70°	76°	85°
RI	*60°*	71°	76°	85°
TD	*12°*	14°	13°	14°
TI	*12°*	14°	13°	14°
ROM	***60°***	**56.5°**	**58.5°**	**65°**

Los datos presentados en la Tabla 33 muestran el ROM y las mediciones articulares de cuatro sujetos durante la ejecución del ejercicio de sentadilla. Se observa una variabilidad notable en el ROM calculado, que oscila entre los 56.5° (Sujeto 2) y los 65° (Sujeto 4). Es relevante destacar que, aunque los sujetos 2, 3 y 4 presentan ángulos de tronco (T) y cadera (C) más elevados, el Sujeto 4 logra el mayor rango de movimiento efectivo, mientras que el Sujeto 1 destaca por mantener una simetría perfecta en las articulaciones bilaterales

(rodillas y tobillos), lo que sugiere una ejecución técnica más equilibrada a pesar de tener un ROM intermedio.

Tabla 34. Extensión de Cadera

Sensor / Medida	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4
T	*2°*	0°	1°	0°
C	*16°*	17°	17°	19°
RD	*1°*	0°	0°	0°
RI	*10°*	13°	12°	15°
TD	*0°*	0°	0°	0°
TI	*14°*	17°	17°	16°
ROM	***15°***	**17°**	**17°**	**16°**

Los datos de la Tabla 34 reflejan un ROM bastante homogéneo entre los sujetos, con valores que oscilan apenas entre 15° y 17°. Se observa que el movimiento está concentrado casi exclusivamente en la cadera (C), con una participación mínima o nula del tronco (T) y el tobillo derecho (TD), lo que sugiere una buena disociación articular durante el ejercicio. Sin embargo, existe una asimetría notable en las extremidades inferiores; mientras que la rodilla derecha (RD) permanece prácticamente estática, la rodilla izquierda (RI) y el tobillo izquierdo (TI) registran ángulos significativamente mayores en todos los sujetos, lo que podría indicar una compensación biomecánica o una diferencia en la colocación de los sensores durante la prueba.

Tabla 35. Subida de escalón, flexión de cadera

Sensor / Medida	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4
T	*8°*	5°	6°	5°
C	*33°*	36°	36°	38°
RD	*60°*	70°	68°	75°
RI	*0°*	2°	2°	5°
TD	*18°*	14°	14°	20°
TI	*8°*	6°	6°	5°
ROM	***35°***	**38°**	**38°**	**40°**

Los resultados de la Tabla 36, flexión de cadera muestran un ROM muy consistente entre los cuatro sujetos, con valores que varían levemente entre los 35° y 40°. El análisis biomecánico revela que el movimiento principal es soportado por la rodilla derecha (RD), la cual presenta los ángulos más elevados (entre 60° y 75°), indicando que esta es la pierna activa en la fase de ascenso. Por el contrario, se observa una participación mínima de la rodilla izquierda (RI), con valores cercanos a cero, lo que confirma una correcta ejecución unilateral del ejercicio donde la pierna de apoyo permanece extendida mientras la otra lidera la flexión.

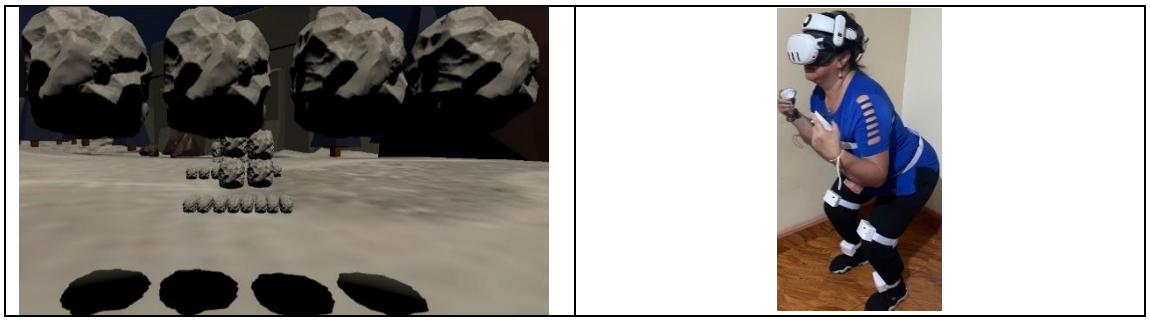
La recopilación de datos angulares de los seis sensores durante las pruebas es el mecanismo de validación del desempeño y la precisión de nuestro sistema integrado de hardware y software de RV como se muestra en el Anexo J. Al comparar las mediciones de los sujetos en rehabilitación (S1 a S3) con el patrón de referencia ideal (sujeto de referencia), se prueba la funcionalidad del sistema en dos niveles: Primero, se verifica la fiabilidad del hardware de captura de movimiento y de los algoritmos de procesamiento de señal, asegurando que los ángulos registrados son una representación precisa del movimiento corporal real. Segundo, se valida la efectividad del software de RV al demostrar que el feedback que proporciona está logrando su objetivo funcional: una reducción objetiva de las compensaciones (es decir, disminuyendo los ángulos de inclinación en los sensores T y C) y un incremento cuantificable en el ROM. En esencia, los datos angulares son el output de ingeniería que certifica que el sistema cumple su propósito de medir con precisión, corregir la técnica de movimiento y guiar la recuperación motriz de forma robusta.

3.7 Pruebas de validación

Tras concluir la fase inicial con los sujetos de prueba, se procedió a realizar un análisis comparativo de la evolución clínica de los usuarios mediante el uso de la plataforma de RV. Para sistematizar este estudio, se establecieron protocolos de ejercicios específicos, cuya ejecución técnica se describe a continuación. En las ilustraciones adjuntas, se detalla

la interfaz gráfica y la interacción del paciente con los diversos obstáculos virtuales durante la sesión terapéutica. Estas capturas permiten observar al usuario operando en tiempo real dentro del entorno virtual diseñado exclusivamente para su rehabilitación funcional.

Tabla 36. Sentadilla



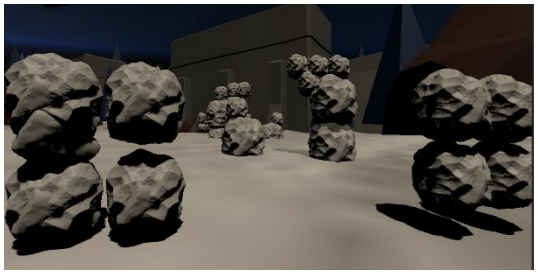
El ejercicio ejecutado corresponde a una sentadilla funcional, la cual es detectada por los sensores inerciales colocados en las extremidades inferiores y el tronco del paciente. El objetivo terapéutico de esta actividad es que el usuario realice una flexión de rodilla y cadera controlada para esquivar los obstáculos (representados como asteroides) que aparecen de forma dinámica en la parte superior de la pantalla. Este sistema de biofeedback visual obliga al paciente a ajustar su postura y rango de movimiento de manera constante, permitiendo trabajar la fuerza muscular y el equilibrio mientras se sumerge en una experiencia lúdica y motivadora.

Tabla 37. Subida de escalón



Se puede observar al usuario realizando el ejercicio terapéutico de subida de escalón. Esta actividad está diseñada para fortalecer la musculatura de los miembros inferiores y mejorar la coordinación mediante el uso de estímulos visuales dinámicos. En la interfaz de la pantalla, el sistema genera una serie de objetivos u obstáculos que se desplazan por la parte inferior del escenario. Para pasar este objetivo de manera exitosa, el paciente debe ejecutar el movimiento de ascenso sobre un escalón. Los sensores inerciales situados en los tobillos, rodillas y cintura registran el ángulo de flexión y la estabilidad del movimiento, proporcionando una retroalimentación inmediata que garantiza que el ejercicio se realice con la técnica adecuada para optimizar su evolución.

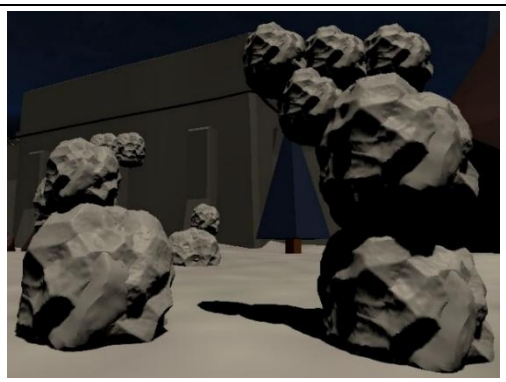
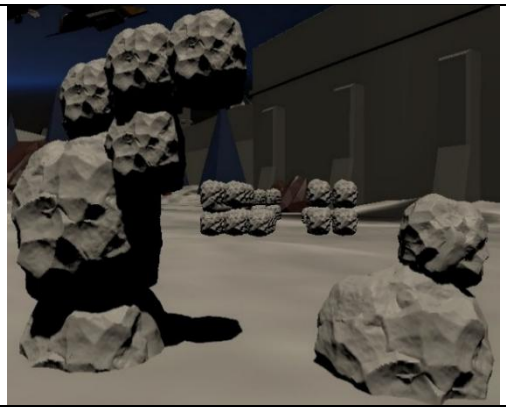
Tabla 38. Paso lateral

<table>
<tr>
<td></td>
<td></td>
</tr>
<tr>
<td></td>
<td></td>
</tr>
</table>

En esta fase de la terapia, se observa al paciente interactuando con la aplicación mediante el ejercicio de paso lateral, diseñado para mejorar el equilibrio dinámico y la respuesta motora ante estímulos visuales. El sistema presenta objetivos que se desplazan desde la parte frontal de la pantalla, obligando al usuario a realizar desplazamientos laterales precisos para esquivarlos. La dinámica del ejercicio sigue una estructura de retorno a la base: para superar con éxito la secuencia, si el paciente realiza un paso lateral derecho para esquivar el primer obstáculo, debe ejecutar inmediatamente un paso lateral izquierdo

para regresar a la posición inicial y quedar habilitado para el siguiente reto. De igual manera, el sistema funciona de forma inversa, requiriendo un paso lateral izquierdo seguido de uno derecho para completar el ciclo de movimiento. Este patrón de "ida y vuelta" asegura que se trabaje de manera simétrica la musculatura abductora de la cadera y la estabilidad pélvica, mientras los sensores registran el rango de movimiento y la velocidad de reacción del usuario.

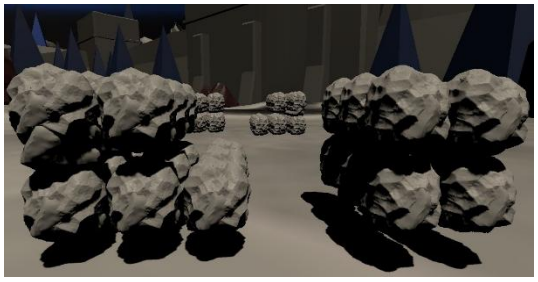
Tabla 39. Flexión lateral de tronco

En la secuencia de imágenes presentada, se observa al paciente ejecutando el ejercicio de flexión lateral de tronco. Esta actividad está diseñada para mejorar la flexibilidad de la columna vertebral y el control neuromuscular mediante estímulos visuales directos. El sistema de biofeedback visual despliega objetivos que aparecen desde la parte frontal de la pantalla. Para aprobar estos obstáculos, el paciente debe realizar una inclinación lateral controlada; la dinámica exige que el usuario incline su cuerpo primero hacia la izquierda para superar el obstáculo inicial y, de manera inmediata, incline el tronco hacia la derecha

para pasar al siguiente objetivo. Este patrón alternado asegura una movilización simétrica del torso, mientras los sensores inerciales registran el ángulo de inclinación y la estabilidad del paciente durante toda la sesión.

Tabla 40. Estabilidad monopodal

En la secuencia de imágenes se observa al paciente ejecutando el ejercicio de estabilidad monopodal, esta actividad tiene como objetivo principal fortalecer el equilibrio estático y dinámico. El ejercicio consiste en aprobar una serie de objetivos que se aproximan desde la parte frontal de la pantalla. Para superar el primer obstáculo, el paciente debe mantener el equilibrio sobre su pierna derecha mientras extiende la rodilla izquierda hacia atrás. Una vez aprobado este objetivo, la secuencia requiere que el usuario alterne el apoyo para realizar la misma extensión con la rodilla derecha, finalizando así la serie de objetivos. Durante toda la ejecución, los sensores inerciales monitorizan la estabilidad de la pelvis y el tronco, permitiendo registrar cualquier movimiento compensatorio para asegurar que el esfuerzo se localice correctamente en la articulación de la cadera y la rodilla.

Una vez finalizada la interacción de los sujetos con la aplicación de RV, se procedió a la extracción y procesamiento de los datos correspondientes al rango de movimiento angular

registrado en cada una de las actividades terapéuticas. Con el objetivo de evaluar el impacto de la herramienta, se realizó un análisis comparativo longitudinal en tres etapas clave:

- **Pre-test:** Consistió en la toma de datos inicial del rango de movimiento antes de que los sujetos tuvieran contacto con el sistema de RV. Esta medición establece el punto de partida funcional de cada paciente.
- **Post-test:** Evaluación realizada el mismo día, considerando el desempeño del usuario mientras interactuaba con las gafas de RV y la aplicación.
- **Post intervención:** Se llevó a cabo una toma de datos definitiva tras dos semanas de uso programado del sistema de rehabilitación virtual.

Al contrastar los valores obtenidos en estos tres tiempos, se determinó una mejoría significativa en la movilidad de los usuarios. Estos resultados validan que la integración del entorno gamificado y el biofeedback en tiempo real no solo facilitan la ejecución del ejercicio, sino que promueven un incremento progresivo en la capacidad funcional y el control motor de los participantes. Los siguientes análisis presentan los valores obtenidos en las pruebas de rango de movimiento articular de la cadera, comparando a los tres sujetos sanos (Sujetos 2, 3 y 4) que se utilizaron para este estudio.

Tabla 41. Flexión de cadera

	DERECHA			**IZQUIERDA**		
FLEXIÓN DE CADERA	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**
Sujeto 2	100°	101°	103	102°	105°	108°
Sujeto 3	105°	103°	110°	104°	105°	110°
Sujeto 4	98°	100°	105°	98°	100°	105°
Promedio	**101°**	**101.33°**	**106°**	**101.33°**	**103.33°**	**107.67°**

La Tabla 41 muestra una evolución positiva en los rangos de movilidad de la flexión de cadera tras la aplicación del programa de ejercicios. En la pierna derecha, el promedio inicial de 101° ascendió progresivamente hasta alcanzar los 106° en la etapa post-intervención. De manera similar, en la pierna izquierda se observó una mejora aún más pronunciada, partiendo de un promedio de 101.33° en el pre-test y culminando con

107.67° al finalizar el proceso. Estos incrementos constantes en todos los sujetos evaluados demuestran la efectividad de la intervención para aumentar la amplitud articular de forma bilateral.

Tabla 42. Extensión de cadera

	DERECHA			IZQUIERDA		
EXTENSIÓN DE CADERA	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**
Sujeto 2	26°	27°	29°	28°	28°	30°
Sujeto 3	25°	25°	25°	25°	25°	27°
Sujeto 4	28°	27°	29°	28°	30°	32°
Promedio	**26.33°**	**26.33°**	**27.67°**	**27°**	**27.67°**	**29.67°**

La Tabla 42, correspondiente a la extensión de cadera, muestra una evolución favorable en los rangos de movilidad articular tras el periodo de intervención. En la pierna derecha, el promedio de los sujetos aumentó de 26.33° a 27.67°, mientras que en la pierna izquierda se observó un incremento mayor, pasando de un promedio inicial de 27° a 29.67°. Estos datos reflejan una mejora bilateral constante, destacando que todos los sujetos evaluados lograron incrementar sus grados de extensión al finalizar el programa.

Tabla 43. Abducción de cadera

	DERECHA			IZQUIERDA		
ABDUCCIÓN DE CADERA	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**
Sujeto 2	38°	39°	42°	37°	37°	38°
Sujeto 3	40°	42°	44°	39°	39°	41°
Sujeto 4	36°	38°	40°	35°	36°	38°
Promedio	**38°**	**39.67°**	**42°**	**37°**	**37.33°**	**39°**

La Tabla 43, que detalla los rangos de abducción de cadera, evidencia una mejora progresiva en la movilidad lateral de los tres sujetos tras la intervención. En la pierna derecha, el promedio general aumentó de 38° en el pre-test a 42° en la fase post-intervención. Por su parte, la pierna izquierda también mostró un incremento positivo, elevando su promedio inicial de 37° hasta alcanzar los 39° al finalizar el programa. Estos resultados confirman una ganancia de amplitud articular bilateral, destacando que todos

los participantes lograron mejorar sus medidas individuales en comparación con sus valores iniciales.

Tabla 44. Flexión de rodilla

	DERECHA			IZQUIERDA		
FLEXIÓN DE RODILLA	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**
Sujeto 2	125°	125°	129°	125°	129°	130°
Sujeto 3	130°	131°	132°	131°	131°	131°
Sujeto 4	120°	125°	128°	125°	127°	130°
Promedio	**125°**	**127°**	**129.67°**	**127°**	**129°**	**130.33°**

Los resultados del ejercicio flexión de rodilla muestra una evolución positiva y constante en el rango de movimiento de todos los sujetos tras la intervención. En la pierna derecha, el promedio de flexibilidad aumentó de 125° en el pre-test a 129.67° en la fase post-intervención. Por otro lado, la pierna izquierda también evidenció una mejora significativa, partiendo de un promedio inicial de 127° y culminando con 130.33°. Estos resultados indican que el programa aplicado fue efectivo para incrementar la capacidad de flexión de la articulación de la rodilla de manera bilateral en el grupo de estudio.

Tabla 45. Extensión de rodilla

	DERECHA			IZQUIERDA		
EXTENSIÓN DE RODILLA	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**
Sujeto 2	2°	1°	1°	2°	1°	1°
Sujeto 3	2°	2°	1°	2°	2°	1°
Sujeto 4	2°	1°	1°	2°	1°	1°
Promedio	**2°**	**1.33°**	**1°**	**2°**	**1.33°**	**1°**

En el ejercicio de extensión de rodilla, los resultados muestran una evolución positiva en la alineación articular de los sujetos evaluados. Al inicio del estudio, ambos miembros (derecho e izquierdo) presentaban un promedio de 2° en el pre-test. Tras la intervención, se observó una reducción progresiva de estos valores, alcanzando un promedio final de 1° en ambas piernas. Esta disminución en los grados indica una mejora en la capacidad de extensión completa de la rodilla, demostrando que el programa de ejercicios fue efectivo para normalizar el rango de movimiento de forma simétrica en todos los participantes.

Tabla 46. Flexión dorsal (tobillo)

	DERECHA			IZQUIERDA		
FLEXIÓN DORSAL	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**
Sujeto 2	17°	18°	18°	18°	18°	18°
Sujeto 3	14°	15°	15°	15°	15°	16°
Sujeto 4	16°	16°	17°	17°	17°	17°
Promedio	**15.67°**	**16.33°**	**16.67°**	**16.67°**	**16.67°**	**17°**

La Tabla 46 detalla los cambios logrados en la flexión dorsal del tobillo, mostrando una progresión favorable en la movilidad de los tres individuos evaluados. En el miembro inferior derecho, el promedio de amplitud creció de 15.67° a 16.67°, mientras que en el lado izquierdo se alcanzó un promedio final de 17° partiendo de una base inicial de 16.67°. Estos registros confirman que el tratamiento aplicado permitió optimizar el rango de movimiento articular de manera bilateral y constante en todo el grupo.

Tabla 47. Flexión plantar

	DERECHA			IZQUIERDA		
FLEXIÓN PLANTAR	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**
Sujeto 2	45°	45°	47°	44°	45°	47°
Sujeto 3	39°	40°	41°	38°	38°	39°
Sujeto 4	38°	41°	41°	39°	40°	41°
Promedio	**40.67°**	**42°**	**43°**	**40.33°**	**41°**	**42.33°**

Los datos registrados en la Tabla 47 reflejan un incremento paulatino en la capacidad de flexión plantar del tobillo tras completar el esquema de trabajo. En el pie derecho, la media de movilidad ascendió de 40.67° a 43°, mientras que el pie izquierdo mostró una progresión similar, elevando su promedio desde los 40.33° iniciales hasta situarse en 42.33° al concluir la etapa de intervención. Esta tendencia al alza en los tres participantes confirma que la metodología empleada fue eficaz para ampliar el rango de movimiento articular en este plano específico de manera equilibrada en ambos miembros.

Una vez establecidos los parámetros de referencia en el grupo de control, se procede a la exposición y análisis de los resultados obtenidos del Sujeto 1. Este participante, designado como el caso de estudio principal por presentar una condición de post-artroplastia de

cadera, ha sido evaluado bajo los mismos criterios de movilidad articular tras su integración en la fase de rehabilitación funcional avanzada. A continuación, se detallan las métricas recolectadas que permiten identificar su estado actual y el impacto de la intervención en su proceso de recuperación física.

Tabla 48. Sujeto en fase de rehabilitación funcional avanzada

SUJETO 1	DERECHA			IZQUIERDA		
EJERCICIO	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**	**Pre - test**	**Post - test**	**Post intervención**
Flexión de cadera	*95°*	*95°*	*97°*	*105°*	*105°*	*107°*
Extensión de cadera	*18°*	*20°*	*21°*	*16°*	*20°*	*21°*
Abducción de cadera	*33°*	*33°*	*35°*	*34°*	*33°*	*24°*
Flexión de rodilla	*115°*	*115°*	*117°*	*117°*	*117°*	*118°*
Extensión de rodilla	*3°*	*2°*	*1°*	*3°*	*2°*	*1°*
Flexión dorsal (tobillo)	*15°*	*15°*	*16°*	*15°*	*15°*	*16°*
Flexión plantar	*38°*	*40°*	*40°*	*39°*	*40°*	*40°*

Tras haber cuantificado y analizado los rangos de movilidad articular en los tres sujetos sanos, los cuales sirven como grupo de referencia, se procederá a realizar un análisis comparativo con el Sujeto 1. El objetivo de este contraste es evaluar el nivel de recuperación del paciente frente a los parámetros de normalidad obtenidos, determinando así la efectividad de los ejercicios de caminata lateral, subida de escalón, estabilidad monopodal y sentadillas en su proceso de reintegro funcional.

Tabla 49. Tabla comparativa de los rangos de movimiento

Articulación / Movimiento	Miembro	Sujeto 1 (Post Int.)	Promedio pacientes sanos (Post Int.)	Diferencia Final
Flexión de cadera	Derecha	97°	106°	−9°
	Izquierda	107°	107.67°	−0.67°
Extensión de cadera	Derecha	21°	27.67°	−6.67°
	Izquierda	21°	29.67°	−8.67°
Abducción de cadera	Derecha	35°	42°	−7°
	Izquierda	24°	39°	−15°
Flexión de rodilla	Derecha	117°	129.67°	−12.67°
	Izquierda	118°	130.33°	−12.33°

Extensión de rodilla	Derecha	1°	1°	0° (Normal)
	Izquierda	1°	1°	0° (Normal)
Flexión dorsal (Tobillo)	Derecha	16°	16.67°	−0.67°
	Izquierda	16°	17°	−1°
Flexión plantar	Derecha	40°	43°	−3°
	Izquierda	40°	42.33°	−2.33°

El análisis comparativo de los rangos de movilidad articular entre el Sujeto 1 y el promedio del grupo de control permite evaluar el éxito de la intervención en la fase de rehabilitación funcional avanzada. Los resultados finales demuestran que el Sujeto 1 ha logrado una recuperación notable en la extensión de rodilla, igualando el valor de 1° observado en los sujetos sanos. Así mismo, se identifica una respuesta terapéutica altamente efectiva en la flexión de cadera izquierda 107° frente a °107.67° y en la flexión dorsal del tobillo (16° frente a 17°), donde la brecha respecto a la normalidad es mínima. No obstante, persisten diferencias significativas en la abducción de cadera izquierda y la flexión de rodilla bilateral, áreas que, a pesar de mostrar una progresión positiva desde el pre-test, requieren un enfoque continuo para alcanzar los estándares de movilidad del grupo de referencia.

3.8 Análisis y discusión de los resultados

El desarrollo del Sistema Integrado de Rehabilitación para pacientes post-artroplastia de cadera avanzó mediante una secuencia ordenada de actividades técnicas, clínicas y experimentales que permitieron validar su funcionalidad y viabilidad en un entorno controlado. En primera instancia, el levantamiento de información técnica y clínica permitió identificar los ejercicios terapéuticos postquirúrgicos más utilizados, así como los rangos de movimiento y parámetros funcionales relevantes para su recuperación. Esta fase fue esencial para definir los requisitos biomecánicos y tecnológicos del sistema.

Posteriormente, se procedió al modelado de escenas tridimensionales dentro de un entorno gráfico multiplataforma, diseñando espacios virtuales motivadores y acordes con las necesidades terapéuticas. Este entorno fue complementado con rutinas interactivas programadas en Unity, las cuales permiten guiar el movimiento del paciente mediante

retroalimentación visual en tiempo real. La incorporación de elementos multimedia ha logrado que la rehabilitación deje de ser un proceso estático para convertirse en una experiencia inmersiva y atractiva. Como señalan Tang (2024), esta evolución hacia la RV ofrece resultados superiores a la terapia convencional, especialmente al potenciar el aprendizaje motor y la capacidad de anticipación del paciente durante el tratamiento.

En paralelo, se ejecutó un proceso exhaustivo de selección de sensores biométricos, optando por el MPU6050 debido a su equilibrio entre precisión, estabilidad y bajo costo, características esenciales para un sistema de rehabilitación accesible y confiable. Con base en esta elección, se diseñó y fabricó un módulo de hardware compacto y portátil, utilizando un microcontrolador ESP32 C3 super mini y una PCB personalizada que integra alimentación, gestión energética y comunicación inalámbrica. Este módulo funciona como puente entre el movimiento real del paciente y su representación en el entorno virtual, garantizando la transmisión continua de los datos cinematográficos. Esto se realizó con el fin de garantizar los datos proporcionados al profesional de la salud, para que los mismos sean rápidos y así poder visualizar su progreso, esto comprobamos en la mejora del ROM articular en cada uno de los movimientos.

Después de completar la etapa de adquisición y transmisión, se programó el software de envío de datos en tiempo real, asegurando la correcta comunicación entre los sensores y el motor de simulación mediante el protocolo implementado en SlimeVR. Una vez finalizada esta etapa, se realizaron pruebas funcionales controladas para verificar la precisión, estabilidad y confiabilidad de la transmisión. Los resultados demostraron que los datos se registran y representan en el entorno virtual sin latencias significativas, lo que valida el desempeño del sistema durante ejercicios terapéuticos.

Al concluir con las etapas se efectuó el análisis de los datos obtenidos en las pruebas piloto, comprobando que el sistema permite evaluar rangos de movimiento, registrar variaciones posturales y monitorear la ejecución de los ejercicios con un nivel adecuado de exactitud. La documentación detallada de cada una de las fases permitió consolidar la

trazabilidad del proyecto y evidenciar que la integración entre RV, sensorización inercial y comunicación inalámbrica cumple con los objetivos planteados. Con ello, se valida que el sistema propuesto constituye una alternativa funcional y tecnológicamente viable para complementar los procesos de rehabilitación física post-artroplastia de cadera en etapa de rehabilitación funcional avanzada, potenciando la motivación del paciente y facilitando una evaluación objetiva de su progreso.

La validación de los datos clínicos inició con una prueba de sonorización aplicada al sujeto de referencia. Tras completar el programa, se efectuaron evaluaciones controladas (pre-test, post-test y post-intervención) mediante sensores, con la colaboración de un fisioterapeuta y la participación de tres sujetos sanos y uno con post-artroplastia de cadera. Los resultados evidenciaron una mejora progresiva en el ROM articular, subrayando la relevancia de este sistema de RV en entornos clínicos. Cabe recalcar que para obtener mayores datos sobre efectividad clínica se requiere aplicar a una población más amplia con esta patología, por lo que se considera adecuada la selección de la población para dar inicio con un sistema piloto.

CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Durante el proyecto "Sistema Integrado de Realidad Virtual para la Rehabilitación Funcional Post-Artroplastia de Cadera", se aplicaron tecnologías de última generación orientadas a la simulación de entornos terapéuticos interactivos con fines de apoyo a la rehabilitación física. El trabajo implicó un proceso integral que abarcó desde la investigación de los requerimientos fisioterapéuticos hasta el desarrollo de un prototipo funcional que permite a los pacientes realizar ejercicios de movilidad controlada mediante un entorno virtual inmersivo.

A lo largo de las diferentes etapas del proyecto —análisis, diseño, desarrollo— se logró comprobar la factibilidad técnica y práctica de integrar hardware de medición de movimiento con software especializado en visualización 3D, demostrando que las herramientas de RV pueden ser una alternativa eficiente y complementaria a la fisioterapia tradicional. El sistema desarrollado permite no solo recrear los movimientos requeridos en la fase de rehabilitación funcional avanzada postoperatoria, sino también proporcionar retroalimentación en tiempo real sobre la ejecución de los ejercicios.

Este trabajo se enmarca en la tendencia actual de tecnologías aplicadas a la salud, que busca mejorar la calidad de vida de los pacientes mediante la innovación digital. La investigación evidenció que la aplicación de RV en procesos de rehabilitación contribuye a la recuperación terapéutica y al incremento de la motivación. En base a los resultados obtenidos como también al cumplimiento de los objetivos planteados, se establecen las siguientes conclusiones y recomendaciones:

4.1 Conclusiones

- Se desarrolló exitosamente un sistema que integra varios componentes de ingeniería logrando unificar el hardware para la adquisición de datos, software para la interpretación y procesamiento de los mismos junto con el entorno virtual interactivo

para la rehabilitación funcional post-artroplastia de cadera. Esta integración no solo permite la ejecución de ejercicios terapéuticos, sino también el monitoreo activo del progreso del paciente, superando las limitaciones de los métodos tradicionales de rehabilitación.

- El diseño del entorno de realidad virtual en Unity 3D facilitó la creación de un sistema gamificado con dos escenas principales (Lobby y Juego interactivo) que incentivaron la participación activa del usuario. El entorno permitió la ejecución de ejercicios específicos como sentadillas, abducción de cadera y estabilidad monopodal, integrando estímulos visuales y retroalimentación inmediata para asegurar la correcta realización de los movimientos. El uso de Unity como motor gráfico y plataforma de desarrollo 3D resultó ser una opción óptima para el desarrollo de este proyecto, ya que proporciona un entorno gratuito y robusto con acceso a una amplia gama de recursos virtuales que facilitan el diseño y la implementación de aplicaciones además de una gran comunidad con el conocimiento del uso de la misma. El sistema se estructuró en dos escenas virtuales principales para mejorar la adaptación y la interacción del usuario con el entorno virtual. La primera escena (Lobby) se diseñó para familiarizar a los usuarios con el entorno virtual mediante menús interactivos que permiten la configuración de parámetros de ambientación de la aplicación, lo que facilita la orientación espacial y la adaptación antes de la terapia. La segunda escena (Juego Interactivo) se desarrolló para motivar y guiar a los usuarios en la realización de movimientos específicos de rehabilitación funcional avanzada mediante un mecanismo gamificado de evitación de obstáculos, promoviendo la ejecución de los ejercicios seleccionados en el documento.

- Se realizó un sistema de adquisición de datos funcional mediante el uso de seis unidades de seguimiento basadas en el microcontrolador ESP32 C3 Super Mini y sensores inerciales MPU6050, además se implementó un módulo de carga TP4056 Type-C para lograr la autonomía del prototipo. La disposición del hardware, protegida por carcasas impresas en 3D, demostró ser compacta y eficiente para capturar rangos

de movimiento con precisión, transmitiendo la información de forma inalámbrica hacia el servidor SlimeVR para su procesamiento dentro del entorno virtual. Se construyó un prototipo estable con baja latencia y autonomía de hasta 9 horas permitiendo que los dispositivos sean usados incluso en largas sesiones terapéuticas.

- La validación del sistema en un entorno controlado confirmó una mejoría en la movilidad de los sujetos tras un periodo de intervención de dos semanas. En particular, el paciente con post-artroplastia de cadera en fase de rehabilitación funcional avanzada mostró un incremento en los ángulos de flexión y extensión de cadera (alcanzando 97° y 21° respectivamente), validando la efectividad del sistema como una herramienta de apoyo terapéutico capaz de cuantificar y potenciar la recuperación funcional.

4.2 Recomendaciones

- Se recomienda instalar el sistema en un entorno controlado con una infraestructura de red privada, preferiblemente dedicada. Dado que el servidor SlimeVR opera localmente y requiere comunicación en tiempo real con seis dispositivos simultáneamente, es esencial contar con un ancho de banda suficiente y estable para garantizar una transmisión precisa de datos. Una red dedicada minimiza la latencia, la pérdida de paquetes y los errores de sincronización, que de otro modo podrían comprometer la precisión de la captura de movimiento y afectar la fiabilidad de los datos de rehabilitación. Esta configuración garantiza un rendimiento óptimo del sistema.

- Se recomienda implementar el sistema en instituciones médicas y centros de fisioterapia para validar su desempeño en entornos clínicos con una población de pacientes más extensa con el padecimiento. Esto permitiría recopilar datos adicionales que fortalezcan la evidencia sobre la efectividad del sistema integrado en la recuperación funcional a largo plazo.

- Se sugiere expandir la biblioteca de ejercicios y escenarios dentro de Unity 3D, incorporando niveles de dificultad ajustables y nuevos elementos de gamificación que mantengan el interés del usuario durante periodos prolongados. Además, sería beneficioso integrar una interfaz de gestión para que el fisioterapeuta pueda personalizar las rutinas según la evolución específica de cada paciente directamente desde el entorno virtual.

- Se sugiere desarrollar módulos adicionales que permitan al fisioterapeuta monitorear de manera remota los avances del paciente mediante gráficos, reportes automáticos y alertas de progreso. La implementación de técnicas de análisis de datos e inteligencia artificial podría ayudar a predecir la evolución funcional y ajustar los programas de rehabilitación funcional avanzada de manera proactiva

- Se recomienda realizar un estudio longitudinal que compare formalmente un grupo de control (fisioterapia tradicional) frente a un grupo experimental (uso del sistema de RV) para cuantificar con mayor rigor científico la reducción en los tiempos de recuperación. Igualmente, se aconseja integrar un módulo de telemetría que permita el seguimiento remoto desde el hogar, facilitando la telerehabilitación y el acceso a pacientes en zonas rurales de la provincia.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Organización Mundial de la Salud, «Osteoartritis: Información general.,» World Health Organization, 14 julio 2023. [En línea]. Available: https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/osteoarthritis. [Último acceso: 05 mayo 2025].

[2] K. Konnyu, D. Pinto, W. Cao, R. Aaron, O. Panagiotou, M. Bhuma, G. Adam, E. Balk y L. Thoma, «Rehabilitation for Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review,» *Journal of Orthopaedic Surgery,* vol. 30, nº 2, pp. 120-130, 2023.

[3] Ministerio de Salud Pública, «Informe sobre el aumento de enfermedades musculoesqueléticas en Ecuador.,» MSP, 2023. [En línea]. [Último acceso: 05 mayo 2025].

[4] R. Patel, S. Gupta, A. Sharma y P. Singh, «Validation of Immersive Rehabilitation Systems for Hip Surgery Patients,» *Computers in Biology and Medicine,* vol. 154, p. 106654, 2023.

[5] S. Abbas y S. Dewis, «El impacto de la realidad virtual en la atención médica: mejora de la atención, la educación y la rehabilitación del paciente,» *ResearchGate,* junio 2023.

[6] V. Pandrangi, A. Araujo, M. Buncke y Olson B., «Postoperative Implementation of Virtual Reality and Wearable Devices: Opportunities and Challenges,» *The Laryngoscope,* vol. 135, nº 1, 2025.

[7] M. Vargas y L. Pérez, «Rehabilitación postoperatoria en artroplastia total de cadera,» *Revista Médica Andina,* vol. 29, nº 1, pp. 112-120, 2024.

[8] A. Guerrero, O. Vivas y J. Sabater, «Sistema de rehabilitación de motricidad fina de miembro superior utilizando juegos serios.,» *Ingeniería y Desarrollo,* vol. 41, nº 1, pp. 30-48, 2023.

[9] J. Solís, J. Carbajal, M. Martinez, E. De la Cruz y J. Ramirez, «Integración de Realidad Virtual y Arduino en la Rehabilitación Física de Miembros Inferiores.,» *Ciencia Latina* , vol. 8, nº 1, p. 6376–6390, 2024.

[10] M. Lira y M. Padilla, «Puesta en marcha de un sistema de sensores inerciales para la evaluación de movilidad de las extremidades humanas.,» *Universidad Nacional Autónoma de México,* 2024.

[11] A. Parra y M. Bayas, «Diseño de una plataforma informática para la monitorización de parámetros biomédicos.,» *Universidad Estatal Península de Santa Elena,* 2024.

[12] R. Calle y R. Campoverde, «Diseño y desarrollo de un videojuego en realidad virtual: rigging y animación de personajes y objetos.,» *Universidad Politécnica Salesiana,* 2025.

[13] M. Frías y A. Toledano, «Determinants of quality of life and well-being in cognitively unimpaired older adults: a systematic review,» *National Library of Medicine,* vol. 10, 2022.

[14] A. Korkutata, M. Korkutata y M. Lázaro, «El impacto del ejercicio en el sueño y los trastornos del sueño.,» *Biol Timing Sleep,* vol. 2, nº 1, 2025.

[15] J. Pawson, J. Fletcher, R. Alwood, C. Hilton, J. Lloyd, J. Brien y K. Collins, «Técnicas de rehabilitación para adultos sometidos a tratamiento de fijación externa para la reconstrucción de miembros inferiores: una revisión sistemática,» *National Library of Medicine,* vol. 19, nº 1, pp. 45-55, 2024.

[16] W. Lingyun, L. Xiaoyan, H. Lijiangshan y S. Qiuhua, «Efectos de la rehabilitación asistida por tecnología para pacientes con artroplastia de cadera: un metanálisis,» *Medicine (Baltimore),* vol. 102, nº 11, p. e3291, 2023.

[17] AAOS, «Hip replacement surgery,» OrthoInfo, 2024. [En línea]. Available: https://www.mayoclinic.org/es/tests-procedures/hip-replacement/about/pac-20385042. [Último acceso: 20 mayo 2025].

[18] P. Kaiser, «Aprenda sobre la artroplastia total de cadera,» *Kaiser Permanente,* 2024.

[19] M. García, A. Navarro y G. Sanchez, «Ejercicios para pacientes intervenidos de prótesis total de cadera,» *Sociedad Valenciana de Medicina Física y Rehabilitación,* pp. 1-11, 2021.

[20] J. Barberán, B. Conza, J. López y D. Ordóñez, «La realidad virtual como herramienta en actividades lúdicas para personas con discapacidades físicas: La realidad virtual como herramienta en actividades lúdicas para personas con discapacidad física.,» *Revista Científica Multidisciplinar G-Nerando,* vol. 6, nº 1, pp. 24-53, 2025.

[21] L. Yuzhe, S. Qifang, Y. Jing y R. Li, «Explorando el impacto de la telemedicina en pacientes crónicos de diversos contextos socioeconómicos: revisión sistemática de estudios cualitativos,» *Frente Salud Pública,* vol. 12, 2024.

[22] G. Riva y L. Gamberini, «Realidad virtual en telemedicina,» *National Library of Medicine,* vol. 6, nº 3, 2024.

[23] L. Stanica, S. Hainagiu, A. Milicu, M. Dascalu y G. Portelli, «Eficacia de los sistemas multiterapéuticos basados en realidad virtual para la rehabilitación fisio-psicológica: un estudio clínico,» *Appl. Sci.,* vol. 14, nº 19, p. 9093, 2024.

[24] K. Bakar, S. Ozen, L. Gokce y D. Tarakci, «El efecto de las aplicaciones de realidad virtual en los resultados del tratamiento de rehabilitación de las extremidades inferiores: una revisión sistemática,» *Avances en Rehabilitación,* vol. 38, nº 3, pp. 43-57, 2024.

[25] A. Honfi, L. Acosta y K. Lescano, «Protocolos de rehabilitación para pacientes con artroplastia total de cadera, Corrientes-Argentina y Araranguá-Brasil en los años 2022 al 2024.,» *Revista de Investigación Científica y Tecnológica,* vol. 8, nº 2, pp. 183-193, 2024.

[26] DB Schenker, «Enterprise Lab for Logistics and Digitalization,» [En línea]. Available: https://www.dbschenker.com/be-en/insights/innovation-digitalization/enterprise-lab-for-logistics-and-digitalization. [Último acceso: 30 mayo 2025].

[27] V. Chheang, R. Lokesh, A. Chaudhari, Q. Wang, L. Baron, B. Kiafar, S. Doshi, E. Thostenson, J. Cashaback y R. Barmaki, «Immersive Virtual Reality and Robotics for Upper Extremity Rehabilitation,» *Cornell University,* 2023.

[28] A. Juantorena, «Estudio de la degradación de las baterías de ion-litio (LIB),» *Recolecta,* vol. 1, nº 1, 2023.

[29] S. Matango y E. Ávalo, «Diseño e implementación de un sistema bifrecuencial basado en láseres de baja potencia,» *esis de Grado, Dept. de Ingeniería Electrónica y Control, Esc. Politéc. Nacional,* 2020.

[30] G. Chenyu, L. Weicong, H. Xinyi, Z. Lei y Z. Mingming, «Sistema de captura de movimiento basado en IMU para aplicaciones de rehabilitación: revisión sistemática.,» *Inteligencia biomimética y robótica,* vol. 3, Junio 2023.

[31] I. Lopez y A. Muñoz, «Sensores inerciales portátiles para análisis de movimiento humano: Una revisión,» *ResearchGate,* vol. 99, nº 1, 2016.

[32] OneSmartLighting, «Full Guide of Smart Lighting for 2022,» 2022. [En línea]. Available: https://onesmartlighting.com/blog/full-guide-of-smart-lighting-for-2022/. [Último acceso: 30 mayo 2025].

[33] V. Mollyn, R. Arakawa, M. Goel, C. Harrison y K. Ahuja, «IMUPoser: Full-Body Pose Estimation using IMUs in Phones, Watches, and Earbuds,» Proceedings of the 41st Annual SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, abril 2023. [En línea]. Available: https://www.reddit.com/r/AR_MR_XR/comments/132cq57. [Último acceso: 20 mayo 2025].

[34] Unity Technologies, «Unity User Manual,» Unity Documentation, 2024. [En línea]. Available: https://docs.unity3d.com/Manual/index.html. [Último acceso: 20 mayo 2025].

[35] T. Lee, «Unity Engine Dissection: Improvement Points in Comparison between Unity Engine and Open-Source Engines.,» *Asia-pacific Journal of Convergent Research Interchange,* vol. 10, nº 11, pp. 449-458, 2024.

[36] A. Combalia, M. Sanchez y T. Donegan, «Realidad virtual inmersiva en ortopedia: una revisión narrativa,» *Ortopedia Internacional,* vol. 48, pp. 21-30, 2024.

[37] K. Meiszl, F. Ratert, T. Schulten, D. Wiswede, L. Kuhlmann de Canaviri, T. Potthast, M. Silberbach, L. Hake, Y. Warnecke, W. Schiprowski, M. Merschhemke, C. Friedrich y R. Brügel, «Entrenamiento convencional integrado con SteamVR Tracking 2.0: Evaluación del entrenamiento de estabilidad y coordinación corporal en ICAROS Pro,» *Sensores,* vol. 25, nº 9, p. 2840, 2025.

[38] SlimeVR, «SlimeVR Full-Body Tracker Technical Specifications,» Crowd Supply, 2025. [En línea]. Available: https://www.crowdsupply.com/slimevr/slimevr-full-body-tracker. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[39] D. Abdlkarim, M. Di Luca, P. Aves, M. Maaroufi, S. Yeo, R. Miall, P. Holland y J. Galea, «Un marco metodológico para evaluar la precisión de los sistemas de seguimiento de manos en realidad virtual: Un estudio de caso con Meta Quest 2,» *Behavior Research Methods,* vol. 56, pp. 1052-1063, 2023.

[40] P. Streli, R. Armani, Y. Cheng y C. Holz, «Seguimiento de la mano fuera de la vista para la interacción propioceptiva mediante detección inercial,» *CHI Conference on Human Factors in Computing Systems,* nº 310, pp. 1-16, 2023.

[41] UnboundXR, «SlimeVR Full Body Tracker: Innovative VR Tracking in 2025,» 2025. [En línea]. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[42] QSense-Motion, «The Rise of Inertial Measurement Units in Motion Tracking,» 2025. [En línea]. Available: https://qsense-motion.com/inertial-

measurement-units-imus-motion-tracking/. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[43] QSense-Motion, «Datos de movimiento sin esfuerzo,» Engineering ltd., 2025. [En línea]. Available: https://qsense-motion.com/effortless-motion-data/. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[44] M. Warburton, M. Mon-Williams, F. Mushtaq y J. Morehead, «Medición de la latencia entre el movimiento y el fotón en experimentos sensoriomotores con sistemas de realidad virtual,» *Behavior Research Methods*, vol. 55, nº 7, p. 3658–3678, 2023.

[45] A. Banaszczyk, M. Łysakowski, M. Nowicki, P. Skrzypczyński y S. Tadeja, «¿Qué tan preciso es el posicionamiento en realidad virtual? Comparación de las capacidades de posicionamiento de los cascos de realidad virtual más populares mediante captura de movimiento y robótica.,» *arXiv preprint*, 2024.

[46] F. Bingfei, L. Zhang, S. Cai, M. Du, T. Liu, Q. Guo y P. Shull, «Influencia de la frecuencia de muestreo en la precisión de la estimación de la orientación de la IMU portátil para el análisis del movimiento humano,» *Sensores*, vol. 25, nº 7, p. 1976, 2025.

[47] E. Rocchi, A. Ferrarotti y M. Carli, «Comparación de los sistemas de seguimiento ocular Meta Quest Pro y HTC Vive Focus 3: análisis de la precisión de los datos y la precisión espacial,» *IEEE Access*, vol. 13, pp. 71995-72010, 2025.

[48] X. Xiao, J. Wang, P. Feng, A. Gong, X. Zhang y J. Zhang, «Reconstrucción rápida del movimiento humano a partir de unidades de medición inercial dispersas considerando la forma humana,» *Comunicaciones de la naturaleza*, vol. 15, nº 2423, 2024.

[49] Verified Market Reports,, «VR Full-Body Tracker Market Size, Growth, Research, & Forecast 2033,» Media and Entertainment, febrero 2025. [En línea]. Available: https://www.verifiedmarketreports.com/product/vr-full-body-tracker-market/. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[50] M. Ehioghae, A. Montoya, R. Keshav, T. Vippa, H. Manuk-Hakobyan, J. Hasoon, A. Kaye y I. Urits, «Eficacia de las intervenciones de rehabilitación basadas en realidad virtual para mejorar los resultados postoperatorios de pacientes de cirugía ortopédica,» *Current Pain and Headache Reports*, vol. 28, nº 32, pp. 37-45, 2023.

[51] M. Yin, J. Li y T. Wang, «Un sistema de captura de movimiento de bajo costo con unidad de medición inercial para la recopilación y el reconocimiento de la postura operativa,» *Sensors,* vol. 24, nº 2, p. 686, 2024.

[52] S. Moharam, M. ElSharkawy, A. ELkashef, A. Mohamed, O. Ahmed y M. Mostafa, «Efecto de la realidad virtual sobre la ansiedad, el estrés y el dolor perioperatorios en la artroplastia total de cadera: un ensayo controlado aleatorizado,» *BMC Anesthesiol,* vol. 25, nº 446, 2025.

[53] Espressif Systems, «Documentación ESP32,» 2025. [En línea]. Available: https://documentation.espressif.com/en/home. [Último acceso: 1 septiembre 2025].

[54] Reddit, «ESP32 C3 Super Mini,» 2023. [En línea]. Available: https://www.reddit.com/r/arduino/comments/1clnpq8/esp32_c3_super_mini/?tl=es-419. [Último acceso: 1 septiembre 2025].

[55] S. Venkatachalam, H. Nair, P. Vellaisamy, Y. Zhou, Z. Youssfi y J. Shen, «Identificación de personas en tiempo real mediante análisis de la marcha utilizando sensores IMU en dispositivos periféricos,» *Conferencia Internacional sobre Sistemas Neuromórficos (ICONS),* pp. 371-375, 2024.

[56] Unity Technologies, «AssetStore,» Unity, 2025. [En línea]. Available: https://assetstore.unity.com/?category=vfx&free=true&orderBy=1. [Último acceso: 26 septiembre 2025].

[57] Espressif Systems, «ESP32-C3 Series Datasheet,» Datasheet, [En línea]. Available: https://documentation.espressif.com/api/resource/doc/file/WyvdkaY2/FILE/esp32-c3_datasheet_en.pdf. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[58] InvenSense, Inc., «MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification,» Product Specification, [En línea]. Available: https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[59] NanJing Top Power ASIC Corp., «1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8,» Datasheet, [En línea]. Available: https://datasheet.lcsc.com/lcsc/1809261820_TOPPOWER-Nanjing-Extension-Microelectronics-TP4056-42-ESOP8_C16581.pdf. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[60] VIVE, «Compare VIVE Systems,» HTC Corporation, 2025. [En línea]. Available: https://www.vive.com/us/product/comparison/. [Último acceso: 5 septiembre 2025].

[61] S. Bian, S. Yuan, M. Liu, H. Schotten y P. Lukowicz, «Un sistema de seguimiento 3D ubicuo basado en campos magnéticos con una red neuronal de supervisión profunda informada por la física,» *Research Square*, 2025.

[62] Y. Tang, «Research on the application of Virtual Reality technology in motor skills training.,» *Applied Mathematics and Nonlinear Sciences*, vol. 9, nº 1, 2024.

ANEXOS

Anexo *A*. Planteamiento del Problema

En la Figura A1 se muestra la lluvia de ideas.

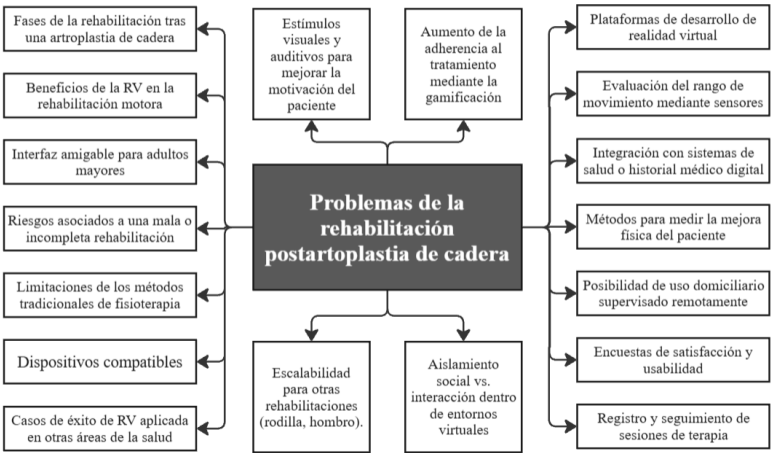


Figura A1. Lluvia de ideas

En la Figura A2 se muestra el árbol de problemas.

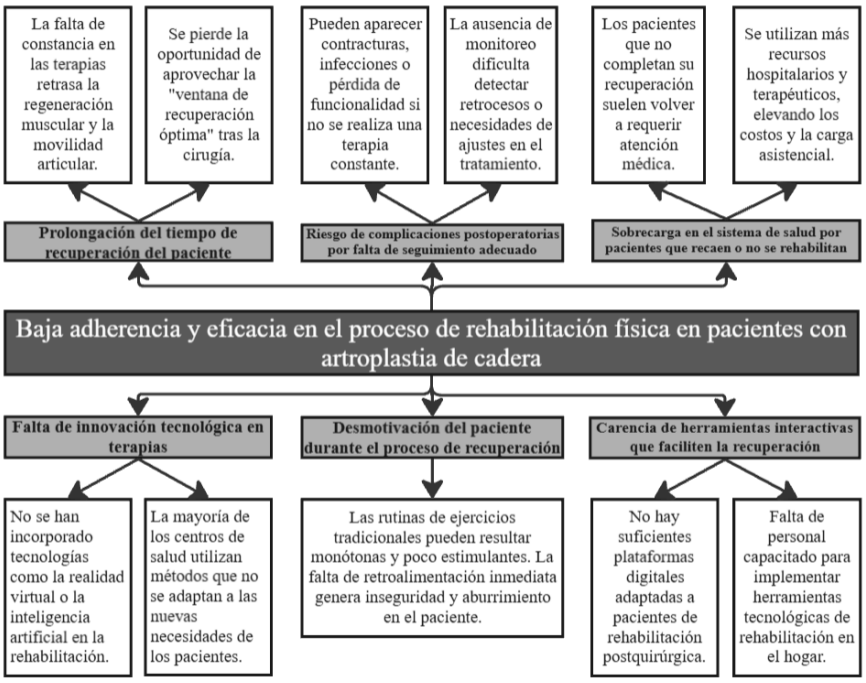
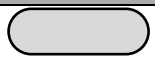
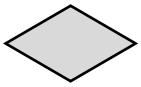


Figura A2. Árbol de problemas

Anexo B. Flujograma de Procesos

Para la elaboración de los flujogramas se empleó los siguientes símbolos (tabla 25), los cuales se encuentran con su respectivo nombre y explicación de cada uno.

Tabla 50. Símbolos del Flujograma

SÍMBOLO	NOMBRE	EXPLICACIÓN
	**Inicio / Fin**	Representa el principio y el final de un algoritmo. También se lo emplea para interrumpir una programación.
	**Operación**	Se lo utiliza comúnmente para un proceso determinado, instrucción u operación que cause cambio de valor.
	**Datos**	Muestra la salida y entrada de la información.
	**Documentos**	Evidencia si entra, se genera, se utiliza o salga de un procesamiento algún documento.
	**Decisión**	Indica si el proceso tiene que tomar una decisión importante para continuar con sus actividades o si tiene que corregir algo en el proceso.
	**Almacenamiento**	Expresa que el documento o la información de un archivo es permanente.
	**Conector**	Enlaza dos procesos no consecutivos dentro de una misma página.
	**Conector de página**	Enlaza el diagrama en otra hoja diferente, continuando con el proceso.

Anexo C. Recursos económicos

La estimación de los recursos económicos necesarios para la ejecución del proyecto asciende a $356.40 en la implementación económica, monto que ya incluye una provisión del 10% para cubrir cualquier imprevisto que pudiera surgir. Como se detalla en la Tabla 51, este presupuesto se concentra principalmente en la adquisición de insumos tecnológicos cruciales para el desarrollo del sistema, tales como son los microcontroladores y los sensores inerciales. Además de la inversión en hardware, el financiamiento contempla rubros operativos esenciales como el servicio de internet y las fuentes de energía. Es pertinente señalar que el costo relacionado con el diseño y construcción de la aplicación de realidad virtual, así como el uso de servidores, no representa un valor adicional en la tabla expuesta, debido a que se utilizaron herramientas

de software gratuitas y de código abierto para su implementación. Finalmente, es fundamental destacar que, para garantizar la optimización de los tiempos de realización del proyecto y mitigar posibles limitaciones o riesgos de averías en el equipo universitario, las gafas de RV serán adquiridas directamente por el estudiante. Esta decisión estratégica busca asegurar la disponibilidad constante del equipo y la continuidad del trabajo sin depender de los procesos de préstamo o las restricciones de uso de los activos de la Universidad Técnica de Ambato.

Tabla 51. Recursos económicos de implementación

Nº	Concepto	Cantidad	Valor Unitario USD	Valor Total USD
1	Microcontroladores	6	$ 10,00	$ 60,00
2	Sensores inerciales	6	$ 5,00	$ 30,00
3	Baterías	6	$ 5,00	$ 30,00
4	Case para dispositivo electrónico	6	$ 8,00	$ 48,00
5	Placas PCB A4	1	$ 3,00	$ 3,00
6	Papel térmico A4	1	$ 1,50	$ 1,50
7	Estaño	1 rollo	$ 5,00	$ 5,00
8	Flux	1	$ 3,50	$ 3,50
9	Espadines	100	$ 2,00	$ 2,00
10	Switch	6	$ 0,15	$ 0,90
11	Diodos	6	$ 0,85	$ 5,10
12	Internet	4 meses	$ 15,00	$ 60,00
13	Servicios profesionales (Fisioterapeuta)	6 sesiones (de 1 pacientes)	$ 10,00	$ 60,00
14	Material de Oficina	-	-	$ 15,00
Sub-Total				$ 324,00
Imprevistos (10%)				$ 32,40
Total				$ 356,40

El presupuesto para el sistema se ha determinado integrando los costos de diseño técnico y la fabricación del prototipo. Para el cálculo de la mano de obra, se tomó como referencia la Tabla Salarial del SRI y el Ministerio de Trabajo de Ecuador para el año 2026, designando el perfil de un Auxiliar en Telecomunicaciones con un salario base de 509,74 USD según el código IESS 1209642000034 del Anexo CS 12 del documento Salarios Mínimo Sectoriales 2026. Para establecer el valor de la inversión en tiempo, se contabilizaron 30 días laborables de ejecución. Bajo este esquema, se calculó el salario diario y el costo por hora hombre, permitiendo una valoración precisa del tiempo dedicado

exclusivamente a la construcción y testeo del prototipo, asegurando que el presupuesto se ajuste a la normativa laboral vigente.

$$Salario_{día} = \frac{Salario_{mes}}{Días_{laborales}}$$

$$Salario_{día} = \frac{509.74}{30} = 16.99$$

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

$$Salario_{hora} = \frac{Salario_{día}}{Horas_{laborales}}$$

$$Salario_{hora} = \frac{16.99}{8\ horas} = 2.12$$

Para garantizar la viabilidad del proyecto, se han presupuestado 120 horas de labor técnica. Este tiempo se desglosa en cinco pilares fundamentales: el análisis previo, el desarrollo del diseño, la fase de implementación, los protocolos de verificación y la interpretación de los resultados obtenidos.

$$Presupuesto_{diseño} = Horas_{laborales} * Salario_{hora}$$

$$Presupuesto_{diseño} = 120 * 2.12$$

$$Presupuesto_{diseño} = 254.87$$

El presupuesto global del proyecto se determina a través de la integración de dos componentes financieros principales: la inversión total en el desarrollo del diseño y el capital destinado a la implementación física del sistema.

$$Presupuesto_{total} = Presupuesto_{diseño} + Presupuesto_{implementación}$$

$$Presupuesto_{total} = 254.87 + 356.40$$

$$\boldsymbol{Presupuesto_{total}} = \$\ \mathbf{611.27}$$

Anexo D. Código de validación de ESP32 C3 super mini y MPU6050

```
#include <Wire.h>

// PINES I2C para ESP32-C3 Super Mini
#define SDA_PIN 8
#define SCL_PIN 9
#define MPU6050_ADDR 0x68

// Factores de conversión
const float ACCEL_SCALE = 16384.0;  // para ±2g
const float GYRO_SCALE = 131.0;     // para ±250°/s

// Variables para almacenar datos
int16_t accelX, accelY, accelZ;
int16_t gyroX, gyroY, gyroZ;
int16_t temp;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  delay(3000);  // Espera para que se abra el Monitor Serial

  Serial.println();
  Serial.println("=====================================");
  Serial.println("   MPU6050 + ESP32-C3 Super Mini");
  Serial.println("=====================================");
  Serial.print("SDA: GPIO"); Serial.println(SDA_PIN);
  Serial.print("SCL: GPIO"); Serial.println(SCL_PIN);
  Serial.println();

  // Inicializar I2C
  Wire.begin(SDA_PIN, SCL_PIN);
  delay(100);

  // Configurar MPU6050
  if (inicializarMPU6050()) {
    Serial.println("☑ MPU6050 inicializado correctamente");
  } else {
    Serial.println("❌ Error al inicializar MPU6050");
    Serial.println("🔧 Verifica conexiones y resistores pull-up");
    while(1); // Detener ejecución
  }
```

```
  delay(1000);
  Serial.println();
  Serial.println("📊 Iniciando lectura de datos...");
  Serial.println("=====================================");
}

bool inicializarMPU6050() {
  // Despertar MPU6050 (quitar modo sleep)
  Wire.beginTransmission(MPU6050_ADDR);
  Wire.write(0x6B); // Registro PWR_MGMT_1
  Wire.write(0x00); // Poner en 0 para activar
  if (Wire.endTransmission() != 0) {
    return false;
  }

  delay(100);

  // Configurar giroscopio ±250°/s
  Wire.beginTransmission(MPU6050_ADDR);
  Wire.write(0x1B); // Registro GYRO_CONFIG
  Wire.write(0x00); // ±250°/s
  if (Wire.endTransmission() != 0) {
    return false;
  }

  // Configurar acelerómetro ±2g
  Wire.beginTransmission(MPU6050_ADDR);
  Wire.write(0x1C); // Registro ACCEL_CONFIG
  Wire.write(0x00); // ±2g
  if (Wire.endTransmission() != 0) {
    return false;
  }

  return true;
}

void leerMPU6050() {
  Wire.beginTransmission(MPU6050_ADDR);
  Wire.write(0x3B); // Empezar desde registro ACCEL_XOUT_H
  Wire.endTransmission(false);
  Wire.requestFrom(MPU6050_ADDR, 14, true); // Leer 14 bytes

  // Leer datos del acelerómetro
  accelX = Wire.read() << 8 | Wire.read();
```

```
  accelY = Wire.read() << 8 | Wire.read();
  accelZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();

  // Leer temperatura
  temp = Wire.read() << 8 | Wire.read();

  // Leer datos del giroscopio
  gyroX = Wire.read() << 8 | Wire.read();
  gyroY = Wire.read() << 8 | Wire.read();
  gyroZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();
}

void imprimirDatos() {
  // Convertir a valores reales
  float ax = accelX / ACCEL_SCALE;
  float ay = accelY / ACCEL_SCALE;
  float az = accelZ / ACCEL_SCALE;

  float gx = gyroX / GYRO_SCALE;
  float gy = gyroY / GYRO_SCALE;
  float gz = gyroZ / GYRO_SCALE;

  float temperatura = (temp / 340.0) + 36.53;

  Serial.println("📊 DATOS MPU6050:");
  Serial.println("--------------------");

  // Acelerómetro
  Serial.print("🎯 Acelerómetro: ");
  Serial.print(" | X: "); Serial.print(ax, 2); Serial.print(" g");
  Serial.print(" | Y: "); Serial.print(ay, 2); Serial.print(" g");
  Serial.print(" | Z: "); Serial.print(az, 2); Serial.println(" g");

  // Giroscopio
  Serial.print("🔄 Giroscopio:   ");
  Serial.print(" | X: "); Serial.print(gx, 2); Serial.print(" °/s");
  Serial.print(" | Y: "); Serial.print(gy, 2); Serial.print(" °/s");
  Serial.print(" | Z: "); Serial.print(gz, 2); Serial.println(" °/s");

  // Temperatura
  Serial.print("🌡️ Temperatura: ");
  Serial.print(temperatura, 1); Serial.println(" °C");

  // Valores RAW (opcional)
```

```
  Serial.print("🔢 RAW - A:(");
  Serial.print(accelX); Serial.print(",");
  Serial.print(accelY); Serial.print(",");
  Serial.print(accelZ); Serial.print(") G:(");
  Serial.print(gyroX); Serial.print(",");
  Serial.print(gyroY); Serial.print(",");
  Serial.print(gyroZ); Serial.println(")");

  Serial.println("=====================================");
}

void loop() {
  leerMPU6050();
  imprimirDatos();
  delay(500); // Leer cada 500ms
}
```

Anexo E. Calibración de sensores

Para validar los sensores, se realizó una tabla con los datos que estos arrojaban que representan un movimiento específico del ciclo de marcha (fase de apoyo), este es el momento en que el cuerpo se equilibra sobre una sola pierna, con el trocánter mayor alineado sobre el pie de apoyo, mientras la pierna contralateral inicia su balanceo, ocurriendo la flexión dorsal del tobillo y extensión de cadera / rodilla para permitir el avance del tronco sobre el pie fijo, estabilizado principalmente los músculos posteriores.

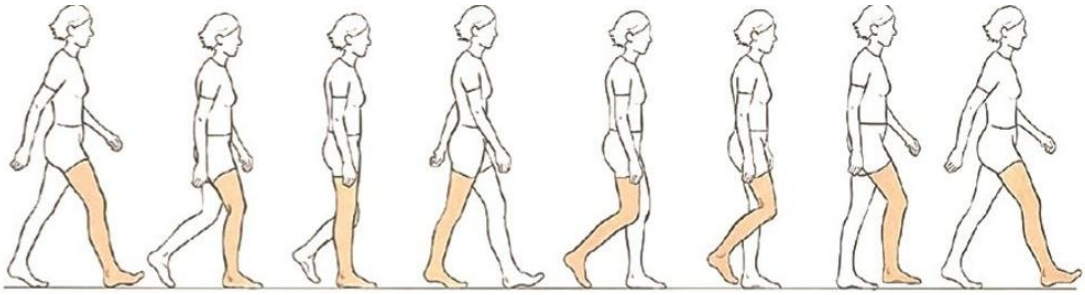


Figura E1. Ciclo de marcha

Tabla 52. Toma de datos de ciclo de marcha

Disposición de sensores	T°	C°	RI°	RD°	TI°	TD°
Valor de referencia	**2,00**	**15,00**	**5,00**	**5,00**	**10,00**	**10,00**
1	2,12	15,70	5,25	4,80	10,50	9,60
2	2,08	15,65	5,22	4,75	10,45	9,55
3	2,10	15,60	5,20	4,82	10,38	9,65
4	2,05	15,55	5,18	4,78	10,42	9,58
5	2,09	15,72	5,24	4,85	10,55	9,62
6	2,11	15,68	5,15	4,72	10,40	9,50
7	2,07	15,58	5,21	4,81	10,35	9,68
8	2,13	15,75	5,26	4,77	10,52	9,57
9	2,06	15,62	5,19	4,83	10,48	9,63
10	2,10	15,70	5,23	4,79	10,44	9,59
11	2,08	15,65	5,20	4,80	10,39	9,61
12	2,12	15,69	5,24	4,76	10,41	9,54
13	2,09	15,71	5,22	4,84	10,47	9,66
14	2,07	15,63	5,17	4,78	10,50	9,58
15	2,11	15,74	5,26	4,82	10,43	9,64
16	2,10	15,66	5,21	4,75	10,37	9,52
17	2,08	15,60	5,19	4,80	10,45	9,60
18	2,12	15,73	5,25	4,83	10,51	9,56
19	2,05	15,57	5,22	4,79	10,40	9,67
20	2,09	15,68	5,18	4,81	10,44	9,63
21	2,11	15,72	5,24	4,77	10,38	9,55
22	2,07	15,61	5,20	4,82	10,49	9,61
23	2,13	15,70	5,23	4,76	10,46	9,59
24	2,06	15,64	5,16	4,80	10,42	9,65
25	2,10	15,67	5,22	4,78	10,44	9,57
PROMEDIO	**2,09°**	**15,66°**	**5,21°**	**4,79°**	**10,44°**	**9,60°**
ERROR %	**4,58 %**	**4,41 %**	**4,26 %**	**4,14 %**	**4,42 %**	**4,02 %**

Para validar la precisión de los sensores en movimientos de carga asimétrica, se elaboró una tabla con los datos recolectados durante el movimiento de subir y bajar gradas. Esto representa el instante en que el cuerpo realiza una triple flexión para superar un obstáculo vertical; mientras el miembro líder ejecuta una flexión pronunciada de cadera y rodilla para alcanzar el peldaño superior, el miembro contralateral genera la potencia de propulsión mediante una extensión controlada. Durante esta fase, el sensor del torso

registra la inclinación anterior compensatoria necesaria para desplazar el centro de gravedad, permitiendo evaluar la coordinación neuromuscular y la respuesta de los sensores ante aceleraciones variables en cada articulación.

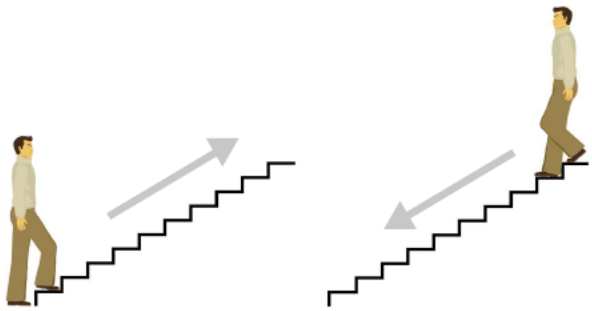


Figura E2. Subir y bajar gradas

Disposición de sensores	**T°**	**C°**	**RI°**	**RD°**	**TI°**	**TD°**
Valor de referencia	**8,00**	**45,00**	**85,00**	**10,00**	**15,00**	**5,00**
1	8,35	43,1	81,2	10,45	14,35	5,25
2	8,4	42,95	81,1	10,5	14,3	5,22
3	8,32	43,2	81,35	10,4	14,42	5,28
4	8,38	43,05	81,25	10,48	14,38	5,24
5	8,34	43,15	81,4	10,42	14,31	5,21
6	8,37	43	81,15	10,46	14,4	5,26
7	8,33	43,12	81,22	10,44	14,33	5,23
8	8,36	42,98	81,3	10,49	14,37	5,27
9	8,41	43,08	81,18	10,43	14,32	5,2
10	8,35	43,18	81,28	10,47	14,39	5,22
11	8,39	43,02	81,12	10,41	14,41	5,25
12	8,34	43,14	81,33	10,45	14,34	5,24
13	8,38	43,06	81,21	10,42	14,36	5,26
14	8,36	43,11	81,24	10,48	14,38	5,21
15	8,37	43,04	81,19	10,44	14,32	5,23
16	8,35	43,15	81,26	10,46	14,4	5,27
17	8,39	42,97	81,14	10,43	14,35	5,24
18	8,34	43,19	81,31	10,49	14,31	5,22
19	8,38	43,03	81,2	10,41	14,37	5,2
20	8,36	43,12	81,23	10,45	14,39	5,26
21	8,35	43,01	81,17	10,47	14,33	5,25
22	8,4	43,16	81,29	10,42	14,42	5,21

23	8,33	43,09	81,11	10,48	14,36	5,23
24	8,37	43,05	81,27	10,44	14,38	5,24
25	8,36	43,13	81,25	10,46	14,34	5,22
PROMEDIO	**8,36°**	**43,08°**	**81,23°**	**10,45°**	**14,36°**	**5,24°**
ERROR %	**4,54 %**	**4,26 %**	**4,44 %**	**4,50 %**	**4,26 %**	**4,73 %**

Anexo F. Código de plataformio.ini

```
; PlatformIO Project Configuration File
;
;   Build options: build flags, source filter
;   Upload options: custom upload port, speed and extra flags
;   Library options: dependencies, extra library storages
;   Advanced options: extra scripting
;

; ================================================
; See docs for configuration options and examples:
; https://docs.slimevr.dev/firmware/configuring-project.html#1-
configuring-platformioini
; ================================================

[platformio]
build_cache_dir = cache
default_envs = BOARD_LOLIN_C3_MINI
lib_deps=
  https://github.com/SlimeVR/CmdParser.git
  https://github.com/SlimeVR/base64_arduino.git
  https://github.com/adafruit/Adafruit-MCP23017-Arduino-Library.git
  https://github.com/hideakitai/PCA9547.git
monitor_speed = 115200
monitor_echo = yes
monitor_filters = colorize
;monitor_rts = 0
;monitor_dtr = 0
framework = arduino
extra_scripts = pre:scripts/preprocessor.py
build_flags =
  !python scripts/get_git_commit.py
;If you want to set hardcoded WiFi SSID and password, uncomment and edit
the lines below
```

```
;To uncomment, only remove ";" and leave the two spaces in front of the
tags
; '" - quotes are necessary!
;  -DWIFI_CREDS_SSID='"SSID"'
;  -DWIFI_CREDS_PASSWD='"PASSWORD"'

;If you want to set a static IP address, uncomment and edit the lines
below
;  -DWIFI_USE_STATICIP
;  -DWIFI_STATIC_IP=192,168,XXX,XXX
;  -DWIFI_STATIC_GATEWAY=192,168,XXX,XXX
;  -DWIFI_STATIC_SUBNET=255,255,255,0

;  -DSERVER_IP='"192.168.XXX.XXX"'
;  -DSERVER_PORT=6969

; Uncomment below if your board are using 40MHz crystal instead of 26MHz
for ESP8266
;  -DF_CRYSTAL=40000000

; Enable -O2 GCC optimization
  -O2
  -std=gnu++2a

build_unflags = -Os -std=gnu++11 -std=gnu++17

; If you want to enable OTA Updates, uncomment and set OTA password here
and in credentials.h
; You can set upload_port to device's ip after it's set up for the first
time
; Use the same password in SlimeVR Server to let it OTA Update the device
;upload_protocol = espota
;upload_port = 192.168.1.49
;upload_flags =
;  --auth=SlimeVR-OTA

; Uncomment below if you want to build for ESP-01
;[env:esp01_1m]
;platform = espressif8266 @ 4.2.1
;board = esp01_1m
;board_build.arduino.ldscript = "eagle.flash.1m64.ld"

[env:BOARD_WEMOSD1MINI]
platform = espressif8266 @ 4.2.1
```

```
board = esp12e
custom_slime_board = BOARD_WEMOSD1MINI

[env:BOARD_NODEMCU]
platform = espressif8266 @ 4.2.1
board = esp12e
custom_slime_board = BOARD_NODEMCU

[env:BOARD_TTGO_TBASE]
platform = espressif8266 @ 4.2.1
board = esp12e
custom_slime_board = BOARD_TTGO_TBASE

[env:BOARD_WEMOSWROOM02]
platform = espressif8266 @ 4.2.1
board = esp12e
custom_slime_board = BOARD_WEMOSWROOM02

[env:BOARD_WROOM32]
platform = espressif32 @ 6.7.0
platform_packages =
  framework-arduinoespressif32 @ https://github.com/espressif/arduino-
esp32.git#3.0.1
  framework-arduinoespressif32-libs @
https://github.com/espressif/arduino-esp32/releases/download/3.0.1/esp32-
arduino-libs-3.0.1.zip
board = esp32dev
custom_slime_board = BOARD_WROOM32

[env:BOARD_ESP01]
platform = espressif8266 @ 4.2.1
board = esp01_1m
board_build.arduino.ldscript = "eagle.flash.1m64.ld"
custom_slime_board = BOARD_ESP01

[env:BOARD_LOLIN_C3_MINI]
platform = espressif32 @ 6.7.0
platform_packages =
  framework-arduinoespressif32 @ https://github.com/espressif/arduino-
esp32.git#3.0.1
  framework-arduinoespressif32-libs @
https://github.com/espressif/arduino-esp32/releases/download/3.0.1/esp32-
arduino-libs-3.0.1.zip
custom_slime_board = BOARD_LOLIN_C3_MINI
```

```
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -DESP32C3
board = lolin_c3_mini
monitor_filters = colorize, esp32_exception_decoder
; If you want to use a ESP32C3, you can use this (experimental)
; Check your board name at
https://docs.platformio.org/en/latest/platforms/espressif32.html#boards
; There are 2 main Boardtypes:
; 1. Boards that use a USB 2 Serial Chipset ( esp32-c3-devkitm-1, ttgo-t-
oi-plus )
; 2. Boards that relay on the USB interface of the ESP32C3 ( lolin_c3_mini
, dfrobot_beetle_esp32c3)
;    On this board there are 2 type some of them need to have set the
build flag (menuconfig)
;    -DARDUINO_USB_MODE=1
;    -DARDUINO_USB_CDC_ON_BOOT=1

[env:BOARD_BEETLE32C3]
platform = espressif32 @ 6.7.0
platform_packages =
  framework-arduinoespressif32 @ https://github.com/espressif/arduino-
esp32.git#3.0.1
  framework-arduinoespressif32-libs @
https://github.com/espressif/arduino-esp32/releases/download/3.0.1/esp32-
arduino-libs-3.0.1.zip
custom_slime_board = BOARD_BEETLE32C3
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -DESP32C3
board = dfrobot_beetle_esp32c3
monitor_filters = colorize, esp32_exception_decoder
; If you want to use a ESP32C3, you can use this (experimental)
; Check your board name at
https://docs.platformio.org/en/latest/platforms/espressif32.html#boards
; There are 2 main Boardtypes:
; 1. Boards that use a USB 2 Serial Chipset ( esp32-c3-devkitm-1, ttgo-t-
oi-plus )
; 2. Boards that relay on the USB interface of the ESP32C3 ( lolin_c3_mini
, dfrobot_beetle_esp32c3)
;    On this board there are 2 type some of them need to have set the
build flag (menuconfig)
;    -DARDUINO_USB_MODE=1
;    -DARDUINO_USB_CDC_ON_BOOT=1
```

```
[env:BOARD_ESP32C3DEVKITM1]
platform = espressif32 @ 6.7.0
platform_packages =
  framework-arduinoespressif32 @ https://github.com/espressif/arduino-
esp32.git#3.0.1
  framework-arduinoespressif32-libs @
https://github.com/espressif/arduino-esp32/releases/download/3.0.1/esp32-
arduino-libs-3.0.1.zip
custom_slime_board = BOARD_ESP32C3DEVKITM1
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -DESP32C3
board = esp32-c3-devkitm-1
monitor_filters = colorize, esp32_exception_decoder
; If you want to use a ESP32C3, you can use this (experimental)
; Check your board name at
https://docs.platformio.org/en/latest/platforms/espressif32.html#boards
; There are 2 main Boardtypes:
; 1. Boards that use a USB 2 Serial Chipset ( esp32-c3-devkitm-1, ttgo-t-
oi-plus )
; 2. Boards that relay on the USB interface of the ESP32C3 ( lolin_c3_mini
, dfrobot_beetle_esp32c3)
;    On this board there are 2 type some of them need to have set the
build flag (menuconfig)
;    -DARDUINO_USB_MODE=1
;    -DARDUINO_USB_CDC_ON_BOOT=1

[env:BOARD_ESP32C6DEVKITC1]
platform = https://github.com/tasmota/platform-
espressif32/releases/download/2024.06.11/platform-espressif32.zip
custom_slime_board = BOARD_ESP32C6DEVKITC1
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -DESP32C6
  -DARDUINO_USB_MODE=1
  -DARDUINO_USB_CDC_ON_BOOT=1
board = esp32-c6-devkitc-1

[env:BOARD_XIAO_ESP32C3]
platform = espressif32 @ 6.7.0
platform_packages =
  framework-arduinoespressif32 @ https://github.com/espressif/arduino-
esp32.git#3.0.1
```

```
  framework-arduinoespressif32-libs @
https://github.com/espressif/arduino-esp32/releases/download/3.0.1/esp32-
arduino-libs-3.0.1.zip
custom_slime_board = BOARD_XIAO_ESP32C3
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -DESP32C3
board = seeed_xiao_esp32c3
monitor_filters = colorize, esp32_exception_decoder

[env:BOARD_ESP32S3_SUPERMINI]
platform = espressif32 @ 6.7.0
platform_packages =
  framework-arduinoespressif32 @ https://github.com/espressif/arduino-
esp32.git#3.0.1
  framework-arduinoespressif32-libs @
https://github.com/espressif/arduino-esp32/releases/download/3.0.1/esp32-
arduino-libs-3.0.1.zip
custom_slime_board = BOARD_ESP32S3_SUPERMINI
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -DARDUINO_USB_MODE=1
  -DESP32S3
board = esp32s3_supermini
board_upload.use_1200bps_touch = 1
board_upload.wait_for_upload_port = 1
board_upload.require_upload_port = 1
upload_speed = 921600

[env:BOARD_SLIMEVR]
platform = espressif8266 @ 4.2.1
board = esp12e
custom_slime_board = BOARD_SLIMEVR
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -D VENDOR_NAME='"SlimeVR"'
  -D VENDOR_URL='"https://slimevr.dev"'
  -D PRODUCT_NAME='"SlimeVR Tracker"'
  -D UPDATE_ADDRESS='"SlimeVR/SlimeVR-Tracker-ESP"'
  -D UPDATE_NAME='"BOARD_SLIMEVR-firmware"'

[env:BOARD_SLIMEVR_V1_2]
platform = espressif8266 @ 4.2.1
board = esp12e
```

```
custom_slime_board = BOARD_SLIMEVR_V1_2
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -D VENDOR_NAME='"SlimeVR"'
  -D VENDOR_URL='"https://slimevr.dev"'
  -D PRODUCT_NAME='"SlimeVR Tracker v1.2"'
  -D UPDATE_ADDRESS='"SlimeVR/SlimeVR-Tracker-ESP"'
  -D UPDATE_NAME='"BOARD_SLIMEVR_V1_2-firmware"'

[env:BOARD_SLIMEVR_DEV]
platform = espressif8266 @ 4.2.1
board = esp12e
custom_slime_board = BOARD_SLIMEVR_DEV
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -D VENDOR_NAME='"SlimeVR"'
  -D PRODUCT_NAME='"SlimeVR Tracker (dev)"'

[env:BOARD_GLOVE_IMU_SLIMEVR_DEV]
platform = espressif32 @ 6.7.0
platform_packages =
  framework-arduinoespressif32 @ https://github.com/espressif/arduino-
esp32.git#3.0.1
  framework-arduinoespressif32-libs @
https://github.com/espressif/arduino-esp32/releases/download/3.0.1/esp32-
arduino-libs-3.0.1.zip
build_flags =
  ${env.build_flags}
  -D BOARD=BOARD_GLOVE_IMU_SLIMEVR_DEV
  -DESP32C3
  -D PRODUCT_NAME='"SlimeVR Glove (dev)"'
board = lolin_c3_mini
monitor_filters = colorize, esp32_exception_decoder
```

Anexo G. Código defines.h

```
/*
    SlimeVR Code is placed under the MIT license
    Copyright (c) 2021 Eiren Rain
    ... (Licencia MIT) ...
*/
// ================================================
// CONFIGURACIÓN PERSONALIZADA PARA ESP32-C3 SUPER MINI + MPU-6050
```

```
// ================================================

// 1. Definición del Hardware (Placa y Sensores)

// Define el tipo de Sensor Principal
#define IMU IMU_MPU6050

// Define el tipo de Sensor Secundario como NINGUNO (solo se usa un
sensor)
#define SECOND_IMU IMU_NONE

// Define la placa
#define BOARD BOARD_LOLIN_C3_MINI

// Rotación del sensor (
#define IMU_ROTATION DEG_270
#define SECOND_IMU_ROTATION DEG_0 // No afecta al no haber segundo sensor

// El sensor principal es OBLIGATORIO (false)
#define PRIMARY_IMU_OPTIONAL false
// El sensor secundario es OPCIONAL (true) y, por lo tanto, ignorado
#define SECONDARY_IMU_OPTIONAL true

// 2. Configuración de PINES I2C y GPIO

// Pines de comunicación I2C (SDA y SCL) según su cableado
#define PIN_IMU_SDA 8
#define PIN_IMU_SCL 9

// Pin de Interrupción del MPU-6050 (Se puede usar un pin libre, ej. GPIO
5)
#define PIN_IMU_INT 5
// Pin de Interrupción del Segundo IMU (No se usa)
// #define PIN_IMU_INT_2

// Pin Analógico para Monitoreo de Batería (ej. GPIO 1 o un pin ADC libre)
#define PIN_BATTERY_LEVEL 1

// Pin para el LED de estado
#define LED_PIN 2
// #define LED_INVERTED true // Descomentar si el LED es activo bajo

// 3. Opciones de Monitoreo de Batería
```

```
// Monitoreo externo a través de pin ADC
#define BATTERY_MONITOR BAT_EXTERNAL
// Resistencia del divisor de voltaje (en kOhm). Usar el valor real de su
circuito.
#define BATTERY_SHIELD_RESISTANCE 180
// Valores de resistencias si usa un divisor R1/R2 (opcional, si no se usa
un shield comercial)
// #define BATTERY_SHIELD_R1 10
// #define BATTERY_SHIELD_R2 40.2
```

Anexo H. Manual de uso de los dispositivos de rastreo cinemático

a. Introducción

Este manual de usuario proporciona las instrucciones esenciales para la correcta operación, configuración y mantenimiento de los dispositivos de rastreo cinemático. Diseñado para la adquisición precisa de datos de movimiento en aplicaciones de rehabilitación física y análisis biomecánico.

La implementación de este dispositivo requiere una configuración inicial de software específica, seguida de un procedimiento estandarizado de puesta en marcha. La estricta adherencia a los pasos descritos a continuación garantizará la precisión de los datos, la seguridad del usuario y la longevidad del equipo.

b. El dispositivo consta de:

- Sensor giroscopio acelerómetro (MPU6050)
- Microcontrolador (ESP32 C3 Super mini)
- Módulo de carga (TP4056 tipo C)
- Batería recargable de larga duración (LiPo Urgenex 3.7v 850mAh).

- Interfaz de conexión con dispositivos móviles o computadoras.

c. Configuración previa a uso en la aplicación

- Instalación de Visual Studio Code (incluir biblioteca plataformIO).
- Instalación y configuración de SlimeVR.
- Instalación de Meta Horizon link.
- Cargamos el archivo plataformio.ini desde Visual Studio Code dando paso a la creación del firmware SlimeVR.

d. Puesta en marcha

- Asegurarse que la batería se encuentre cargada.
- Asegurarse de que la batería y el sensor se encuentren bien conectados.
- En caso de usar los prototipos en un entorno anteriormente configurado encenderlos y continuamos con los siguientes pasos (caso contrario regresar al proceso de configuración)
- Ponemos en marcha SlimeVR server y SteamVR para la transmisión de datos a la aplicación.
- El usuario deberá colocarse los prototipos por cuenta propia o con ayuda de un tercero, estos se colocarán según la asignación realizada en la configuración.
- Se debe colocar un dispositivo encima de cada tobillo y rodilla además de colocar uno en la cadera y uno en el torso.
- Conexión de Oculus Meta Quest 3 mediante AIR link con SteamVR.

- Puesta en marcha de la aplicación de RV.

e. Mantenimiento y Cuidado

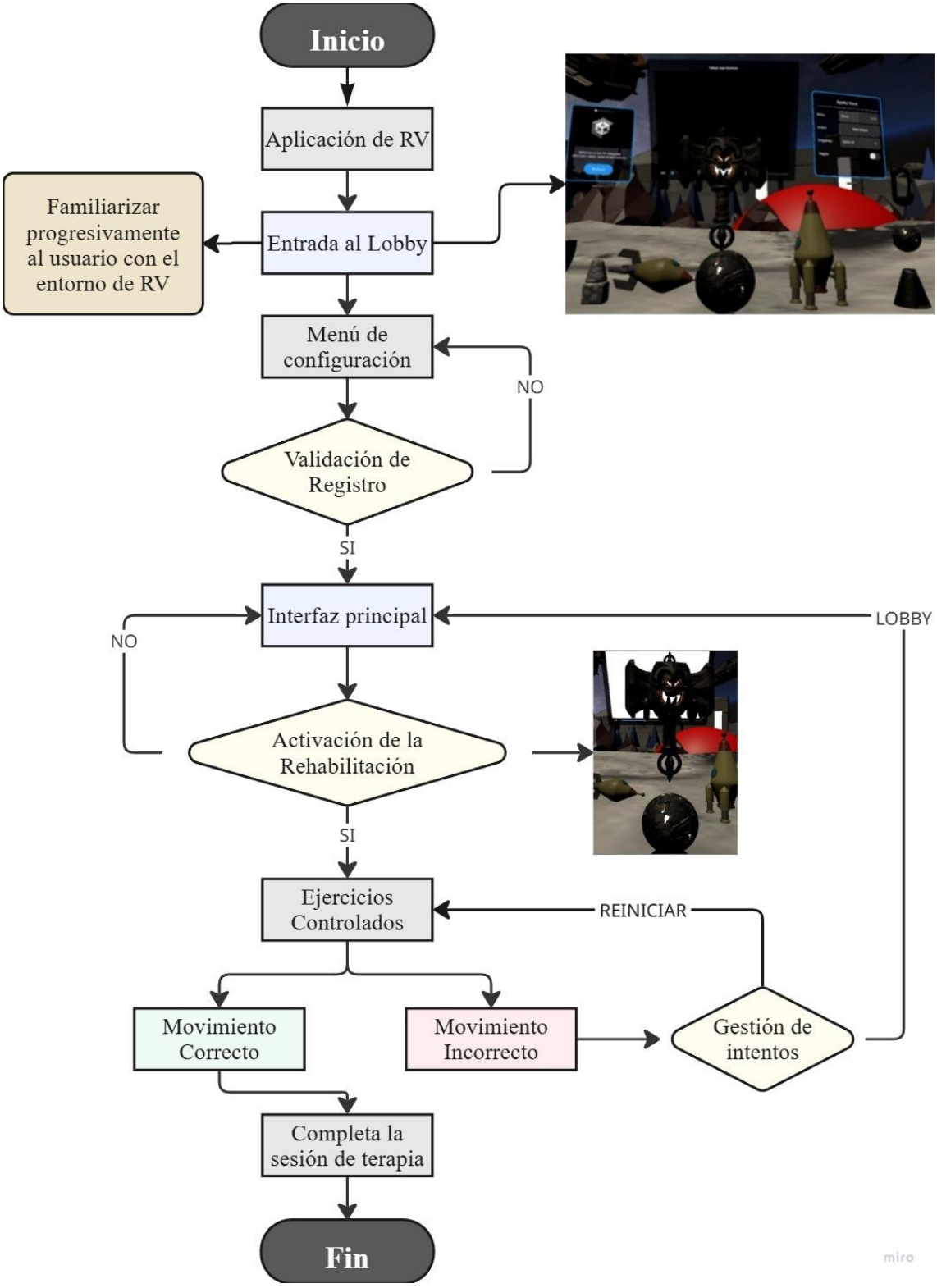
Para la limpieza del prototipo se debe desmontar todo el prototipo, desconectar la batería y para el mantenimiento de los sensores se debe tomar en cuenta las siguientes instrucciones:

- Limpiar la placa PCB con alcohol isopropílico y ayudarse de un cotonete en caso de ser necesario.
- Evitar temperaturas extremas.
- Almacenar en los dispositivos en un lugar seco y seguro.
- Revisar periódicamente el estado de la batería y recargar según sea necesario.

f. Recomendaciones de seguridad y precauciones

- Utilizar en entornos establecidos debemos tomar en cuenta que la aplicación realidad es inmersiva totalmente por lo que no seremos conscientes de nuestro alrededor.
- Si experimenta retrasos (alta latencia), considere reducir la calidad gráfica de su PC o use una conexión Meta Quest Link por cable en lugar de Air Link para mejorar la estabilidad de la conexión con la PC
- Utilizar una red dedicada ya que toda la conexión se realizará por medio de la red (SlimeVR server no permite su uso con redes públicas).
- Consultar con un especialista en caso de valores anormales.

Anexo I. Diagrama de flujo de funcionamiento de la aplicación de RV



Anexo J. Sujeto de referencia

El Anexo J presenta el funcionamiento de los sensores en el sujeto de referencia. En dicho sujeto, se realizó una prueba de funcionamiento exhaustiva para garantizar que el sistema sea preciso y esté correctamente calibrado. Esta validación asegura que el equipo esté listo y en condiciones óptimas para su uso en las pruebas con los sujetos seleccionados.

Participante	Ejercicio	Muestra
Sujeto de referencia	Sentadillas	
Sujeto de referencia	Subida de escalón Elevación de rodilla	
Sujeto de referencia	Paso lateral	

Sujeto de referencia	Flexión lateral de tronco	
Sujeto de referencia	Estabilidad monopodal	
Sujeto de referencia	Elevación de rodilla	 

Anexo K. Sujetos de prueba primera etapa

Las pruebas del prototipo, detalladas en el Anexo K, se llevaron a cabo con la participación de los sujetos de prueba seleccionados mediante un muestreo al azar. A continuación, se describe el proceso de inmersión inicial, donde los sujetos interactúan por primera vez con los visores de RV y exploran la interfaz de la aplicación. Durante esta etapa, se supervisa la coordinación y la respuesta fisiológica de los usuarios, siguiendo las recomendaciones de interrumpir la actividad ante cualquier síntoma de mareo o malestar, garantizando así una transición segura hacia los ejercicios de movilidad y fortalecimiento propuestos.

Tabla 53. Sujeto 1

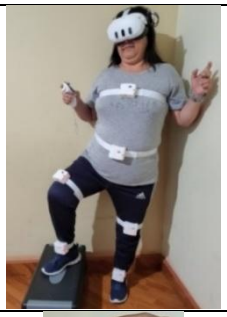
Ejercicio	Muestra	Ejercicio	Muestra
Sentadilla		Subida de escalón	
Paso lateral		Flexión lateral de tronco	
Estabilidad monopodal		Flexión lateral de tronco	

Tabla 54. Sujeto 2

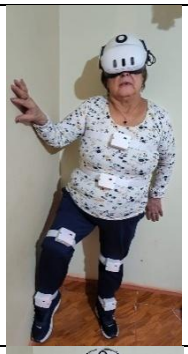
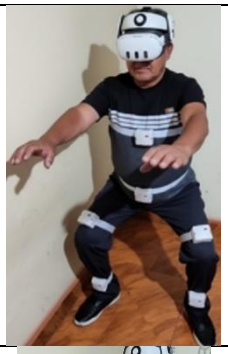
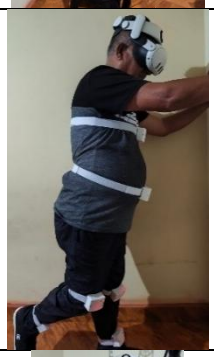
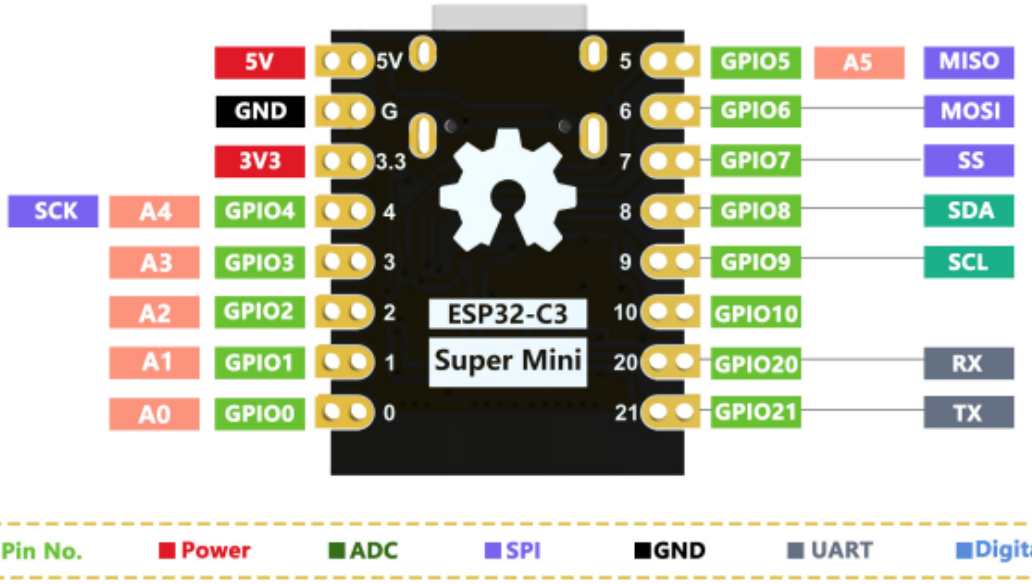
Participantes	Ejercicio	Muestra
Sujeto 2	Estabilidad monopodal	
Sujeto 2	Subida de escalón	
Sujeto 2	Sentadilla	
Sujeto 2	Paso lateral	

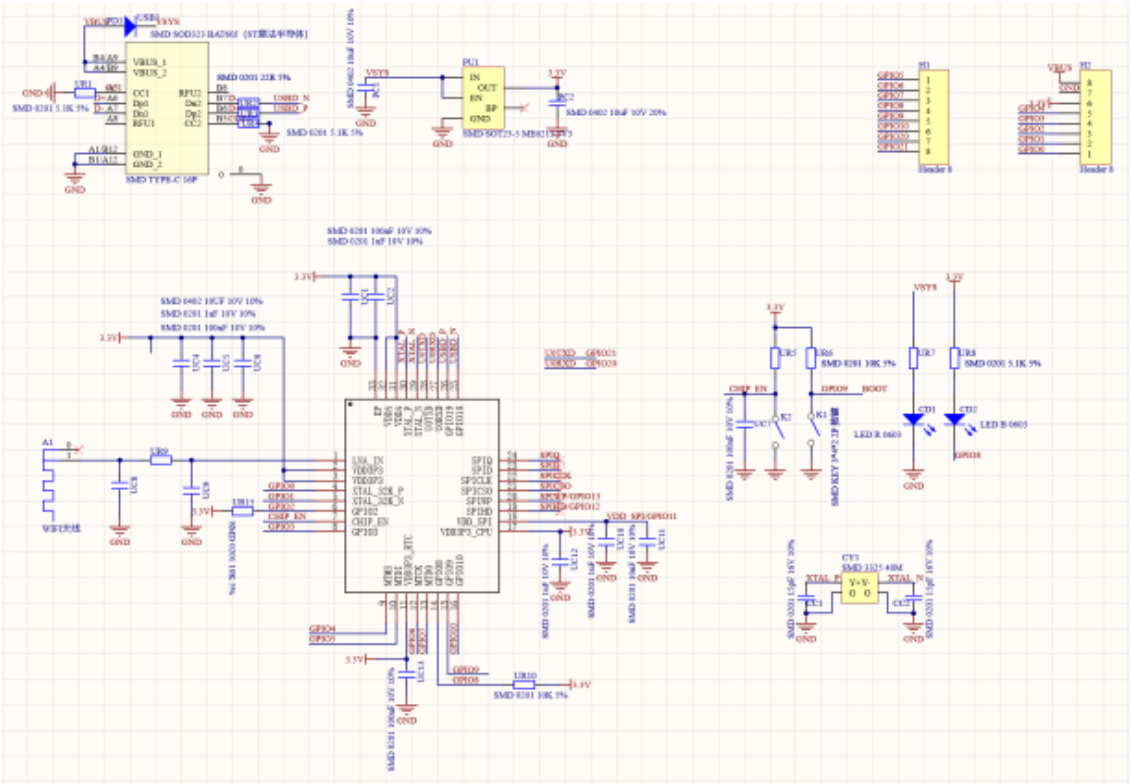
Tabla 55. Sujeto 3

Sujeto 3	Sentadilla	
Sujeto 3	Subida a de escalón	
Sujeto 3	Estabilidad monopodal	
Sujeto 3	Extensión de cadera	

Anexo L. ESP32 C3 super mini Series Datasheet [57]

El Anexo L, proyecta el Datasheet que se usó para realizar las conexiones del microcontrolador.

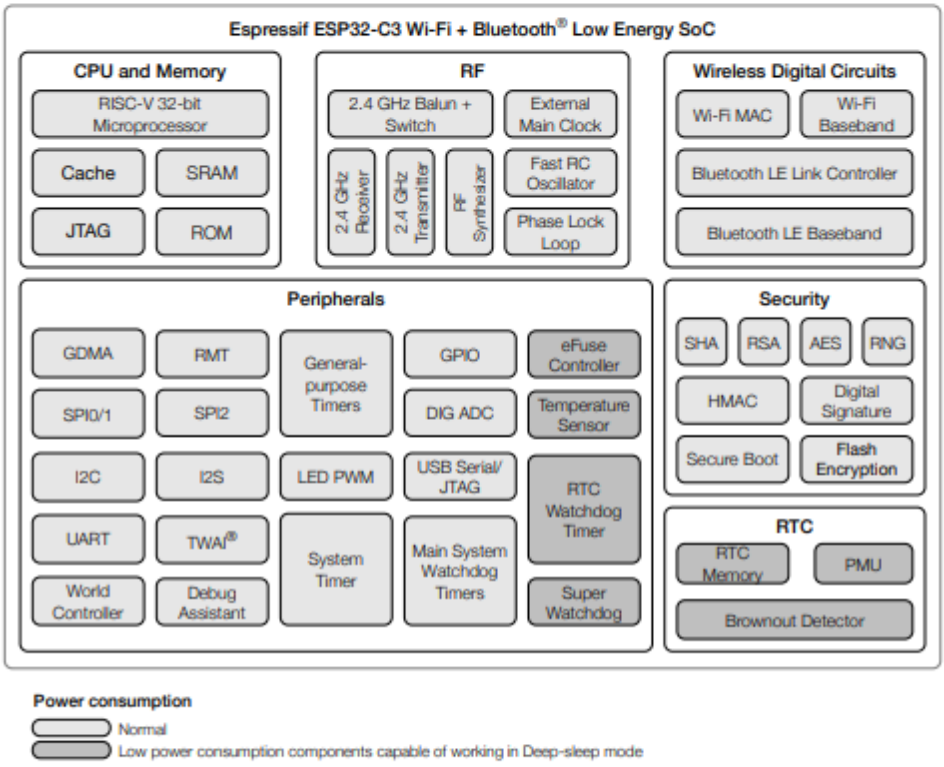




Product Overview

ESP32-C3 is a low-power and highly-integrated MCU-based solution that supports 2.4 GHz Wi-Fi and Bluetooth® Low Energy (Bluetooth LE).

The functional block diagram of the SoC is shown below.



ESP32-C3 Functional Block Diagram

For more information on power consumption, see Section 4.1.3.6 *Power Management Unit*.

The ESP32-C3 chip series is a member of the ESP32-C3 chip series group. For more information about this chip series group, see ESP32-C3 Chip Series Group Overview.

1 ESP32-C3 Series Comparison

1.1 Nomenclature

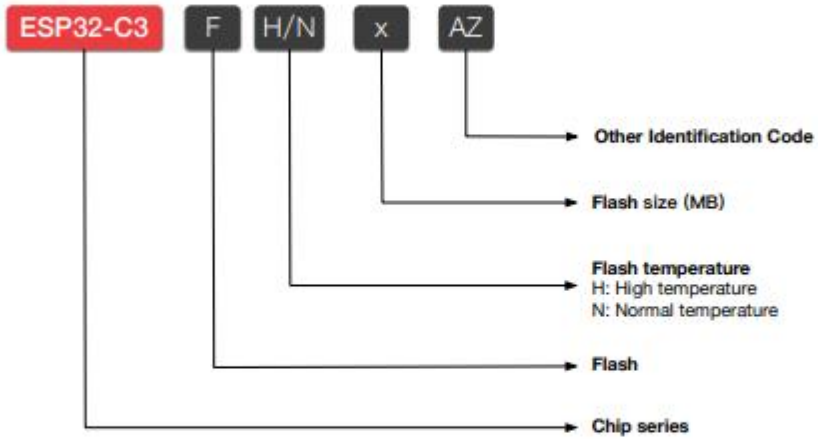


Figure 1-1. ESP32-C3 Series Nomenclature

1.2 Comparison

Table 1-1. ESP32-C3 Series Comparison

Ordering Code [1]	In-Package Flash [3]	Ambient Temp. [2] (°C)	Package (mm)	GPIO No. [6]	Chip Revision [4]
ESP32-C3 [5]	–	–40 ~ 105	QFN32 (5*5)	22	v0.4
ESP32-C3FN4 (End of life)	4 MB	–40 ~ 85	QFN32 (5*5)	22	v0.4
ESP32-C3FH4	4 MB	–40 ~ 105	QFN32 (5*5)	22	v0.4
ESP32-C3FH4AZ (NRND)	4 MB	–40 ~ 105	QFN32 (5*5)	16	v0.4
ESP32-C3FH4X (Recommended)	4 MB	–40 ~ 105	QFN32 (5*5)	16	v1.1

[1] For details on chip marking and packing, see Section 7 *Packaging*.

[2] Ambient temperature specifies the recommended temperature range of the environment immediately outside an Espressif chip.

[3] For information about in-package flash, see also Section 4.1.2.1 *Internal Memory*. By default, the SPI flash on the chip operates at a maximum clock frequency of 80 MHz and does not support the auto suspend feature. If you have a requirement for a higher flash clock frequency of 120 MHz or if you need the flash auto suspend feature, please contact us.

[4] All chip revisions have the same SRAM size, but chip revision v1.1 (i.e., ESP32-C3FH4X) has around 10 KB more available space for users than chip revision v0.4. Chip revision v1.1 depends on specific ESP-IDF versions, as detailed in Compatibility Advisory for ESP32-C3 Chip Revision v1.1. For how to identify chip revisions, please refer to *ESP32-C3 Series SoC Errata*.

[5] ESP32-C3 requires an SPI flash off the chip's package. For details about SPI modes, see Section 2.6 *Pin Mapping Between Chip and Flash*.

[6] SPI0/SPI1 pins for flash connection are not bonded for variants with 16 GPIOs.

Anexo M. MPU6050 Product Specification[58]

El Anexo M, presenta el Datasheet del giroscopio acelerómetro 6050.

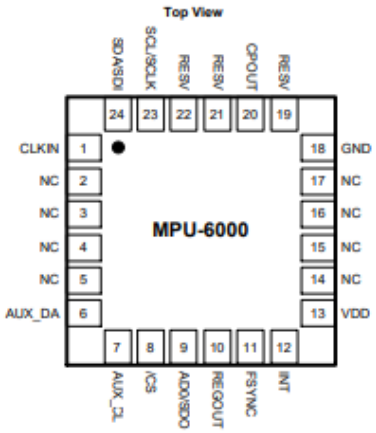
1 Revision History

Revision Date	Revision	Description
11/24/2010	1.0	Initial Release
05/19/2011	2.0	For Rev C parts. Clarified wording in sections (3.2, 5.1, 5.2, 6.1-6.4, 6.6, 6.9, 7, 7.1-7.6, 7.11, 7.12, 7.14, 8, 8.2-8.4, 10.3, 10.4, 11, 12.2)
07/28/2011	2.1	Edited supply current numbers for different modes (section 6.4)
08/05/2011	2.2	Unit of measure for accelerometer sensitivity changed from LSB/m*g* to LSB/*g*
10/12/2011	2.3	Updated accelerometer self test specifications in Table 6.2. Updated package dimensions (section 11.2). Updated PCB design guidelines (section 11.3)
10/18/2011	3.0	For Rev D parts. Updated accelerometer specifications in Table 6.2. Updated accelerometer specification note (sections 8.2, 8.3, & 8.4). Updated qualification test plan (section 12.2).
10/24/2011	3.1	Edits for clarity Changed operating voltage range to 2.375V-3.46V Added accelerometer Intelligence Function increment value of 1mg/LSB (Section 6.2) Updated absolute maximum rating for acceleration (any axis, unpowered) from 0.3ms to 0.2ms (Section 6.9) Modified absolute maximum rating for Latch-up to Level A and ±100mA (Section 6.9, 12.2)
11/16/2011	3.2	**Updated self-test response specifications for Revision D parts dated with date code 1147 (YYWW) or later.** Edits for clarity Added Gyro self-test (sections 5.1, 6.1, 7.6, 7.12) Added Min/Max limits to Accel self-test response (section 6.2) Updated Accelerometer low power mode operating currents (Section 6.3) Added gyro self test to block diagram (section 7.5) Updated packaging labels and descriptions (sections 11.8 & 11.9)
5/16/2012	3.3	Updated Gyro and Accelerometer self test information (sections 6.1, 6.2, 7.12) Updated latch-up information (Section 6.9) Updated programmable interrupts information (Section 8) Changed shipment information from maximum of 3 reels (15K units) per shipper box to 5 reels (25K units) per shipper box (Section 11.7) Updated packing shipping and label information (Sections 11.8, 11.9) Updated reliability references (Section 12.2)
8/19/2013	3.4	Updates section 4

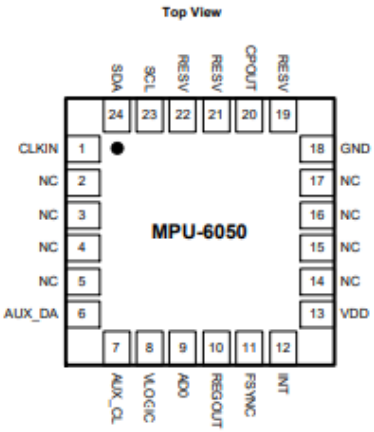
7 Applications Information

7.1 Pin Out and Signal Description

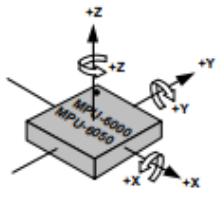
Pin Number	MPU-6000	MPU-6050	Pin Name	Pin Description
1	Y	Y	CLKIN	Optional external reference clock input. Connect to GND if unused.
6	Y	Y	AUX_DA	I^2C master serial data, for connecting to external sensors
7	Y	Y	AUX_CL	I^2C Master serial clock, for connecting to external sensors
8	Y		/CS	SPI chip select (0=SPI mode)
8		Y	VLOGIC	Digital I/O supply voltage
9	Y		AD0 / SDO	I^2C Slave Address LSB (AD0); SPI serial data output (SDO)
9		Y	AD0	I^2C Slave Address LSB (AD0)
10	Y	Y	REGOUT	Regulator filter capacitor connection
11	Y	Y	FSYNC	Frame synchronization digital input. Connect to GND if unused.
12	Y	Y	INT	Interrupt digital output (totem pole or open-drain)
13	Y	Y	VDD	Power supply voltage and Digital I/O supply voltage
18	Y	Y	GND	Power supply ground
19, 21	Y	Y	RESV	Reserved. Do not connect.
20	Y	Y	CPOUT	Charge pump capacitor connection
22	Y	Y	RESV	Reserved. Do not connect.
23	Y		SCL / SCLK	I^2C serial clock (SCL); SPI serial clock (SCLK)
23		Y	SCL	I^2C serial clock (SCL)
24	Y		SDA / SDI	I^2C serial data (SDA); SPI serial data input (SDI)
24		Y	SDA	I^2C serial data (SDA)
2, 3, 4, 5, 14, 15, 16, 17	Y	Y	NC	Not internally connected. May be used for PCB trace routing.



QFN Package
24-pin, 4mm x 4mm x 0.9mm



QFN Package
24-pin, 4mm x 4mm x 0.9mm



Orientation of Axes of Sensitivity and Polarity of Rotation

Anexo N. Datasheet TP4056 - Regulador de Carga[59]

El Anexo N, indica el Datasheet del módulo de carga.

南京拓微集成电路有限公司
NanJing Top Power ASIC Corp.

TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8

DESCRIPTION

The TP4056 is a complete constant-current/constant-voltage linear charger for single cell lithium-ion batteries. Its SOP package and low external component count make the TP4056 ideally suited for portable applications. Furthermore, the TP4056 can work within USB and wall adapter.

No blocking diode is required due to the internal PMOSFET architecture and have prevent to negative Charge Current Circuit. Thermal feedback regulates the charge current to limit the die temperature during high power operation or high ambient temperature. The charge voltage is fixed at 4.2V, and the charge current can be programmed externally with a single resistor. The TP4056 automatically terminates the charge cycle when the charge current drops to 1/10th the programmed value after the final float voltage is reached.

TP4056 Other features include current monitor, under voltage lockout, automatic recharge and two status pin to indicate charge termination and the presence of an input voltage.

FEATURES

- Programmable Charge Current Up to 1000mA
- No MOSFET, Sense Resistor or Blocking Diode Required
- Complete Linear Charger in SOP-8 Package for Single Cell Lithium-Ion Batteries
- Constant-Current/Constant-Voltage
- Charges Single Cell Li-Ion Batteries Directly from USB Port
- Preset 4.2V Charge Voltage with 1.5% Accuracy
- Automatic Recharge
- two Charge Status Output Pins
- C/10 Charge Termination
- 2.9V Trickle Charge Threshold (TP4056)
- Soft-Start Limits Inrush Current
- Available Radiator in 8-Lead SOP Package, the Radiator need connect GND or impending

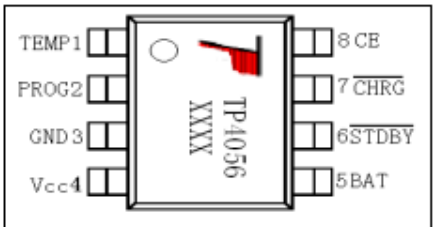
ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

- Input Supply Voltage(V_{CC}): -0.3V～8V
- TEMP: -0.3V～10V
- CE: -0.3V～10V
- BAT Short-Circuit Duration: Continuous
- BAT Pin Current: 1200mA
- PROG Pin Current: 1200uA
- Maximum Junction Temperature: 145℃
- Operating Ambient Temperature Range: -40℃～85℃
- Lead Temp.(Soldering, 10sec): 260℃

APPLICATIONS

- Cellular Telephones, PDAs, GPS
- Charging Docks and Cradles
- Digital Still Cameras, Portable Devices
- USB Bus-Powered Chargers,Chargers

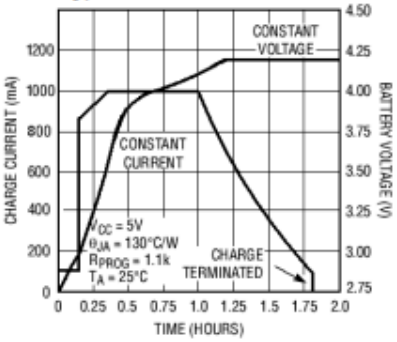
PACKAGE/ORDER INFORMATION



SOP－8

photo	ORDER PART NUMBER
	TP4056-42-SOP8-PP
	PART MARKING TP4056

Complete Charge Cycle (1000mAh Battery)



1

TEMP(Pin 1) :Temperature Sense Input Connecting TEMP pin to NTC thermistor's output in Lithium ion battery pack. If TEMP pin's voltage is below 45% or above 80% of supply voltage VIN for more than 0.15S, this means that battery's temperature is too high or too low, charging is suspended. The temperature sense function can be disabled by grounding the TEMP pin.

PROG(Pin 2): Constant Charge Current Setting and Charge Current Monitor Pin charge current is set by connecting a resistor RISET from this pin to GND. When in precharge mode, the ISET pin's voltage is regulated to 0.2V. When in constant charge current mode, the ISET pin's voltage is regulated to 2V.In all modes during charging, the voltage on ISET pin can be used to measure the charge current as follows:

$$I_{BAT} = \frac{V_{PROG}}{R_{PROG}} \times 1200 \quad (V_{PROG}=1V)$$

GND(Pin3): Ground Terminal

Vcc(Pin 4): Positive Input Supply Voltage VIN is the power supply to the internal circuit. When VIN drops to within 30mv of the BAT pin voltage, TP4056 enters low power sleep mode, dropping BAT pin's current to less than 2uA.

BAT(Pin5): Battery Connection Pin. Connect the positive terminal of the battery to BAT pin. BAT pin draws less than 2uA current in chip disable mode or in sleep mode. BAT pin provides charge current to the battery and provides regulation voltage of 4.2V.

$\overline{\text{STDBY}}$(Pin6): Open Drain Charge Status Output When the battery Charge Termination, the $\overline{\text{STDBY}}$ pin is pulled low by an internal switch, otherwise $\overline{\text{STDBY}}$ pin is in high impedance state.

$\overline{\text{CHRG}}$(Pin7): Open Drain Charge Status Output When the battery is being charged, the $\overline{\text{CHRG}}$ pin is pulled low by an internal switch, otherwise $\overline{\text{CHRG}}$ pin is in high impedance state.

CE(Pin8): Chip Enable Input. A high input will put the device in the normal operating mode. Pulling the CE pin to low level will put the YP4056 into disable mode. The CE pin can be driven by TTL or CMOS logic level.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

The ● denotes specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at **T_A=25℃, V_{CC} =5V**, unless otherwise noted.

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNITS
V_{CC}	Input Supply Voltage		●	4.0	5	8.0	V
I_{CC}	Input Supply Current	Charge Mode, R_{PROG} = 1.2k StandbyMode(Charge Terminated) Shutdown Mode (R_{PROG} Not Connected,V_{CC} < V_{BAT}, or V_{CC} < V_{UV})	● ● ●		150 55 55	500 100 100	μA μA μA
V_{FLOAL}	Regulated Output (Float) Voltage	0℃≤T_A≤85℃, I_{BAT}=40mA		4.137	4.2	4.263	V
I_{BAT}	BAT Pin Current Text condition:VBAT=4.0V	R_{PROG} = 2.4k, Current Mode R_{PROG} = 1.2k, Current Mode Standby Mode, V_{BAT} = 4.2V	● ● ●	450 950 0	500 1000 −2.5	550 1050 −6	mA mA μA
I_{TRIKL}	Trickle Charge Current	V_{BAT}<V_{TRIKL}, R_{PROG}=1.2K	●	120	130	140	mA
V_{TRIKL}	Trickle Charge Threshold Voltage	R_{PROG}=1.2K, V_{BAT} Rising		2.8	2.9	3.0	V
V_{TRHYS}	Trickle Charge Hysteresis Voltage	R_{PROG}=1.2K		60	80	100	mV
T_{LIM}	Junction Temperature in Constant Temperature Mode				145		℃

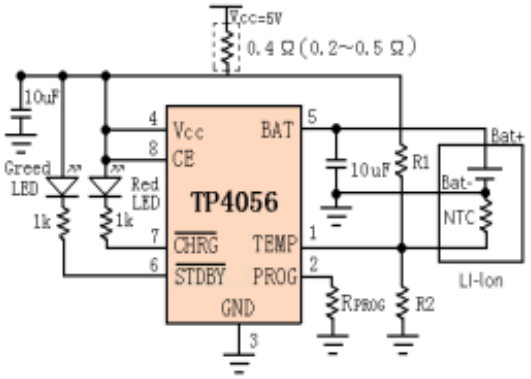
indicator light state

Charge state	Red LED $\overline{CHRG}$	Greed LED $\overline{STDBY}$
charging	bright	extinguish
Charge Termination	extinguish	bright
Vin too low; Temperature of battery too low or too high; no battery	extinguish	extinguish
BAT PIN Connect 10u Capacitance; No battery	Greed LED bright，Red LED Coruscate T=1-4 S	

Rprog Current Setting

R_{PROG} (k)	I_{BAT} (mA)
10	130
5	250
4	300
3	400
2	580
1.66	690
1.5	780
1.33	900
1.2	1000

TYPICAL APPLICATIONS



CERTIFICADO DE VALIDACIÓN CLINICA

Lic. MSc Gabriela Flores
Fisioterapeuta
1500438617
Fisio en casa
Contacto: 0963091233

CERTIFICA QUE:

Luego de haber realizado una evaluación funcional y clínica del SISTEMA INTEGRADO DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA RECUPERACIÓN FUNCIONAL POST ARTROPLASTIA DE CADERA, se verificó que el sistema cumple con los requerimientos necesarios para su aplicación en procesos de rehabilitación física, orientados a la recuperación de la movilidad, coordinación y control postural en pacientes intervenidos quirúrgicamente mediante artroplastia de cadera en etapa funcional avanzada.

El sistema emplea entornos virtuales inmersivos, interactivos y gamificados que permiten al paciente realizar ejercicios terapéuticos de forma guiada, segura y progresiva, facilitando la adherencia al tratamiento y promoviendo una rehabilitación más eficiente.

PRUEBAS REALIZADAS:

1. Evaluación funcional de los ejercicios terapéuticos, verificando que los movimientos propuestos correspondan a protocolos de rehabilitación post artroplastia de cadera en etapa de rehabilitación funcional avanzada.
2. Pruebas de estabilidad y seguridad del sistema, garantizando que el paciente pueda realizar los ejercicios sin riesgo de caídas o movimientos inadecuados.
3. Verificación del sistema de monitoreo y retroalimentación, comprobando la correcta detección de movimientos, posturas y cumplimiento de las rutinas establecidas.
4. Análisis de usabilidad e interacción, evaluando la facilidad de uso, comprensión de instrucciones y adaptación del paciente al entorno virtual.

CONCLUSIÓN:

El SISTEMA INTEGRADO DE REALIDAD VIRTUAL PARA LA RECUPERACIÓN FUNCIONAL POST ARTROPLASTIA DE CADERA ha demostrado ser una herramienta eficaz y segura como complemento a los procesos convencionales de rehabilitación física, permitiendo mejorar la movilidad articular, el equilibrio y la coordinación del paciente.

Se concluye que el sistema es apto para su uso en programas de rehabilitación postoperatoria, siempre bajo supervisión de un profesional de la salud, garantizando una correcta ejecución de los ejercicios y una adecuada interpretación de los resultados obtenidos.

Firma:



Lic. MSc Gabriela Flores
Fisioterapeuta
1500438617