



Pontificia Universidad  
**JAVERIANA**  
Cali

**Facultad de Ingeniería  
y Ciencias**

Ingeniería Biomédica

MONOGRAFÍA DE TRABAJO DE GRADO

Desarrollo de prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria manual con vibraciones que permita la movilización de secreciones en población adulta

Vivian Vanessa Rivera Figueroa  
Michelle Stefany Rios Ortiz

*Director*

MSc. Valentina Corchuelo Guzmán

*Codirector*

Dra. Magda Diaz Vesga

21 de julio de 2025



Santiago de Cali, 21 de julio de 2025

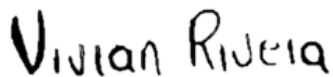
Señores  
Pontificia Universidad Javeriana – Cali  
Dr. Hernán Camilo Rocha Niño  
Decano  
Facultad de Ingeniería y Ciencias  
Ciudad

Cordial Saludo.

Por medio de la presente nos permitimos presentarle el Trabajo de Grado titulado “Desarrollo de prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria manual con vibraciones que permita la movilización de secreciones en población adulta”.

Esperamos que este trabajo reúna todos los requisitos académicos, cumpla el propósito para el cual fue creado y sirva de apoyo para futuros proyectos relacionados con la materia.

Atentamente,



---

Vivian Vanessa Rivera Figueroa



---

Michelle Stefany Rios Ortiz



Santiago de Cali, 21 de julio de 2025

Señores

**Pontificia Universidad Javeriana – Cali**

Dr. Hernán Camilo Rocha Niño

Decano

Facultad de Ingeniería y Ciencias

Ciudad

Cordial Saludo.

Certificamos que el presente Trabajo de Grado titulado “Desarrollo de prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria manual con vibraciones que permita la movilización de secreciones en población adulta”, realizado por Vivian Vanessa Rivera Figueroa y Michelle Stefany Rios Ortiz, estudiantes de Ingeniería Biomédica, se encuentra terminado y puede ser presentado para su sustentación.

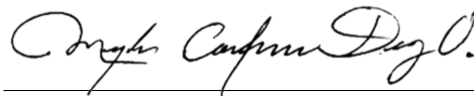
Atentamente,

**Valentina  
Corchuelo**

Firmado digitalmente por  
Valentina Corchuelo  
Fecha: 2025.07.22 16:16:22  
-05'00'

---

MSc. Valentina Corchuelo Guzmán  
Director Trabajo de Grado



---

Dra. Magda Diaz Vesga  
Co-Director Trabajo de Grado



# Agradecimientos

Este trabajo de grado representa mucho más que la culminación de un proceso académico; es el reflejo de un proceso que nos transformó como estudiantes, como profesionales en formación y como personas. Detrás de cada página hay aprendizajes, dudas, desafíos y aciertos, pero, sobre todo, hay personas que nos acompañaron, nos guiaron y creyeron en nosotras. A todas ellas, queremos expresarles nuestra más sincera gratitud.

A nuestra directora de trabajo de grado, la ingeniera biomédica MSc. Valentina Corchuelo, gracias por su liderazgo firme, su disposición para escucharnos y su confianza en nuestro proyecto desde el inicio. Su acompañamiento nos motivó a esforzarnos y a dar siempre lo mejor de nosotras.

A la fisioterapeuta Dra. Magda Díaz Vesga, codirectora de este trabajo, le expresamos un agradecimiento profundo por ayudarnos a ampliar la mirada más allá de lo técnico. Gracias por enseñarnos a pensar con empatía, a entender que detrás de cada dispositivo existe una persona con necesidades reales.

Al ingeniero electrónico Juan Esteban Palacios, asesor de nuestro proyecto de grado, le agradecemos por su paciencia y su constante disposición para acompañarnos durante las etapas más retadoras del diseño e implementación del sistema electrónico. Su experiencia fue importante para traducir nuestras ideas en un sistema funcional, y su apoyo hizo posible que este prototipo pasara del papel a convertirse en una realidad tangible.

Nuestro agradecimiento también para los laboratoristas que nos apoyaron con la impresión 3D de componentes y con el acceso al material electrónico necesario para las pruebas. Así mismo, agradecemos al equipo del hospital simulado por brindarnos los espacios, las herramientas y el simulador de alta complejidad para validar nuestro sistema. Sin ese apoyo, no habría sido posible alcanzar los resultados que hoy presentamos.

A los fisioterapeutas y terapeutas respiratorios de la Universidad Santiago de Cali y de la Universidad del Valle que participaron en las entrevistas, gracias por compartir con nosotras su tiempo, sus experiencias y su conocimiento. Sus aportes fueron fundamentales para entender las necesidades reales en el contexto clínico, y nos permitieron diseñar con propósito y con mayor conciencia de la realidad a la que esperamos aportar.

A los profesores y profesoras del programa de Ingeniería Biomédica, gracias por su compromiso con nuestra formación. A lo largo de estos años, cada clase, cada proyecto y cada reto que enfrentamos bajo su orientación contribuyó a construir nuestras capacidades técnicas, humanas y profesionales. Gracias por enseñarnos que la ingeniería también transforma vidas y por impulsarnos siempre a ser mejores, no solo para nosotras mismas, sino también para el mundo que nos espera.

A nuestras familias, gracias por estar siempre, por su amor incondicional y por acompañarnos en cada etapa. Gracias por su apoyo en los momentos de estrés, por las palabras de aliento y por celebrar con nosotras cada pequeño logro. Este trabajo también es de ustedes, porque sin su respaldo esto no habría sido posible.

Finalmente, agradecemos a todas las personas que, de manera directa o indirecta, hicieron parte de este proceso. Cada conversación, cada duda resuelta, cada gesto de apoyo y cada idea compartida

dejaron una huella en el camino recorrido. Gracias por estar, por acompañarnos con generosidad y por aportar, desde distintos lugares, al desarrollo de este trabajo de grado que hoy concluye y, al mismo tiempo, da inicio a nuevas etapas llenas de aprendizaje y crecimiento.

# Glosario

## Símbolos

<b><i>P</i></b>	Presión.
<b><i>V</i></b>	Volumen.
<b><i>t</i></b>	Tiempo (min o s).
<b><i>Hz</i></b>	Hercios. Unidad de frecuencia que indica ciclos por segundo.
<b><i>LSB</i></b>	Bit menos significativo. Unidad mínima de resolución en una representación digital.
<b><i>g</i></b>	Aceleración gravitacional. Equivale a 9.81 m/s <sup>2</sup> .
<b><i>V</i></b>	Voltaje. Diferencia de potencial eléctrico.
<b><i>A</i></b>	Amperio. Unidad de corriente eléctrica.
<b><i>RPM</i></b>	Revoluciones por minuto. Medida de velocidad angular de los motores.

## Acrónimos y Definiciones

<b><i>CVF</i></b>	Capacidad vital forzada. Volumen total exhalado con esfuerzo tras una inspiración completa [1].
<b><i>FEV<sub>1</sub></i></b>	Volumen espiratorio forzado en el primer segundo. Aire exhalado con fuerza en el primer segundo tras inspiración profunda [2].
<b><i>ERC</i></b>	Enfermedad Respiratoria Crónica. Grupo de afecciones pulmonares persistentes como asma o EPOC, con síntomas como tos y dificultad respiratoria [3].
<b><i>FR</i></b>	Frecuencia respiratoria. Número de respiraciones por minuto. [4].
<b><i>HFCWO</i></b>	Oscilación de la pared torácica de alta frecuencia. Chaleco neumático que aplica vibraciones para movilizar secreciones respiratorias [5].
<b><i>IPV</i></b>	Ventilación percutora intrapulmonar. Técnica que combina ráfagas de gas con respiración espontánea para movilizar secreciones mediante percusión interna [5].
<b><i>MCC</i></b>	Aclaramiento mucociliar. Mecanismo fisiológico de eliminación de secreciones mediante el movimiento de los cilios respiratorios [6].
<b><i>PCB</i></b>	Placa de circuito impreso (Printed Circuit Board). Componente electrónico que proporciona soporte físico y conexiones eléctricas, utilizada para integrar y conectar diversos componentes en un sistema electrónico [7].
<b><i>PEF</i></b>	Flujo espiratorio pico. Velocidad máxima de flujo durante una espiración forzada [8].
<b><i>PEP</i></b>	Presión espiratoria positiva. Método que crea resistencia durante la espiración para mejorar la eliminación de moco [5].
<b><i>SpO<sub>2</sub></i></b>	Saturación de oxígeno. Porcentaje de hemoglobina arterial saturada con oxígeno, medida por oximetría de pulso [9].
<b><i>TCA</i></b>	Técnicas de desobstrucción de la vía aérea. Intervenciones físicas o mecánicas para movilizar y eliminar secreciones respiratorias, mejorando la ventilación [5].
<b><i>VPI</i></b>	Ventilación mecánica inspiratoria. Modalidad de soporte ventilatorio durante la inspiración, para reducir el esfuerzo respiratorio [10].

**WBV** Vibración de cuerpo entero. Plataforma vibratoria que transmite oscilaciones a todo el cuerpo para facilitar la limpieza pulmonar [5].

## Términos

<i>Disnea</i>	Sensación subjetiva de dificultad respiratoria. Puede ser causada por alteraciones físicas, psicológicas o ambientales [11].
<i>Decúbito</i>	Término general que describe la postura en la que un paciente está acostado. Se clasifica en distintas variantes según la orientación del cuerpo, y es fundamental en intervenciones clínicas y terapias físicas [12].
<i>Decúbito lateral</i>	Posición en la que el paciente está acostado de lado. Se utiliza para favorecer la ventilación de un pulmón específico o el drenaje de secreciones de un hemitorax determinado [12].
<i>Decúbito prono</i>	Posición en la que el paciente se encuentra acostado boca abajo, con el abdomen hacia la superficie. Se emplea para facilitar el drenaje de secreciones en ciertas patologías respiratorias [12].
<i>Decúbito supino</i>	Posición en la que el paciente está acostado boca arriba, con la espalda apoyada sobre la superficie. Es comúnmente utilizada en exploraciones médicas y procedimientos quirúrgicos [12].
<i>Espujo</i>	Secreción mucosa del tracto respiratorio inferior, expulsada por tos. Su análisis es útil para diagnóstico de infecciones respiratorias [13].
<i>Exactitud</i>	Qué tan cerca están los valores medidos de la frecuencia establecida (valor real).
<i>Microcontrolador</i>	Circuito integrado que contiene una unidad de procesamiento, memoria y periféricos de entrada/salida, diseñado para ejecutar tareas específicas en sistemas embebidos [14].
<i>Modularidad</i>	Propiedad de un sistema que permite dividirlo en componentes independientes, reutilizables y configurables [15].
<i>Precisión</i>	Qué tan consistentes (poco dispersos) son los valores medidos entre sí (varianza o desviación estándar).
<i>Prototipo</i>	Primer modelo o versión inicial de un dispositivo o sistema, que sirve como ejemplo, prueba o referencia para futuras versiones o producciones [16].
<i>Vibración</i>	Movimiento oscilatorio de un cuerpo alrededor de una posición de equilibrio. En terapia respiratoria, se emplea para movilizar secreciones mediante estímulos mecánicos repetitivos sobre el tórax [17].

# Resumen

Las enfermedades respiratorias crónicas (ERC) representan una de las principales causas de morbilidad y mortalidad tanto a nivel mundial como en Colombia, donde se constituyen como la cuarta causa de muerte. En este contexto, la fisioterapia respiratoria cumple un papel fundamental, especialmente en pacientes con acumulación excesiva de secreciones. Sin embargo, las técnicas manuales de terapia empleadas tradicionalmente, presentan limitaciones debido a la falta de objetividad y la dependencia del juicio y habilidades del fisioterapeuta, lo que puede afectar la calidad de la terapia. Ante esta problemática, el presente trabajo de grado se enfocó en el diseño y desarrollo de un prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria con vibraciones, orientado a población adulta. El prototipo fue diseñado para proporcionar una alternativa tecnológica que permita mejorar la precisión, objetividad y adaptabilidad del tratamiento. Para su desarrollo se utilizó la metodología *Design Thinking*, abordando las fases de empatía, ideación, diseño, implementación y validación. En la etapa inicial se identificaron las necesidades clínicas mediante entrevistas a fisioterapeutas y/o terapeutas respiratorios y revisión bibliográfica. Luego se definieron los parámetros de diseño, se desarrollaron propuestas de solución, y se construyó el prototipo con componentes electrónicos y sistemas de vibración. El prototipo fue validado mediante pruebas con un sensor y un simulador de alta fidelidad, evidenciando una concordancia entre las vibraciones programadas y las realmente registradas con el sensor. Además, se diseñó una aplicación móvil que permite controlar el dispositivo de forma remota, facilitando su uso en entornos clínicos y ambulatorios. Los resultados muestran el potencial del sistema para apoyar la terapia respiratoria con mayor objetividad, comodidad y adaptabilidad. Finalmente, se proponen líneas futuras de trabajo orientadas a la mejora del sistema de hardware y software, con el fin de fortalecer su aplicación en el campo de la fisioterapia respiratoria.

**Palabras clave:** Fisioterapia respiratoria, prototipo electrónico, movilización de secreciones, vibraciones.



# Abstract

Chronic respiratory diseases (CRDs) are among the leading causes of morbidity and mortality worldwide and in Colombia, where they rank as the fourth leading cause of death. In this context, respiratory physiotherapy plays a fundamental role, especially in patients with excessive secretion accumulation. However, traditional manual therapy techniques have limitations due to the lack of objectivity and their reliance on the physiotherapist's judgment and skills, which can affect the quality of treatment. To address this issue, the present undergraduate thesis focused on the design and development of a prototype to support respiratory therapy through vibrations, aimed at the adult population. The prototype was designed to offer a technological alternative that enhances the precision, objectivity, and adaptability of the treatment.

The development followed the *Design Thinking* methodology, addressing the phases of empathy, ideation, design, implementation, and validation. In the initial stage, clinical needs were identified through interviews with physiotherapists and/or respiratory therapists, as well as a literature review. Design parameters were then defined, solution proposals were developed, and the prototype was built using electronic components and vibration systems.

The prototype was validated through tests using sensors and a high-fidelity simulator, showing consistency between the programmed and the actual recorded vibrations. Additionally, a mobile application was developed to enable remote control of the device, facilitating its use in both clinical and outpatient settings. The results demonstrate the system's potential to support respiratory therapy with greater objectivity, comfort, and adaptability. Finally, future lines of work are proposed, focused on improving the hardware and software systems to strengthen its application in the field of respiratory physiotherapy.

**Keywords:** respiratory physiotherapy, electronic prototype, secretion mobilization, vibrations.



# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Planteamiento del Problema</b>	<b>3</b>
<b>3. Justificación</b>	<b>5</b>
<b>4. Objetivos</b>	<b>7</b>
4.1. Objetivo General . . . . .	7
4.2. Objetivos Específicos . . . . .	7
<b>5. Marco de Referencia</b>	<b>9</b>
5.1. Áreas Temáticas . . . . .	9
5.2. Marco Teórico . . . . .	9
5.2.1. Conceptos Clínicos . . . . .	9
5.2.2. Enfermedades respiratorias crónicas . . . . .	13
5.2.3. Higiene bronquial . . . . .	14
5.2.4. Aclaramiento mucociliar . . . . .	14
5.2.5. Fisioterapia respiratoria . . . . .	14
5.2.6. Fundamentos de la vibración . . . . .	16
5.2.7. Terapia con vibraciones . . . . .	16
5.2.8. Conceptos de sistemas electrónicos y mecánicos . . . . .	17
5.2.9. Clasificación de los prototipos según su fidelidad . . . . .	19
5.2.10. Regulaciones Normativas . . . . .	19
5.2.11. Criterios de clasificación por riesgo de los Dispositivos Médicos . . . . .	20
5.2.12. Compatibilidad electromagnética . . . . .	21
5.3. Trabajos relacionados . . . . .	22
5.3.1. TriBURTER: invención y validación perceptual del dispositivo portátil de vibración de alta frecuencia y entrenamiento muscular para pacientes con enfermedades respiratorias . . . . .	22
5.3.2. Diseño de un sistema vibratorio para afecciones respiratorias . . . . .	22
5.3.3. Dispositivos oscilatorios para la depuración de las vías respiratorias en pacientes con fibrosis quística . . . . .	23
5.3.4. Fisioterapia respiratoria con cinturones de vibración en el paciente crítico COVID-19 en posición de prono . . . . .	23
5.3.5. Dispositivo de terapia respiratoria para pacientes pediátricos con fibrosis quística . . . . .	24
5.3.6. Técnicas instrumentales de fisioterapia respiratoria . . . . .	25

<b>6. Materiales y Métodos</b>	<b>27</b>
6.1. Caracterización de la terapia respiratoria con vibraciones . . . . .	27
6.1.1. Metodología para la revisión de literatura . . . . .	27
6.1.2. Metodología Benchmarking . . . . .	30
6.1.3. Metodología para la realización de entrevistas . . . . .	31
6.2. Diseño del prototipo . . . . .	32
6.2.1. Determinación de la región anatómica para la aplicación de la terapia vibratoria	32
6.2.2. Desarrollo conceptual del prototipo: Fase de ideación en <i>Design Thinking</i> . .	33
6.2.3. Diseños preliminares para el prototipo de terapia vibratoria . . . . .	34
6.2.4. Criterios de evaluación del diseño del prototipo . . . . .	37
6.2.5. Diseño 3D del prototipo modular . . . . .	37
6.2.6. Desarrollo del circuito y la aplicación . . . . .	40
6.2.7. Protección y alojamiento de los motores . . . . .	42
6.2.8. Diagrama de bloques del sistema propuesto . . . . .	44
6.2.9. Diseño orientado a la confección del prototipo . . . . .	44
6.2.10. Diseño de PCB . . . . .	45
6.3. Implementación del prototipo . . . . .	45
6.3.1. Implementación circuito y aplicación . . . . .	45
6.3.2. Protección y alojamiento de los motores . . . . .	47
6.3.3. Código ESP32 . . . . .	47
6.3.4. Código Aplicación . . . . .	49
6.3.5. Confección del prototipo . . . . .	50
6.4. Verificación de funcionamiento del prototipo . . . . .	50
6.4.1. Uso del acelerómetro MPU6050 . . . . .	50
6.4.2. Protocolo de verificación . . . . .	51
6.4.3. Verificación preliminar del prototipo en simulador . . . . .	53
6.4.4. Pruebas del prototipo en diferentes posiciones . . . . .	54
<b>7. Resultados y Discusión</b>	<b>57</b>
7.1. Caracterización de la terapia respiratoria con vibraciones . . . . .	57
7.1.1. Terapia respiratoria con vibraciones, revisión de literatura . . . . .	57
7.1.2. Resultados y análisis Benchmarking . . . . .	63
7.1.3. Resultados y análisis entrevistas . . . . .	65
7.1.4. Requerimientos de diseño del prototipo . . . . .	70
7.2. Diseño del prototipo . . . . .	72
7.2.1. Elección diseño prototipo . . . . .	72
7.2.2. Diseño 3D del prototipo . . . . .	73
7.2.3. Circuito y app . . . . .	74
7.2.4. Confección del chaleco . . . . .	76
7.2.5. PCB . . . . .	77
7.3. Implementación del prototipo . . . . .	78

<b>Índice general</b>	<b>19</b>
<hr/>	
7.3.1. Implementación electrónica y física del sistema . . . . .	78
7.3.2. Implementación de Software . . . . .	81
7.4. Verificación del prototipo . . . . .	82
7.4.1. Gráficas de verificación . . . . .	82
7.4.2. Análisis gráfico de las pruebas más representativas . . . . .	83
7.4.3. Resultados globales de verificación . . . . .	88
7.4.4. Comportamiento general del prototipo según frecuencias programadas y de- tectadas . . . . .	89
7.4.5. Evaluación comparativa y cuantitativa de las frecuencias aplicadas . . . . .	91
<b>8. Conclusiones</b>	<b>93</b>
<b>9. Trabajos futuros</b>	<b>95</b>
<b>10. Anexos</b>	<b>97</b>
<b>Anexos</b>	<b>97</b>
Anexo 1 – Formato de entrevista . . . . .	97
Anexo 2 – Consentimiento informado . . . . .	101
Anexo 3 – Resultados complementarios de entrevistas . . . . .	103
Anexo 4 – Códigos fuente . . . . .	106
<b>Bibliografía</b>	<b>107</b>



# Índice de figuras

5.1. Sistema Respiratorio. Tomada de [18]	10
5.2. Fisiología del Sistema Respiratorio. Tomada de [19]	12
5.3. Ilustración de dispositivo de oscilaciones intratorácicas. Tomada de [20].	17
5.4. Ilustración del dispositivo TriBURTER. Tomado de [21].	22
5.5. Ilustración sistema vibratorio para afecciones respiratorias. Tomado de [22].	23
5.6. Cinturón de vibración utilizado para fisioterapia en paciente crítico COVID-19. Tomado de [23].	24
5.7. Ilustración prototipo de dispositivo de oscilación intrapulmonar. Tomado de [24].	24
6.1. Diagrama de flujo de la revisión.	30
6.2. Regiones de Aplicación de la Terapia Vibratoria en el Tórax. Tomado de [25]	33
6.3. Fase de ideación: Definición de aspectos claves del prototipo.	34
6.4. Diseño modular de dos secciones: distribución de motores y componentes electrónicos.	35
6.5. Diseño de una parte (anterior y posterior): distribución de motores y sistema de control.	36
6.6. Diseño de cobertura completa: distribución de motores y sistema de sujeción lateral.	36
6.7. Modelo 3D del diseño modular del prototipo	38
6.8. Sistema de ajuste del modelo	38
6.9. Hebillas de enganche tipo click-clack para sujeción	39
6.10. Espacio destinado para los componentes electrónicos del prototipo	39
6.11. Imagen de referencia motores vibratorios 6V.	40
6.12. Dimensiones principales del estuche: altura y diámetro del cilindro	42
6.13. Dimensiones del espacio destinado para el paso del cableado del motor	43
6.14. Diámetro exterior superior de la tapa	43
6.15. Dimensiones de la extensión de la tapa para encaje en el estuche	43
6.16. Diagrama de bloques del sistema propuesto	44
6.17. Diseño conceptual de la aplicación	47
6.18. Nomenclatura de los motores y movimiento en dirección a la vía aérea superior.	47
6.19. Proceso de confección del prototipo	50
6.20. Sensor MPU6050 utilizado para la medición de las vibraciones generadas por los motores del prototipo.	51
6.21. Simulador de alta complejidad Clinical Care	52
6.22. Ubicación del sensor en el lado derecho e izquierdo del simulador.	53
6.23. Simulador en posición de sedestación y decúbito supino.	54
6.24. Simulador en posición de decúbito lateral	55
6.25. Aplicación del chaleco en el lado derecho (vista anterior y posterior)	55
6.26. Aplicación del chaleco en el lado izquierdo (vista anterior y posterior)	56
6.27. Chaleco vibratorio ensamblado cubriendo ambos lados del tórax	56

7.1. Respuestas obtenidas para la pregunta sobre los desafíos de aplicación de las vibraciones manuales. . . . .	66
7.2. Respuestas obtenidas para la pregunta sobre los beneficios esperados de aplicación de las vibraciones manuales. . . . .	67
7.3. Respuestas obtenidas para la pregunta sobre los desafíos de aplicación de las vibraciones con dispositivos. . . . .	67
7.4. Respuestas obtenidas para la pregunta sobre los beneficios esperados de aplicación de las vibraciones con dispositivos. . . . .	68
7.5. Vista del modelo modular en el usuario (ambos lados del tórax) . . . . .	74
7.6. Vista del modelo modular para su uso en el lado derecho del tórax . . . . .	74
7.7. Vista del modelo modular para su uso en el lado izquierdo del tórax . . . . .	74
7.8. Circuito final . . . . .	75
7.9. Interfaz gráfica de la aplicación desarrollada. . . . .	75
7.10. Molde para confección capa externa del prototipo. . . . .	76
7.11. Molde para confección capa interna del prototipo. . . . .	76
7.12. Capas de cobre (superior e inferior), soldadura y serigrafía respectivamente . . . . .	77
7.13. Modelo 3D de la PCB diseñada. . . . .	77
7.14. Prototipo confeccionado. . . . .	78
7.15. Compartimiento interno del prototipo. . . . .	78
7.16. Carcasas motores impresas en 3D. . . . .	79
7.17. Implementación del sistema completo . . . . .	79
7.18. Diagrama del funcionamiento general del prototipo. . . . .	80
7.19. Diagrama funcionamiento del código para el control del prototipo mediante la ESP32	81
7.20. Diagrama funcionamiento del código para el control de la aplicación. . . . .	81
7.21. Lecturas del acelerómetro con el simulador en estado basal y sin activación del prototipo.	83
7.22. Magnitud de aceleración registrada - 15 Hz lado derecho, prueba 1. . . . .	83
7.23. Espectro de frecuencia - 15 Hz lado derecho, prueba 1. . . . .	84
7.24. Magnitud de aceleración registrada - 15 Hz lado izquierdo, prueba 2. . . . .	84
7.25. Espectro de frecuencia - 15 Hz lado izquierdo, prueba 2. . . . .	84
7.26. Magnitud de aceleración registrada - 20 Hz lado derecho, prueba 1. . . . .	85
7.27. Espectro de frecuencia - 20 Hz lado derecho, prueba 1. . . . .	85
7.28. Magnitud de aceleración registrada - 20 Hz lado izquierdo, prueba 3. . . . .	86
7.29. Espectro de frecuencia - 20 Hz lado izquierdo, prueba 3. . . . .	86
7.30. Magnitud de aceleración registrada - 25 Hz lado derecho, prueba 1. . . . .	86
7.31. Espectro de frecuencia - 25 Hz lado derecho, prueba 1. . . . .	87
7.32. Magnitud de aceleración registrada - 25 Hz lado derecho, prueba 3. . . . .	87
7.33. Espectro de frecuencia - 25 Hz lado derecho, prueba 3. . . . .	87
7.34. Frecuencias dominantes obtenidas a partir de las pruebas realizadas para cada frecuencia programada, en ambos lados del prototipo. . . . .	89

---

10.1. Respuestas obtenidas para la pregunta sobre la metodología de aplicación de las vibraciones. . . . .	103
10.2. Respuestas obtenidas para la pregunta sobre monitorización de parámetros fisiológicos.	104
10.3. Respuestas obtenidas para la pregunta sobre cuales parámetros fisiológicos son monitorizados. . . . .	104
10.4. Respuestas obtenidas para la pregunta sobre seguridad del paciente. . . . .	105



# Índice de cuadros

6.1. Número de artículos encontrados por base de datos para terapia manual . . . . .	28
6.2. Número de artículos encontrados por base de datos para terapia con dispositivos . .	28
6.3. RPM registradas a 6V para cada motor . . . . .	41
6.4. Valores de voltaje y corriente medidos en los motores . . . . .	41
6.5. Equivalencias entre voltaje, RPM, frecuencia y valores PWM . . . . .	48
7.1. Comparación de Técnicas de Terapia Respiratoria con Vibraciones . . . . .	59
7.2. Comparación de Tipos de Ondas en Terapia Respiratoria . . . . .	61
7.3. Rangos de Frecuencia y su Aplicación en Terapia Respiratoria . . . . .	62
7.4. Comparación de dispositivos de terapia respiratoria . . . . .	64
7.5. Requerimientos técnicos del prototipo . . . . .	72
7.6. Comparación de diseños de prototipos para terapia respiratoria . . . . .	73
7.7. Resultados: Frecuencia de muestreo y Frecuencia dominante por prueba . . . . .	88
7.8. Resumen de exactitud y precisión para cada frecuencia de estímulo (lado derecho e izquierdo) . . . . .	90
7.9. Comparativa de frecuencias aplicadas en las pruebas realizadas con el prototipo y frecuencias recomendadas en la literatura. . . . .	91



# Introducción

---

Las enfermedades respiratorias crónicas (ERC) representan un desafío importante para los sistemas de salud, tanto a nivel mundial como nacional. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), estas enfermedades causan aproximadamente 4 millones de muertes al año en todo el mundo [3]. En Colombia, la situación no es diferente: las ERC constituyen la cuarta causa de muerte en el país [26]. Aunque las tasas de mortalidad han mostrado una tendencia a la disminución en los últimos años [27], estas patologías siguen siendo una prioridad de salud pública.

Los síntomas y el pronóstico de las ERC pueden variar ampliamente dependiendo del tipo de enfermedad y sus factores desencadenantes, que incluyen infecciones, exposición al humo del tabaco, reacciones alérgicas, así como antecedentes familiares [28]. Entre los síntomas más comunes se encuentran la tos, silbidos en el pecho, sensación de presión, fatiga, dificultad para respirar y la acumulación de secreciones pulmonares [29].

Una de las estrategias terapéuticas más utilizadas para el manejo de estas enfermedades, especialmente las que evidencian una notoria presencia de secreciones, es la fisioterapia respiratoria. Esta disciplina incluye diversas técnicas, tanto invasivas como no invasivas, cuyo objetivo principal es facilitar la eliminación de secreciones acumuladas en las vías respiratorias [30]. Entre las técnicas de fisioterapia respiratoria se encuentran las manuales, como masajes, percusiones y vibraciones, que han sido ampliamente empleadas por fisioterapeutas respiratorios [31], aun así, han sido objeto de discusión en cuanto a su efectividad, ya que la evidencia científica disponible es limitada [32]. Además, existe escasa información sobre parámetros objetivos como la frecuencia óptima de vibración (que puede variar entre 2Hz y 25Hz), lo cual implica que aspectos como la presión aplicada y la frecuencia dependen en gran medida del criterio y experiencia del fisioterapeuta [33], reduciendo así la objetividad y eficacia de la terapia manual [34].

Frente a este panorama, la tecnología se presenta como una alternativa para mejorar la calidad de la fisioterapia respiratoria con vibraciones. Existen actualmente dispositivos electrónicos diseñados específicamente para esta terapia, como los vibro-percutores o cinturones de vibración, los cuales permiten una aplicación más precisa y cuantificable de las vibraciones [23][35][36]. No obstante, muchos de estos dispositivos tienen diseños fijos que no se adaptan fácilmente a diferentes posiciones del cuerpo, lo que limita la comodidad del paciente.

De acuerdo con lo anterior, este proyecto se enfoca en el desarrollo de un prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria con vibraciones controladas, dirigido a población adulta. En este trabajo se muestra la metodología design thinking, la cual permitió identificar en una primera etapa las necesidades reales de la terapia respiratoria con vibraciones, a través de entrevistas y revisión bibliográfica. Esta fase de empatía facilitó la definición de requerimientos de diseño adecuados.

Posteriormente, en la fase de ideación, se generaron múltiples propuestas en cuanto a los sistemas del prototipo, seleccionando aquella que mejor se ajustaba a los requerimientos establecidos. En la fase de diseño, se definieron los componentes necesarios, incluyendo diagramas circuitales, modelado 3D y moldes de confección. Luego, en la etapa de implementación, se realizaron pruebas de prototipado para optimizar la configuración electrónica, fabricar el prototipo, imprimir las piezas y hacer el cableado e integración de motores.

Finalmente, para validar el funcionamiento del prototipo, se realizaron pruebas que compararon las vibraciones programadas con las registradas por un sensor obteniendo resultados concordantes. Asimismo, se desarrolló una aplicación móvil para el control del sistema, lo cual permitiría su uso en entornos clínicos o ambulatorios. Este documento presenta la estructura y resultados del proyecto, detallando el proceso de desarrollo, validación y funcionamiento del prototipo, y proponiendo líneas de trabajo futuras que incluyen mejoras en el sistema de hardware y software. De esta manera, se espera aportar al conocimiento en el área de la fisioterapia respiratoria con vibraciones y al desarrollo de herramientas tecnológicas aplicables a diversos contextos clínicos.

# Planteamiento del Problema

---

Las enfermedades respiratorias constituyen uno de los desafíos más críticos para los sistemas de salud a nivel global. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), aproximadamente 4 millones de personas fallecen cada año debido a enfermedades respiratorias crónicas (ERC) en todo el mundo [3]. Asimismo, según la Organización Panamericana de la Salud, las enfermedades respiratorias crónicas (ERC) constituyen una de las principales causas de mortalidad y discapacidad en la Región de las Américas [37]. En el año 2019, en Colombia, estas afecciones provocaron 35 defunciones por cada 100,000 habitantes, ubicándolo en el Quintil 4 (60-80 %) entre los países de la región [37]. Los síntomas y el pronóstico de las enfermedades respiratorias pueden variar considerablemente según la patología, dado que los factores desencadenantes son muy extensos. Estos pueden incluir infecciones, exposición al humo de tabaco, reacciones alérgicas a sustancias y antecedentes familiares de problemas respiratorios, entre otros [28]. En este contexto, los síntomas comunes abarcan tos, silbidos en el pecho, sensación de presión, fatiga, dificultad respiratoria y la presencia notoria de secreciones pulmonares [29].

En el ámbito de los tratamientos para enfermedades respiratorias, especialmente aquellas que se caracterizan por la presencia excesiva de secreciones, destaca la fisioterapia respiratoria. Esta disciplina engloba diversas técnicas, tanto invasivas como no invasivas, con el objetivo fundamental de facilitar la expectoración y expulsión de las secreciones acumuladas en las vías respiratorias [30]. Dentro de las modalidades de la fisioterapia respiratoria, se emplean técnicas manuales, como masajes, vibraciones, percusiones y movimientos del paciente, que contribuyen al proceso de expectoración y al mantenimiento de una higiene bronquial [31]. Por ejemplo, en el estudio realizado por Rivera et al. se respalda la efectividad de la Terapia Respiratoria Manual como un complemento eficaz para la eliminación de secreciones en pacientes con enfermedades respiratorias, especialmente en casos de Fibrosis Quística [38].

Aun así, estas técnicas manuales han sido objeto de debate en varias ocasiones, ya que la evidencia científica respaldando su eficacia es limitada [32]. Así mismo, la información disponible sobre los valores óptimos de frecuencia de vibraciones a aplicar (que va desde los 2Hz hasta los 25 Hz) [33], según el tipo de paciente o patología, es insuficiente. Esto implica que gran parte de las decisiones terapéuticas, como la presión a ejercer y la frecuencia de las vibraciones manuales no se puedan medir objetivamente y dependan del juicio, habilidades y experiencia del fisioterapeuta, haciendo que la terapia manual sea menos efectiva [34].

Por otro lado, la falta de datos precisos sobre la profundidad alcanzada por las oscilaciones, especialmente considerando las variaciones estructurales entre los pacientes, es un factor a considerar [39]. Por ejemplo, la aplicación de la fisioterapia respiratoria manual en adultos no puede extrapolarse directamente a un tratamiento pediátrico, ya que asumir tal extrapolación sería un error, pues el

sistema respiratorio de un niño no funciona de manera idéntica al de un adulto [39].

Es entonces cómo la tecnología surge como una herramienta de solución frente a los desafíos identificados en la terapia manual, dado que los dispositivos electrónicos han sido reconocidos por su capacidad para mejorar las dificultades observadas en este campo terapéutico [36][40]. De hecho, en el ámbito médico, estos dispositivos desempeñan un papel fundamental y en el mercado ya se pueden encontrar dispositivos electrónicos que generalmente ofrecen opciones de ajuste manual para la frecuencia y la intensidad de las vibraciones como los vibro percutores [35] y los cinturones de vibración [23]. Sin embargo, este tipo de chalecos, al tener un diseño convencional, no ofrecen la posibilidad de adaptarse a diferentes posiciones del cuerpo durante la terapia respiratoria, lo que puede afectar la comodidad del paciente. Por eso, un prototipo modular podría ser una buena opción, ya que permitiría mayor flexibilidad y adaptación a las necesidades específicas de cada persona.

En este contexto, surge la oportunidad de abordar las problemáticas mencionadas, mediante el diseño de la primera fase de un prototipo para terapia respiratoria con vibraciones que permita apoyar a la terapia manual. Este prototipo no sólo ofrecería una herramienta terapéutica adicional a las ya existentes, sino que también podría fomentar nuevas oportunidades para la investigación en este ámbito. Así mismo, proporcionaría información adicional sobre la aplicabilidad de estos dispositivos en el entorno clínico, lo que podría impulsar el desarrollo de nuevos conocimientos.

# Justificación

---

Actualmente hay una alta prevalencia de las enfermedades crónicas respiratorias (ERC) a nivel mundial y nacional. En Colombia, las ERC representan la cuarta causa de muerte, y se reportó que entre 2008 y 2012, las tasas ajustadas de mortalidad pasaron de 31.73 a 26.87 muertes por cada 100,000 habitantes y el último dato registrado en el 2020 fue de 22.9 muertes por cada 100.000 habitantes [26]. A pesar de esta tendencia a la disminución, un estudio del Banco de la República sobre enfermedades crónicas no transmisibles (ECNT) reveló que las enfermedades respiratorias son una de las ECNT más comunes en el país, representando el 54 % de las consultas realizadas por mujeres [27].

En lo que respecta al tratamiento de ERC, la terapia respiratoria y sus técnicas de movilización e higiene bronquial, incluidas las vibraciones, desempeñan un papel crucial en el mejoramiento del transporte de secreciones a corto plazo [40][36]. Según un estudio realizado por la Fundación Universitaria del Área Andina, que analiza la frecuencia con la que se utilizan las técnicas de higiene bronquial en la práctica de los fisioterapeutas respiratorios, se encontró que estos emplean las maniobras de higiene bronquial en un 51 % de los casos [41]. Sin embargo, en el estudio de McCarren et al., que analiza la vibración y su efecto sobre el sistema respiratorio, se menciona que, a pesar de requerir una vibración manual con frecuencia media entre los 10 y 16 Hz para la movilización de secreciones, la frecuencia media aplicada por los fisioterapeutas es de 5.5 Hz [42], lo cual es significativamente menor a lo requerido. Esto indica la relevancia de mejorar el control de las oscilaciones y resalta el potencial beneficio al cuantificarlas objetivamente mediante el apoyo de dispositivos tecnológicos. Estos minimizarían la variabilidad humana del proceso facilitando el acceso y la conveniencia del tratamiento para cualquier persona con bloqueos en las vías respiratoria [43].

En este contexto, cobra especial relevancia el desarrollo de alternativas tecnológicas que no solo optimicen las terapias respiratorias actuales, sino que también amplíen su alcance. En particular, surge la oportunidad de contribuir a largo plazo en el campo de la fisioterapia respiratoria mediante el uso de vibraciones mecánicas y su aplicación en poblaciones menos favorecidas que enfrentan enfermedades respiratorias crónicas (ERC). Estudios probabilísticos han corroborado que, para el caso de enfermedades como la Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC), la probabilidad de hospitalización es considerablemente mayor en el régimen subsidiado en comparación con el contributivo (13,91 % y 8,28 % respectivamente) [44]. Por su parte, la participación de las consultas de pacientes en el régimen subsidiado con enfermedad crónica respiratoria pasó de 33,4 % a 45,5 % solamente en 2019, lo cual indica un incremento significativo [27]. En el estudio realizado a fisioterapeutas por la Fundación Universitaria del Área Andina, se encontró que el 69 % no utilizaba técnicas como la vibración debido a que no contaban con el equipo médico en sus instituciones. En

Colombia, el acceso y la calidad de la atención en salud han mostrado diferencias significativas entre los distintos regímenes, en particular, las condiciones de atención y tratamiento suelen ser limitadas en términos de oportunidad y calidad para los usuarios del régimen subsidiado [45]. De ahí que, la idea de contribuir a la mejora de la calidad de atención para los pacientes con el diseño de un prototipo para terapia respiratoria con vibraciones, sea una herramienta que proporcione alternativas de apoyo tecnológico a la terapia respiratoria actual.

En este sentido, además de atender las limitaciones de acceso y disponibilidad tecnológica en ciertos contextos, resulta fundamental respaldar dichas soluciones con evidencia robusta. La efectividad de los dispositivos utilizados en terapias respiratorias se evalúa mediante estudios clínicos que miden la mejora en parámetros respiratorios, la cantidad de secreciones expulsadas, la frecuencia de hospitalizaciones y la calidad de vida de los pacientes [46]. Y, aunque los resultados obtenidos en estos estudios son positivos, los investigadores destacan la necesidad de realizar más evaluaciones para consolidar la evidencia existente [23] [36] [46]. Esto no implica que los dispositivos no hayan demostrado efectividad, sino que, como en cualquier campo, es crucial seguir investigando para optimizar su uso y adaptarlos a diversas necesidades. Así se resalta la importancia de profundizar en el estudio de la terapia respiratoria con vibraciones y en la validación de las técnicas realizadas mediante dispositivos tecnológicos.

En consideración a lo expuesto, el diseño y desarrollo de la primera fase de un prototipo para terapia respiratoria con vibraciones representa no solo un apoyo a las técnicas manuales tradicionales, sino también un aporte frente a los dispositivos existentes. Este prototipo permitiría programar y ajustar tanto las frecuencias de vibración aplicadas como la duración de la terapia, incorporando además elementos clave como la comodidad del paciente en diferentes posiciones. Asimismo, contemplaría aspectos fundamentales para garantizar la seguridad del paciente durante el tratamiento. Además de facilitar una intervención más precisa y personalizada, contribuyendo así al fortalecimiento del conocimiento científico y clínico en este campo.

# Objetivos

---

## 4.1. Objetivo General

Desarrollar un prototipo que contribuya al apoyo de la terapia respiratoria manual con vibraciones, mediante la implementación de un sistema que permita la movilización de secreciones en población adulta.

## 4.2. Objetivos Específicos

- Caracterizar la Terapia Respiratoria Manual con vibraciones a través de una revisión de literatura para la identificación de sus características y requerimientos técnicos.
- Diseñar un prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria con vibraciones que facilite la movilización de secreciones, a través de *Design Thinking*.
- Implementar el prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria con vibraciones, por medio de sistemas embebidos.
- Verificar el funcionamiento del prototipo para la comprobación de los requerimientos funcionales, mediante pruebas de laboratorio.



# Marco de Referencia

---

## 5.1. Áreas Temáticas

- Engineering in medicine and biology - Biomedical engineering.
- Control systems - Medical control systems
- Engineering – general - Design engineering
- Engineering in medicine and biology - Medical instruments - Biomedical equipment

## 5.2. Marco Teórico

### 5.2.1. Conceptos Clínicos

#### 5.2.1.1. Sistema respiratorio

El metabolismo de los seres humanos, de manera directa o indirecta, requiere de ATP (Adenosíntrifosfato) como fuente de energía y esta molécula necesita oxígeno y libera dióxido de carbono. De ahí la necesidad de la respiración, ya que gracias a este proceso es posible suministrar oxígeno al metabolismo y, a su vez, permite la eliminación de CO<sub>2</sub> [18].

El término ‘respiración’ incluye tres funciones separadas que están interrelacionadas: la ventilación, el intercambio de gases y la utilización de oxígeno. La ventilación se refiere al proceso mecánico que permite la entrada y salida de aire de los pulmones. El intercambio de gases, por su parte, es el proceso mediante el cual se transfieren oxígeno y dióxido de carbono entre los alvéolos pulmonares y la sangre. Gracias a este intercambio, el oxígeno puede llegar a los tejidos, donde es utilizado en las reacciones de respiración celular para la liberación de energía.[19].

Para llevar a cabo estas funciones, es necesario un sistema que cumpla con las condiciones necesarias para el intercambio de gases. Este sistema es conocido como el Respiratorio, el cual está conformado por un conjunto de órganos que facilitan la entrada y salida de aire del cuerpo de manera rítmica, proporcionando oxígeno y eliminando dióxido de carbono, dicho sistema se observa en la Figura 5.1. Es importante destacar que el sistema respiratorio no solo se encarga del intercambio de gases, sino que también desempeña otras funciones, como la comunicación, el olfato, el equilibrio ácido-base, la regulación de la presión arterial, entre otras. Todo esto lleva a la conclusión de que el mal funcionamiento de este sistema puede tener diversas repercusiones en la salud de las personas, por lo que es fundamental mantener una buena salud pulmonar [18].

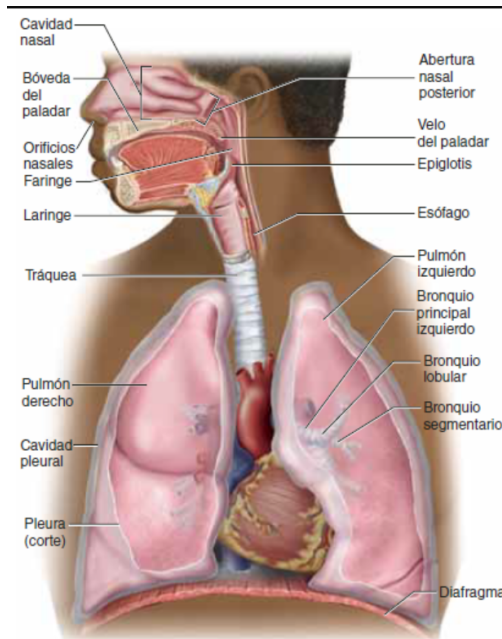


Figura 5.1: Sistema Respiratorio. Tomada de[18]

#### 5.2.1.2. Anatomía del sistema respiratorio

Los principales órganos que conforman el sistema respiratorio son la nariz, la faringe, la laringe, la tráquea, los bronquios y los pulmones. Estos órganos están distribuidos de manera organizada en dos grupos: las vías respiratorias superiores (órganos ubicados en la cabeza y el cuello) y las vías respiratorias inferiores (órganos localizados en el tórax) [18]. Estos órganos son:

- **Nariz:** Desempeña múltiples funciones esenciales, que incluyen calentar, purificar e hidratar el aire inhalado, detectar olores y actuar como espacio de resonancia para amplificar la voz. Comienza en la zona externa a través de los orificios nasales y se extiende hacia un par de aberturas posteriores conocidas como coanas [18].
- **Faringe:** La faringe se extiende aproximadamente 13 cm desde las coanas hasta la laringe y está compuesta por tres regiones: la nasofaringe, la orofaringe y la laringofaringe. La nasofaringe se encarga exclusivamente de permitir el paso del aire, mientras que la orofaringe y la laringofaringe permiten el paso tanto del aire como de bebidas y alimentos [18].
- **Laringe:** La laringe es una estructura cartilaginosa de aproximadamente 4 cm de longitud que desempeña un papel fundamental en la prevención del paso de alimentos y bebidas hacia las vías respiratorias. Además, la laringe es esencial para nuestra capacidad de producir sonidos. Para regular el paso de comida y líquidos, cuenta con una estructura conocida como la epiglotis, que se encarga de mantener las vías respiratorias protegidas durante el proceso de deglución [18].

- **Tráquea:** La tráquea es un tubo rígido que mide aproximadamente 12 cm de longitud. Se encuentra ubicado justo delante del esófago y está formado por alrededor de 20 anillos de cartílago que proporcionan refuerzo estructural a la tráquea, evitando su colapso durante la inhalación [18].
- **Pulmones:** Los pulmones son órganos pares y esenciales del sistema respiratorio situados en la cavidad torácica. Tienen una estructura esponjosa y elástica, y están rodeados por la pleura, una membrana que los separa de las paredes de la cavidad torácica. Cada pulmón se divide en varios lóbulos: el pulmón derecho tiene tres lóbulos (superior, medio e inferior), mientras que el pulmón izquierdo tiene dos lóbulos (superior e inferior) para dejar espacio al corazón [18].
- **Árbol bronquial:** El sistema bronquial consiste en una serie de conductos ramificados que guían y permiten el paso del aire. Se extiende desde el bronquio principal hasta aproximadamente 65,000 bronquios terminales. Jerárquicamente, el árbol bronquial comienza con la bifurcación de la tráquea, dando lugar a los bronquios principales derecho e izquierdo. A continuación, se dividen en bronquios lobulares, seguidos por bronquios segmentarios, luego bronquios subsegmentarios, bronquiolos terminales y, finalmente, bronquios respiratorios, donde se encuentran los alvéolos. A medida que avanzamos en el árbol bronquial, el diámetro de estos tubos disminuye gradualmente [18].
- **Alvéolos:** Los alvéolos son estructuras similares a pequeñas bolsas con un diámetro de aproximadamente 0.5 mm. Están compuestos en un 95 % por células alveolares escamosas, las cuales poseen una membrana delgada que facilita una rápida difusión de gases entre el aire y la sangre. Además de estas células, los alvéolos también cuentan con células alveolares grandes que desempeñan dos funciones importantes: reparar el epitelio pulmonar y secretar un surfactante que previene el colapso de los alvéolos durante la exhalación [18].
- **Pleura:** La pleura es una membrana serosa que recubre la pared torácica y se compone de una membrana visceral y una parietal. Entre estas dos capas, existe un espacio denominado cavidad pleural, que contiene líquido pleural. Tanto las membranas como el líquido tienen tres funciones principales: reducir la fricción durante la mecánica ventilatoria, crear un gradiente de presión que expande los pulmones durante la exhalación y compartimentalizar, evitando que las infecciones en un órgano afecten a otros ubicados en la cavidad torácica [18].

### 5.2.1.3. Física de la ventilación

El movimiento de entrada y salida de aire en los pulmones se produce debido a las diferencias de presión que se generan al cambiar los volúmenes pulmonares. Por lo tanto, la respiración está influenciada por las propiedades físicas de los pulmones, como su capacidad de adaptación, elasticidad y la tensión superficial. Como se mencionó en la sección 1.2.9, el líquido pleural actúa como lubricante, permitiendo que los pulmones se deslicen suavemente durante la respiración [19].

El aire entra en las vías respiratorias porque la presión atmosférica es mayor que la presión en el interior de los pulmones. Durante la inspiración, la presión intrapulmonar debe disminuir para

que el aire pueda entrar. En cambio, durante la espiración, la presión intrapulmonar es mayor que la presión atmosférica, lo que permite que el aire sea expulsado. [19]

La respiración se rige por la Ley de Boyle que se observa en la fórmula 5.1, la cual establece que la presión de un gas es inversamente proporcional a su volumen. Por lo tanto, los cambios en la presión pulmonar son el resultado de cambios en el volumen pulmonar [19].

$$P_1 \cdot V_1 = P_2 \cdot V_2 \quad (5.1)$$

#### 5.2.1.4. Mecánica de la ventilación

Para completar el proceso de respiración, se requiere un conjunto de fuerzas mecánicas que permitan un cambio en el volumen y, por lo tanto, en las presiones dentro de los pulmones. Estas fuerzas mecánicas son generadas por la contracción y relajación muscular, así como por el retroceso elástico. Es importante destacar que el tórax está estrechamente relacionado con el proceso de respiración, ya que debe ser flexible para funcionar como un punto de apoyo. A pesar de ser una estructura rígida, lo que le permite proteger órganos vitales y servir como soporte para varios grupos musculares, el tórax también cuenta con cartílagos que le permiten volver pasivamente a su forma original [19].

El músculo principal involucrado en la ventilación es el diafragma. Sin embargo, otros músculos que se insertan en las costillas también desempeñan un papel significativo en el proceso de respiración. Durante la inspiración, el diafragma se contrae y se aplana, lo que contribuye al aumento del volumen torácico. Músculos como los intercostales externos, intercostales internos y paraesternales también participan en esta acción [19].

La espiración es un proceso pasivo, ya que se produce debido a la relajación de los músculos inspiratorios. Esto permite que los pulmones y el tórax regresen a su estado inicial, disminuyendo el volumen pulmonar y, por lo tanto, aumentando la presión en los alvéolos por encima de la presión atmosférica, lo que finalmente expulsa el aire [19].

Los músculos involucrados en el proceso de respiración se pueden observar en la Figura 5.2.

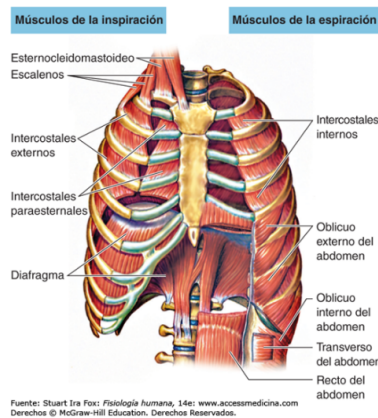


Figura 5.2: Fisiología del Sistema Respiratorio. Tomada de [19]

### 5.2.2. Enfermedades respiratorias crónicas

En el contexto del proyecto, en este documento se abordarán algunas de las ERC (Enfermedades Respiratorias Crónicas) que aumentan la producción de secreciones pulmonares, entre las cuales se encuentran:

- **EPOC:** La Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC) se define por la presencia prolongada de síntomas respiratorios y la limitación del flujo de aire debido a la exposición a partículas o gases nocivos, además de ciertos factores genéticos. Los síntomas de esta enfermedad afectan diversas estructuras, como la tráquea y el árbol bronquial, lo que resulta en un amplio rango de manifestaciones clínicas que comparten una causa subyacente común. Es importante destacar que la EPOC comúnmente se considera como dos procesos distintos: la bronquitis crónica y el enfisema, ambos capaces de causar obstrucción fija de las vías respiratorias. En este marco teórico, nos enfocaremos únicamente en la bronquitis crónica [47]. A nivel mundial, la EPOC es la tercera causa de muerte, y en el año 2019, ocasionó cerca de 3.23 millones de defunciones [48].
- **Bronquitis crónica:** La bronquitis crónica (BC) se caracteriza principalmente por la inflamación de las vías respiratorias, especialmente las ubicadas al final del árbol bronquial. A la vez, se produce un aumento en el tamaño de las glándulas mucosas en la parte inicial del árbol bronquial, lo que conlleva a un incremento en la producción de mucosidad y, por ende, la obstrucción en esta región [49]. En estudios epidemiológicos, se define la BC como la presencia de tos crónica y producción de esputo durante al menos tres meses al año durante dos años consecutivos [50]. La prevalencia de la BC es más alta en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), afectando a un rango que va del 14 % al 74 % de todos los pacientes con EPOC [50].
- **Asma:** El asma actualmente se considera como situación clínica de notable heterogeneidad [51], pues se trata de una inflamación de las vías respiratorias en la que diferentes tipos de células y mediadores hacen parte y que desatan en una situación recurrente de episodios de estrechamiento de la vía aérea y su consecuente obstrucción. Los mecanismos que provocan dicha obstrucción son el edema de las vías, engrosamiento de las paredes de los bronquios e hipersecreciones mucosas que incluyen exudados inflamatorios [52].
- **Fibrosis Quística:** La afectación respiratoria en la FQ se manifiesta principalmente en el engrosamiento de las secreciones bronquiales, lo que conduce a la obstrucción, inflamación e infección de las vías respiratorias inferiores, incluyendo el árbol bronquial y la tráquea. Esto se traduce en cambios en la intensidad y características de la tos, aumento del volumen y alteración de las características de la mucosidad pulmonar, así como la aparición o aumento de la disnea (falta de aire), disminución del apetito y pérdida de peso, entre otros factores. Estos síntomas afectan la calidad de vida de las personas con FQ y hacen que, sin tratamiento adecuado, sea difícil llevar una buena calidad de vida [53].

### 5.2.3. Higiene bronquial

La higiene bronquial se refiere a un conjunto de técnicas y procedimientos utilizados para limpiar las vías respiratorias y los pulmones, especialmente en pacientes con problemas respiratorios o enfermedades pulmonares. El objetivo principal de la higiene bronquial es mejorar la ventilación pulmonar y prevenir complicaciones respiratorias al promover la eliminación de secreciones y mantener las vías respiratorias despejadas [41].

### 5.2.4. Aclaramiento mucociliar

Es un mecanismo esencial de defensa del sistema respiratorio que permite la eliminación de partículas inhaladas, microorganismos y secreciones excesivas. Este proceso se basa en la acción coordinada del moco y los cilios de las células epiteliales respiratorias, que transportan el material atrapado hacia la faringe para su eliminación. Una alteración en este sistema puede contribuir significativamente a la obstrucción de las vías respiratorias y al desarrollo de infecciones recurrentes [6].

### 5.2.5. Fisioterapia respiratoria

La fisioterapia respiratoria se dedica a prevenir y tratar trastornos respiratorios y enfermedades que afectan el funcionamiento adecuado del sistema respiratorio. Su objetivo principal es mejorar la calidad de vida del paciente y debe ser realizada por un fisioterapeuta especializado. Esta rama de la fisioterapia se basa en tres aspectos principales: la eliminación de secreciones pulmonares para facilitar la entrada de aire, la mejora de la función de los músculos respiratorios y el aumento de la capacidad pulmonar para mejorar la ventilación [54].

Las diversas técnicas y métodos que abarca la fisioterapia respiratoria son:

#### 5.2.5.1. Tratamientos para drenar el árbol bronquial:

##### Drenaje postural

- **Drenaje postural estático:** Implica posiciones específicas que no deben mantenerse prolongadamente. La duración total recomendada varía según el caso y las contraindicaciones deben ser consideradas [55].
- **Drenaje postural dinámico:** Se lleva a cabo en posición sentada, con cambios rítmicos de posición del tronco cada cierto tiempo. Esta técnica se combina con otros tratamientos de apoyo para drenar el árbol bronquial [55].

#### 5.2.5.2. Tratamientos para incrementar la eficacia del drenaje postural:

- **Vibración torácica:** Uso de dispositivos vibratorios para aumentar la movilización de las secreciones bronquiales [55].

- **Flexibilización de la caja torácica:** Técnica que consiste en comprimir la parte inferior del tórax durante la espiración y liberar la presión repentinamente al comenzar la inspiración [55].
- **Percusión torácica:** Técnica realizada por el fisioterapeuta con movimientos de percusión en la pared torácica para movilizar las secreciones bronquiales [55].
- **Técnicas de tos efectiva:** Métodos que incluyen diferentes tipos de tos controlada y reforzada para expulsar las secreciones de las vías respiratorias [55].
- **Tos asistida:** Cuando el paciente no puede realizar una tos lo suficientemente potente, puede ser asistido manual o mecánicamente con un asistente de tos o in-exuflador mecánico [56].
- **Técnica de espiración forzada (FET):** Método para enseñar al paciente a expectorar las secreciones desde cualquier posición, consistente en espiraciones bruscas seguidas de respiración diafragmática controlada [55].
- **Técnica de drenaje autógeno:** Método para transferir las secreciones de los bronquios pequeños a los bronquios principales mediante distintos volúmenes de aire mantenidos en la cumbre de cada inspiración [55].
- **Técnica de ciclo activo de técnicas respiratorias (ACB):** Secuencia de acciones que incluye respiración controlada, ejercicios de expansión torácica y espiración forzada para movilizar y expulsar las secreciones de los bronquios [55].
- **Presión espiratoria positiva (PEP):** Método que utiliza dispositivos para aumentar la resistencia del aire en la espiración durante la fisioterapia, facilitando la apertura de los bronquios pequeños y el traslado de secreciones hacia los bronquios principales [55].
- **Aerosolterapia:** Se trata de la introducción en los pulmones de micro partículas de suero fisiológico o agua, a menudo combinadas con algún medicamento, con el fin de hacer más fluidas las secreciones [56].

#### 5.2.5.3. Postura del paciente:

- **Decúbito supino:** Posición en la que el paciente se encuentra acostado sobre su espalda, favoreciendo la respiración diafragmática y aumentando la amplitud de la inspiración, especialmente cuando se flexionan las rodillas para relajar las paredes abdominales [55].
- **Decúbito lateral:** Posición en la que el paciente se acuesta de lado, mejorando la ventilación del pulmón distal al suelo y activando la respiración costal del lado en contacto con la superficie. Esta posición también es beneficiosa para entrenar la cúpula diafragmática del lado sobre el que reposa el paciente [55].

- **Posición semisentada:** Posición en la que el paciente se encuentra ligeramente inclinado, con beneficios especialmente evidentes en enfermedades que afectan la elasticidad del tejido pulmonar y aumentan la resistencia bronquial [55].
- **Posición sentada:** Posición en la que el paciente está sentado con el cuerpo inclinado hacia adelante y la cintura escapular inmovilizada, lo que mejora la actividad diafragmática, minimiza la participación de los músculos respiratorios accesorios y reduce la sensación de disnea [55].

## 5.2.6. Fundamentos de la vibración

### 5.2.6.1. Vibraciones

Las vibraciones son oscilaciones o movimientos repetitivos de un objeto alrededor de una posición de equilibrio, generadas por una fuerza de excitación interna o externa. Un ejemplo práctico de vibraciones se encuentra en los sistemas mecánicos, que se mueven cuando son sometidos a una fuerza [57]. En este contexto, la vibración compleja se refiere a un movimiento resultante de la aplicación de una fuerza oscilante a un sistema mecánico lineal, donde la frecuencia de la vibración coincide con la frecuencia de la fuerza aplicada. Si varias frecuencias actúan simultáneamente, la vibración será la suma de todas estas frecuencias. Este fenómeno es observable en dispositivos que generan vibraciones y requieren energía para funcionar [57]. La frecuencia, medida en hercios (Hz), indica cuántos ciclos completos de movimiento ocurren en un segundo. Las señales vibratorias suelen consistir en múltiples frecuencias simultáneas, lo que hace imposible identificar los componentes individuales solo observando el patrón de amplitud a lo largo del tiempo. Para descomponer estas señales en sus componentes de frecuencia individuales, se utiliza el análisis en frecuencia, esencial en las mediciones vibratorias diagnósticas. El espectrograma de frecuencia es el gráfico que muestra los niveles de vibración en relación con la frecuencia [58].

### 5.2.7. Terapia con vibraciones

La terapia con vibraciones es una de las técnicas de la fisioterapia respiratoria que hace parte de las técnicas de desobstrucción de la vía aérea (TCA)[59]. Consiste en la aplicación de vibraciones sobre el tórax del paciente generalmente con las manos del fisioterapeuta o mediante dispositivos específicos, lo que genera un efecto mecánico sobre los pulmones y las vías respiratorias.

#### 5.2.7.1. Métodos de aplicación

- **Manuales:** El fisioterapeuta utiliza sus manos para realizar la vibración en el pecho del paciente. Se puede hacer de forma continua o intermitente, dependiendo del caso [60].
- **Dispositivos mecánicos:** Dispositivos de vibración especializados que se colocan en el tórax del paciente, generando una vibración controlada y más constante. Estos están diseñados para interrumpir el flujo de aire espiratorio, generando oscilaciones intratorácicas o extratorácicas

por vía oral o externa a la pared torácica, creando resistencias variables dentro de las vías respiratorias mediante presión positiva oscilante controlada que moviliza la mucosidad [61].

### 5.2.7.2. Tipos de terapia con vibraciones

- **Intratorácicas:** Este tipo de terapia actúa directamente dentro del sistema respiratorio, movilizandando las secreciones desde las vías respiratoria [62]. Las oscilaciones intratorácicas se inducen oralmente mediante resistencias variables en las vías respiratorias, generando una presión positiva oscilante que facilita la movilización de secreciones [61], ver Figura 5.3. Cuando la frecuencia de oscilación se aproxima a la de resonancia pulmonar, se amplifica la presión endobronquial, produciendo vibraciones que desprenden la mucosidad bronquial. Estos incrementos intermitentes de presión reducen el colapso de las vías durante la exhalación y, al aumentar la velocidad del flujo espiratorio, favorecen el traslado del moco hacia las vías superiores [61].

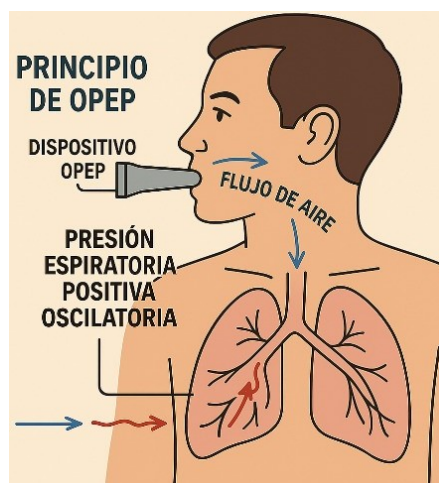


Figura 5.3: Ilustración de dispositivo de oscilaciones intratorácicas. Tomada de [20].

- **Extratorácicas:** Las oscilaciones extratorácicas se producen mediante fuerzas externas aplicadas al tórax. Estas vibraciones, como las generadas por la oscilación de alta frecuencia de la pared torácica, actúan sobre el sistema respiratorio desde el exterior, facilitando también la movilización de secreciones [62].

### 5.2.8. Conceptos de sistemas electrónicos y mecánicos

#### 5.2.8.1. Sistema embebido

Un sistema embebido, también conocido como sistema empotrado, se define como un sistema electrónico diseñado específicamente para ejecutar ciertas funciones, típicamente integrado dentro de un sistema más amplio. Su característica distintiva radica en el uso de uno o varios procesadores

digitales, como microprocesadores, microcontroladores o DSPs, lo que le permite agregar inteligencia al sistema principal que ayuda a controlar y en el que está integrado [63].

#### 5.2.8.2. Dispositivos que generan vibraciones

Los sistemas vibratorios son dispositivos electromecánicos diseñados para generar movimientos oscilatorios controlados mediante la conversión de energía eléctrica en energía mecánica, específicamente en forma de vibraciones u oscilaciones. Su aplicación abarca múltiples sectores industriales, facilitando la producción en serie y la automatización de tareas que, de lo contrario, demandarían una considerable inversión de tiempo y mano de obra [57]. Algunos elementos que generan vibraciones se describen a continuación:

- **Motores de corriente continua (CC):** Estos motores funcionan mediante el uso de corriente continua para producir movimiento. En otras palabras, transforman la energía eléctrica en fuerza o movimiento gracias a la interacción de fuerzas electromagnéticas, utilizando un rotor equipado con polos magnéticos. Se emplean ampliamente en situaciones que demandan un control exacto de la velocidad [64].
- **Motores de corriente alterna (CA) de inducción:** Operan al generar corriente en el rotor a partir de la corriente alterna proporcionada al estator [65]. Estos motores, conocidos por su resistencia, bajo precio y versatilidad, son empleados en diversos ámbitos, desde electrodomésticos hasta sistemas industriales [66].
- **Motores de corriente alterna (CA) síncronos:** En este tipo de motores, la velocidad de rotación del rotor se ajusta a la frecuencia de la corriente alterna suministrada al estator. El motor síncrono, perteneciente a la categoría de motores de corriente alterna, mantiene una velocidad de giro constante, conocida como velocidad de sincronismo, que se sincroniza con la frecuencia de la tensión eléctrica a la que está conectado, así como con el número de pares de polos presentes en el motor [67].
- **Motor vibratorio:** “Un motor vibratorio es un motor trifásico desequilibrado intencionalmente que también se conoce como masa rotativa excéntrica (ERM) o motor de vibración” [68]. Los motovibradores son dispositivos que consisten en motores eléctricos equipados con contrapesos en ambos extremos de su eje de rotación. Estos contrapesos se encuentran desequilibrados, lo que significa que su centro de masa no coincide con el centro de rotación del eje. Cuando los contrapesos excéntricos giran, generan una fuerza centrífuga que actúa sobre el eje del motor. Esta fuerza centrifugadora provoca vibraciones en el motor, las cuales son transmitidas posteriormente a una estructura o máquina [69].

#### 5.2.8.3. Prototipo

Un prototipo es una representación preliminar de un producto, sistema o solución, diseñada para demostrar, evaluar y probar aspectos clave de su funcionamiento antes de la producción final. En

ingeniería y diseño, el prototipado permite visualizar ideas, detectar problemas y realizar ajustes para que el producto final cumpla con los requisitos y expectativas del usuario [70].

### 5.2.9. Clasificación de los prototipos según su fidelidad

La fidelidad de un prototipo se refiere al nivel de detalle y realismo con el que representa el producto final. Según este criterio, los prototipos se pueden clasificar en baja, media y alta fidelidad:

- **Prototipos de Baja Fidelidad**

Los prototipos de baja fidelidad son modelos básicos y económicos, diseñados para visualizar y conceptualizar ideas de forma general sin entrar en detalles complejos. Utilizados en etapas tempranas, permiten explorar conceptos sin altos costos de tiempo o recursos, y suelen emplear materiales simples o representaciones en papel [71].

- **Prototipos de Media Fidelidad**

Los prototipos de media fidelidad incluyen detalles más específicos y algunas funcionalidades del producto, aunque no alcanzan la exactitud del diseño final. Son ideales para probar características clave y permiten evaluar la interacción entre diferentes partes del diseño en un contexto más cercano al producto final [72].

- **Prototipos de Alta Fidelidad**

Los prototipos de alta fidelidad son versiones avanzadas que representan el diseño, la funcionalidad y la apariencia del producto final con gran exactitud. Estos modelos permiten realizar pruebas exhaustivas en etapas avanzadas, facilitando la detección de problemas antes de la producción en serie. Permiten al usuario interactuar casi como lo haría con el producto final, simulando experiencia y rendimiento real [70, 71].

### 5.2.10. Regulaciones Normativas

#### 5.2.10.1. ISO 13485

Se trata de una normativa que establece estándares para la calidad de las empresas dedicadas a la producción y comercialización de dispositivos médicos, así como de sus servicios asociados. Esta normativa es una adaptación de la norma ISO 9001, enfocada específicamente en la gestión de calidad de servicios relacionados con dispositivos médicos. Dentro de sus directrices específicas, se incluyen los requisitos para implementar un sistema de gestión de calidad que abarque el diseño, desarrollo, producción, instalación y servicio postventa de dichos dispositivos médicos [73].

Se trata de una normativa que establece estándares para la calidad de las empresas dedicadas a la producción y comercialización de dispositivos médicos, así como de sus servicios asociados. Esta normativa es una adaptación de la norma ISO 9001, enfocada específicamente en la gestión de calidad de servicios relacionados con dispositivos médicos. Dentro de sus directrices específicas, se incluyen los requisitos para implementar un sistema de gestión de calidad que abarque el diseño, desarrollo, producción, instalación y servicio postventa de dichos dispositivos médicos [73].

### 5.2.10.2. Decreto 4725 del 2005

Reglamenta el régimen de registros sanitario, permisos de comercialización y vigilancia sanitaria en lo relacionado con la producción, procesamiento, envase, empaque, almacenamiento, expendio, uso, importación, exportación, comercialización y mantenimiento de los dispositivos médicos para uso humano [74].

### 5.2.10.3. IEC 60601-1

Esta normativa establece los requisitos de seguridad para los equipos electromédicos, con el objetivo de garantizar la seguridad tanto del paciente como del operador del equipo, así como del entorno en el que se encuentra el paciente. Estos requisitos de seguridad abarcan pruebas específicas de seguridad eléctrica, diseñadas para verificar los niveles de corriente, voltaje y resistencia [75].

## 5.2.11. Criterios de clasificación por riesgo de los Dispositivos Médicos

La categorización de los dispositivos médicos, realizada por el fabricante, se basa en los posibles riesgos asociados con su uso y la posibilidad de fallo, considerando factores como la duración del contacto con el cuerpo, el nivel de invasión y el impacto local frente al sistémico [76].

- **Clase I:** Dispositivos de bajo riesgo, sin necesidad de proteger o mantener la vida, ni de importancia crucial en la prevención de enfermedades, y que no presentan un riesgo irrazonable de daño [76].
- **Clase IIA:** Dispositivos de riesgo moderado, sometidos a controles especiales durante la fabricación para demostrar su seguridad y eficacia [76].
- **Clase IIB:** Dispositivos de alto riesgo, sujetos a controles especiales tanto en el diseño como en la fabricación para demostrar su seguridad y eficacia [76].
- **Clase III:** Dispositivos de riesgo muy alto, con controles especiales destinados a proteger o mantener la vida, o de importancia crucial en la prevención de enfermedades, y cuyo uso puede presentar un riesgo significativo de daño o lesión [76].

El prototipo que se quiere diseñar se clasificaría como un dispositivo médico para fisioterapia respiratoria, específicamente diseñado para facilitar la movilización y expulsión de secreciones en pacientes con enfermedades respiratorias. Dado que su función es mejorar la eficacia de la terapia respiratoria, se clasificaría dentro de la categoría de dispositivos médicos de Clase II (IIA o IIB), dependiendo de la evaluación de los riesgos asociados y los controles necesarios durante la fase de fabricación para garantizar su seguridad y efectividad. La clasificación final se determinaría según la duración del contacto con el cuerpo, el grado de invasión y el efecto local versus el efecto sistémico del dispositivo [76].

### 5.2.12. Compatibilidad electromagnética

La Compatibilidad Electromagnética (EMC) se refiere a la capacidad de dispositivos, equipos o sistemas para operar sin generar interferencias electromagnéticas no deseadas en su entorno. Esto es crucial dado que cualquier dispositivo eléctrico está inmerso en un ambiente electromagnético, ya sea radiado o guiado. Para cumplir con los estándares de EMC, es necesario conocer y respetar los límites de emisión electromagnética establecidos a través de investigaciones y normativas internacionales o locales. Los principales desafíos de la EMC incluyen asegurar que las señales electromagnéticas no sean afectadas por interferencias, evitar la generación de perturbaciones electromagnéticas y minimizar la susceptibilidad a las mismas. Esto implica consideraciones como el diseño adecuado de circuitos, el uso de filtros para mitigar interferencias, la implementación de blindajes electromagnéticos y sistemas de tierra eficientes, así como el desarrollo de sensores y modelos para evaluar la compatibilidad electromagnética [77].

La EMC no solo es relevante en la industria, sino también en la vida cotidiana y en campos como la medicina, donde las personas pueden ser afectadas por campos electromagnéticos [77].

#### 5.2.12.1. Normativa de compatibilidad electromagnética: Norma IEC para EMC en Equipos, Aparatos y Dispositivos Electrónicos

- **Norma IEC para EMC:** Varios organismos internacionales, como la IEC, IEEE, CISPR, CENELEC y ANSI, emiten normas de EMC. Estas normas son adoptadas por organismos nacionales, como AENOR en España o FCC en EE. UU. En algunos sectores, se aplican normas específicas que pueden ser más rigurosas que las normas internacionales [78].
- **Norma IEC para Equipos Electrónicos:** Las normas de EMC pueden variar según el tipo de producto o familia de productos, como se ve en normas como CISPR 32 y CISPR 35 [78].
- **Normas Generales - Normas IEC:** Las normas generales de EMC no están vinculadas a un tipo específico de producto y consideran el entorno de instalación del equipo. Ejemplos incluyen normas como IEC 61000-6-1 y 61000-6-3 para equipos residenciales [78].
- **Ensayos para EMC:** Los ensayos se dividen en emisión e inmunidad electromagnética, cubriendo aspectos como radiación y transitorios. Las normativas aplicables incluyen CISPR 24, CISPR 32 y la serie IEC 61000 [78].
- **Norma IEC para EMC en Ensayos de Laboratorio:** Los ensayos relevantes para equipos electrónicos incluyen emisión radiada, emisión conducida y ensayos de inmunidad como descargas electrostáticas y radiación RF. Las normas asociadas proporcionan métodos de ensayo y límites aceptables, como EN 55016-2 y la serie IEC 61000-4 [78].

### 5.3. Trabajos relacionados

#### 5.3.1. TriBURTER: invención y validación perceptual del dispositivo portátil de vibración de alta frecuencia y entrenamiento muscular para pacientes con enfermedades respiratorias

El estudio presenta el desarrollo y evaluación del TriBURTER, un dispositivo médico portátil diseñado para mejorar la terapia respiratoria en pacientes con enfermedades pulmonares. El TriBURTER utiliza vibraciones de alta frecuencia y entrenamiento muscular respiratorio para facilitar la eliminación de secreciones bronquiales y fortalecer los músculos respiratorios. Se realizó un extenso proceso de diseño, construcción y validación del dispositivo, incluyendo simulaciones digitales y pruebas en voluntarios sanos y pacientes hospitalizados. Los resultados muestran que el TriBURTER es seguro, práctico y bien aceptado por los usuarios, lo que sugiere su potencial utilidad tanto en entornos hospitalarios como en el hogar para el tratamiento de enfermedades respiratorias [79].



Figura 5.4: Ilustración del dispositivo TriBURTER. Tomado de [21].

#### 5.3.2. Diseño de un sistema vibratorio para afecciones respiratorias

El proyecto se enfoca en desarrollar un sistema vibratorio destinado a aliviar y controlar las afecciones respiratorias en personas con recursos limitados en Ecuador. Su objetivo principal es utilizar materiales fácilmente disponibles en el mercado local para crear un dispositivo económico y efectivo. La propuesta consiste en un chaleco adaptable equipado con un sistema de control PVD que emplea 8 motores para realizar percusiones, vibraciones y drenaje de mucosidad pulmonar. Este sistema funciona con una batería de litio de 12V y se controla mediante Arduino. Se espera que la implementación de este chaleco vibratorio beneficie tanto la salud como la economía del país, al ofrecer una alternativa más accesible en comparación con los equipos disponibles en el mercado. Además de diseñar el chaleco vibratorio, el proyecto también abarca la investigación de las afecciones respiratorias, la descripción detallada de sus componentes y funciones, así como un análisis de su impacto económico en comparación con otros productos disponibles [22].

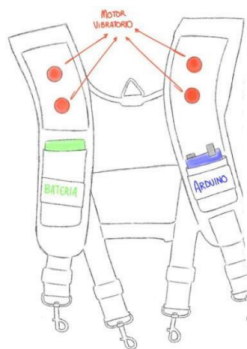


Figura 5.5: Ilustración sistema vibratorio para afecciones respiratorias. Tomado de [22].

### 5.3.3. Dispositivos oscilatorios para la depuración de las vías respiratorias en pacientes con fibrosis quística

En este estudio se evaluó la efectividad de dispositivos oscilatorios para la depuración de las vías respiratorias en pacientes con fibrosis quística. Tras revisar 39 estudios que cumplieran con los criterios de inclusión, se encontró que, aunque algunos mostraron mejoras en los pacientes que usaron estos dispositivos, no se observaron diferencias significativas al comparar diferentes dispositivos entre sí o con otras técnicas de fisioterapia respiratoria. La calidad de la evidencia se consideró baja o muy baja, destacando la necesidad de más investigaciones para obtener conclusiones sólidas sobre su eficacia. Además, se menciona un estudio revisado que sugiere un aumento en las exacerbaciones que requirieron antibióticos con el uso de ciertos dispositivos, lo que podría tener implicaciones en términos de recursos. Por lo tanto, se recomienda realizar más estudios a largo plazo y con mayor poder estadístico para evaluar adecuadamente la eficacia de estos dispositivos [62].

### 5.3.4. Fisioterapia respiratoria con cinturones de vibración en el paciente crítico COVID-19 en posición de prono

El estudio describe el uso de cinturones vibratorios en pacientes críticos con COVID-19 que reciben ventilación mecánica en posición de prono. Estos cinturones se emplean para movilizar secreciones y mejorar la oxigenación pulmonar. Se realizaron mediciones de la relación entre la presión arterial de oxígeno y la fracción inspirada de oxígeno antes y después de la fisioterapia con cinturón vibratorio. Se observó una mejoría en la mayoría de los pacientes tratados, sugiriendo que esta intervención puede ser beneficiosa para mejorar la oxigenación en pacientes críticos con COVID-19 en posición de prono. Sin embargo, se necesitan más estudios para confirmar estos resultados y establecer la eficacia de esta terapia respiratoria en esta población de pacientes [23].



Figura 5.6: Cinturón de vibración utilizado para fisioterapia en paciente crítico COVID-19. Tomado de [23].

### 5.3.5. Dispositivo de terapia respiratoria para pacientes pediátricos con fibrosis quística

El proyecto se centra en abordar las necesidades terapéuticas de los niños afectados por fibrosis quística, una enfermedad que impacta significativamente en la salud pulmonar de los pacientes. Se propone el desarrollo de un dispositivo terapéutico específico para estos niños, con el fin de mantener las vías respiratorias libres de secreciones de manera efectiva. Este dispositivo se fundamenta en el principio de Presión Espiratoria Positiva (PEP) y busca ofrecer una solución innovadora y adaptada a las características y requerimientos de los pacientes pediátricos con fibrosis quística. El objetivo principal del proyecto es mejorar la calidad de vida de estos niños al proporcionarles un tratamiento respiratorio más cómodo, eficaz y adecuado a su condición, contribuyendo así a su bienestar general y a la gestión de su enfermedad de manera más efectiva [24].



Figura 5.7: Ilustración prototipo de dispositivo de oscilación intrapulmonar. Tomado de [24].

### 5.3.6. Técnicas instrumentales de fisioterapia respiratoria

El trabajo aborda las técnicas instrumentales en fisioterapia respiratoria, que se dividen en desobstrucción bronquial y reexpansión pulmonar. Estas técnicas emplean herramientas tecnológicas para ayudar al paciente en los procesos de intervención de la fisioterapia pulmonar. Se realizaron búsquedas bibliográficas en diversas bases de datos entre 2011 y 2021. Se describen dispositivos como flutter, acapella, máscara PEP, RC-Cornet, Thera PEP, tos asistida y chaleco vibratorio para la desobstrucción bronquial, así como el inspirómetro de incentivo para la reexpansión pulmonar. Se destaca que estas técnicas contribuyen al mantenimiento de la permeabilidad de las vías respiratorias y al mejoramiento de los volúmenes y capacidades pulmonares [80].



# Materiales y Métodos

---

## 6.1. Caracterización de la terapia respiratoria con vibraciones

### 6.1.1. Metodología para la revisión de literatura

Para la realización de la revisión de literatura, se formuló una pregunta de investigación basada en el objetivo: "*Caracterizar la terapia respiratoria manual con vibraciones a través de una revisión de literatura para identificar sus características y requerimientos técnicos*". La pregunta de investigación construida fue:

*"¿Cuáles son las características de la terapia manual con vibraciones y los dispositivos utilizados en la misma para la movilización de secreciones en adultos con enfermedades respiratorias crónicas?"*

A partir de la pregunta de investigación, se seleccionaron palabras clave para la búsqueda en bases de datos científicas. Las palabras clave utilizadas fueron: terapia manual, vibraciones, dispositivos, secreciones y enfermedades respiratorias. Dado que gran parte de la información relevante se encuentra en inglés, se utilizaron los términos MeSH correspondientes: manual, vibrations, adults, respiratory system disease, respiratory tract disease, secretions, mucosa, devices, instruments y equipment.

La búsqueda se realizó en bases de datos abiertas y especializadas en salud e ingeniería, incluyendo ScienceDirect, PubMed, IEEE Xplore y Google Scholar. Para identificar combinaciones efectivas de términos, se llevó a cabo una búsqueda inicial en algunos de los motores de búsqueda mencionados, sin aplicar filtros, con el fin de evaluar qué combinaciones arrojaban información relevante. Los resultados de esta búsqueda exploratoria se presentan en el cuadro 6.1, para el caso de la terapia manual y en el cuadro 6.2, para el caso de dispositivos.

Tras analizar los resultados preliminares, se definieron los términos finales para la búsqueda en las bases de datos: terapia, dispositivos, manual, vibraciones, enfermedades respiratorias y secreciones, junto con sus respectivas traducciones al inglés, empleando los términos MeSH seleccionados. Para garantizar resultados más precisos, se utilizó la búsqueda avanzada en las bases de datos, aplicando conectores AND entre cada término, de modo que los artículos recuperados incluyeran todas las palabras clave elegidas.

Cuadro 6.1: Número de artículos encontrados por base de datos para terapia manual

<b>Términos para la terapia manual</b>	<b>PubMed</b>	<b>Science</b>	<b>Google Scholar</b>
treatment, manual, vibration, adults, Respiratory System Disease, Mucosa	1	104	15600
treatment, manual, vibration, adults, Respiratory System Disease, Secretion	4	913	17200
treatment, manual, vibration, adults, Respiratory System Disease, Bodily Secretion	2	138	17200
treatment, manual, vibration, adults, Respiratory Tract Disease, Mucosa	1	298	14100
treatment, manual, vibration, adults, Respiratory Tract Disease, Secretion	4	707	18500
treatment, manual, vibration, adults, Respiratory Tract Disease, Bodily Secretion	2	115	16700
therapy, manual, vibration, adults, Respiratory System Disease, Mucosa	1	468	15100
therapy, manual, vibration, adults, Respiratory System Disease, Secretion	4	801	19600
therapy, manual, vibration, adults, Respiratory System Disease, Bodily Secretion	2	118	17200

Cuadro 6.2: Número de artículos encontrados por base de datos para terapia con dispositivos

<b>Términos para la terapia con dispositivos</b>	<b>PubMed</b>	<b>Science</b>	<b>Google Scholar</b>
treatment, equipment, vibration, adults, Respiratory System Disease, Mucosa	10	559	732
treatment, equipment, vibration, adults, Respiratory System Disease, Secretion	28	930	21000
treatment, equipment, vibration, adults, Respiratory System Disease, Bodily Secretion	10	146	18200
treatment, equipment, vibration, adults, Respiratory Tract Disease, Mucosa	10	478	17700
treatment, equipment, vibration, adults, Respiratory Tract Disease, Secretion	28	710	18800
treatment, equipment, vibration, adults, Respiratory Tract Disease, Bodily Secretion	10	120	17300
therapy, equipment, adults, Respiratory System Disease, Mucosa	10	5080	49000
therapy, equipment, adults, Respiratory System Disease, Secretion	28	8626	67900
therapy, equipment, adults, Respiratory System Disease, Bodily Secretion	10	690	22600
treatment, devices, vibration, adults, Respiratory System Disease, Mucosa	10	706	18000

#### 6.1.1.1. Criterios de inclusión y exclusión

Para la selección de artículos se aplicaron los siguientes criterios de inclusión en cada base de datos:

- Estudios que abordaran la terapia respiratoria manual con vibraciones y/o el uso de dispositivos.
- Estudios en población adulta.
- Artículos de revisión y estudios relevantes publicados en los últimos 10 años (para garantizar información actualizada).

Los criterios de exclusión incluyeron:

- Estudios que no abordaran específicamente la terapia manual con vibraciones o el uso de dispositivos.
- Estudios en poblaciones pediátricas o animales.
- Artículos sin acceso al texto completo.

#### 6.1.1.2. Filtros y ajustes por base de datos

Para mejorar la relevancia de la información obtenida, se aplicaron filtros específicos en cada base de datos:

- **Google Scholar:** Se estableció un límite de tiempo de 10 años y se seleccionaron únicamente artículos de revisión y patentes. Debido a la gran cantidad de artículos obtenidos inicialmente (11,200), se seleccionaron los resultados de las primeras 11 páginas, priorizando los títulos más alineados con el objetivo de la revisión y los criterios de inclusión.
- **ScienceDirect:** Se filtraron los resultados por disciplinas relevantes como medicina, odontología, enfermería, profesionales de la salud e ingeniería. También se aplicaron filtros de idioma (español e inglés) y acceso abierto.
- **PubMed:** Se seleccionaron únicamente artículos con acceso a texto completo, revisiones y revisiones sistemáticas. Además, se aplicó el filtro de estudios en humanos.
- **IEEE Xplore:** Se limitó la búsqueda únicamente por período de publicación (últimos 10 años).

Para evitar sesgos en la información, se realizaron dos búsquedas independientes en cada base de datos, una búsqueda enfocada en terapia manual y otra búsqueda enfocada en dispositivos utilizados en la terapia con vibraciones. Finalmente, se revisaron los títulos y resúmenes de los artículos obtenidos, descartando aquellos que no cumplían con los criterios establecidos. Los artículos seleccionados fueron organizados en una tabla con información clave para su posterior análisis e inclusión. En la Figura 6.1, se observa el diagrama de flujo de la revisión.

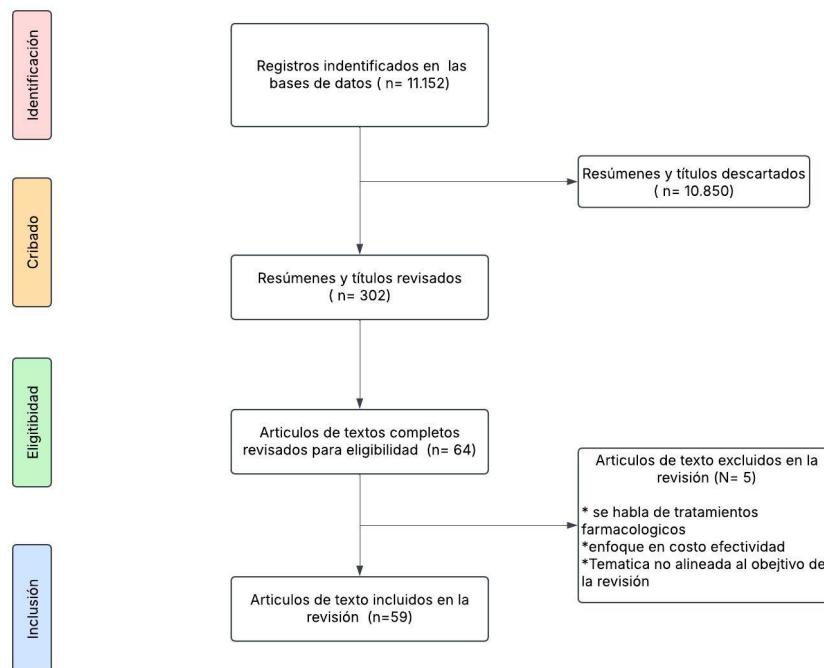


Figura 6.1: Diagrama de flujo de la revisión.

### 6.1.2. Metodología Benchmarking

Durante la revisión de literatura se identificaron diversos dispositivos utilizados en la terapia respiratoria con vibraciones. Por ello, en este benchmarking se realizó una comparación de los dispositivos disponibles en el mercado, con el propósito de identificar y contrastar sus características clave. Se aseguró que los dispositivos incluidos en este estudio fueran exclusivamente alternativas no invasivas para los pacientes.

#### 6.1.2.1. Criterios de evaluación

Para la comparación de dispositivos se definieron los siguientes criterios de evaluación:

- Características técnicas:** Se consideran aspectos como el tipo de tecnología utilizada y si el dispositivo es invasivo o no. Esto se debe a que las tecnologías invasivas son más complejas y requieren mayores consideraciones para el bienestar de los usuarios. En este sentido, se incluirán tecnologías como las oscilaciones de alta frecuencia en la pared torácica (HFCWO) y los dispositivos de presión espiratoria oscilante (OPEP).
- Rangos de frecuencia:** Es fundamental considerar los rangos de frecuencia en los que puede operar el dispositivo y los que puede alcanzar.

- **Evidencia clínica:** Se tomará en cuenta la evidencia proveniente de estudios clínicos sobre el uso del dispositivo, especialmente en lo que respecta a su capacidad para movilizar secreciones.
- **Facilidad de uso y costo:** También se evaluará la facilidad de uso tanto para el paciente como para el fisioterapeuta, así como el costo de los dispositivos.

En esta etapa fueron seleccionados los dispositivos que cumplen los criterios de inclusión mencionados anteriormente.

### 6.1.3. Metodología para la realización de entrevistas

En el marco del proceso de desarrollo del prototipo propuesto en el presente proyecto y en concordancia con el objetivo de caracterizar la terapia con vibraciones, se llevó a cabo un estudio exploratorio con el fin de comprender la experiencia y necesidades de los profesionales que aplican esta terapia. Por lo anterior y como parte de la primera fase de la metodología de *Design Thinking*, la empatía con el usuario, se llevaron a cabo entrevistas dirigidas a fisioterapeutas respiratorios y terapeutas respiratorios. A través de estas entrevistas, se buscó comprender su perspectiva sobre los métodos utilizados, los desafíos enfrentados y los beneficios esperados en la aplicación de esta terapia.

Para la recolección de información, se diseñó una entrevista semiestructurada con preguntas de opción múltiple y la posibilidad de respuestas abiertas, permitiendo así establecer una conversación fluida y explorar aspectos clave de la terapia. Se indagó sobre los métodos de terapia con vibración, que incluyen terapia manual, con dispositivos o ambos; las dificultades que enfrentan en la práctica, tales como la precisión, el control de la presión, la comodidad del paciente y la eficacia en la movilización de secreciones; así como las mejoras que considerarían necesarias, incluyendo mayor precisión, reducción de la fatiga, personalización del tratamiento y mayor seguridad. También se exploró la importancia de monitorear parámetros fisiológicos durante la terapia para mejorar su efectividad. El formato de entrevista diseñado se encuentra en el anexo 1.

Con el fin de garantizar la seguridad y la libre elección de participar, se elaboró un consentimiento informado en el que se explicó el derecho a decidir libremente su participación, así como la posibilidad de retirarse en cualquier momento sin repercusiones. Se informó que la participación contribuiría al desarrollo de un prototipo para la terapia respiratoria con vibraciones, beneficiando tanto a pacientes con enfermedades respiratorias como a los profesionales que aplican esta terapia. Asimismo, se dejó claro que los datos recolectados serían tratados con total confidencialidad, respetando la privacidad de los participantes y resolviendo cualquier inquietud que pudiera surgir. Se especificó que la información obtenida se utilizaría exclusivamente para definir las características de diseño del prototipo en la fase inicial del proyecto y que nunca se divulgarían datos personales ni información sensible. Los datos fueron almacenados de forma segura y gestionados únicamente por los investigadores responsables, en cumplimiento con la Ley 1581 de 2012 sobre protección de datos personales en Colombia y la Resolución 8430 de 1993. Finalmente, el consentimiento incluyó una declaración donde el participante debía aceptar los términos antes de continuar con la entrevista, dejando claro que, en caso de no aceptar, no habría ninguna consecuencia. El formato de consentimiento informado se encuentra anexo 2.

Para la selección de la muestra, se estableció que la población objetivo estuviera conformada por fisioterapeutas y terapeutas respiratorios con experiencia en esta área. Se optó por limitar la muestra a docentes de universidades en Cali que ofrecen programas relacionados con esta disciplina, por lo que se solicitó la colaboración de los directores de los programas de la Universidad Santiago de Cali y la Universidad del Valle para contactar a los docentes con experiencia en la temática. Dado que la disponibilidad de los profesionales en el ámbito académico es limitada, se realizó un muestreo por conveniencia, seleccionando entre 10 y 12 profesionales para las entrevistas.

Antes de la aplicación de las entrevistas, se obtuvo la aprobación del Comité de Ética en investigación de la Pontificia Universidad Javeriana Cali (Acta de aprobación NO. 012 de diciembre de 2024 del CEI), garantizando la confiabilidad del estudio y la seguridad de la información suministrada. Una vez recibido el aval, se estableció contacto con las universidades seleccionadas a través de correo electrónico para gestionar la participación de los docentes y programar las entrevistas de acuerdo con su disponibilidad.

Las entrevistas se realizaron de manera remota, asegurando que la conversación se desarrollara de acuerdo con la estructura del cuestionario. Para facilitar el registro y almacenamiento de la información, se utilizó un formulario en Microsoft Forms, en el cual se diligenciaban las respuestas tanto abiertas como cerradas proporcionadas por los entrevistados.

## 6.2. Diseño del prototipo

### 6.2.1. Determinación de la región anatómica para la aplicación de la terapia vibratoria

Teniendo en cuenta la región anatómica de aplicación y en diálogo con la fisioterapeuta Magda Carolina Díaz, se establecieron las zonas específicas del tórax sobre las cuales debía aplicarse la terapia, asegurando la correcta estimulación del tórax. Se estableció que la aplicación debía realizarse abarcando la región pulmonar desde el segundo espacio intercostal hasta el sexto o séptimo espacio intercostal. Esta delimitación se determinó con el fin de evitar estructuras óseas como la clavícula, el esternón y las vertebras de la columna torácica que podrían interferir con la correcta transmisión de las vibraciones.

En la parte posterior, se tuvo especial precaución para evitar el contacto con la columna vertebral y la región lumbar, ya que estas áreas podían no responder de manera óptima a la terapia vibratoria y podrían generar incomodidad o alterar la mecánica respiratoria del paciente.

Asimismo, se consideró la inclusión de una porción lateral del cuerpo dentro del área de aplicación. La selección de esta región anatómica se fundamentó en buscar que las vibraciones estimulen de manera integral la región del tórax.

Para una mejor comprensión y visualización de la zona de aplicación, se recomienda revisar la figura 6.2, donde se ilustra detalladamente la delimitación anatómica y su relación con las estructuras torácicas involucradas.

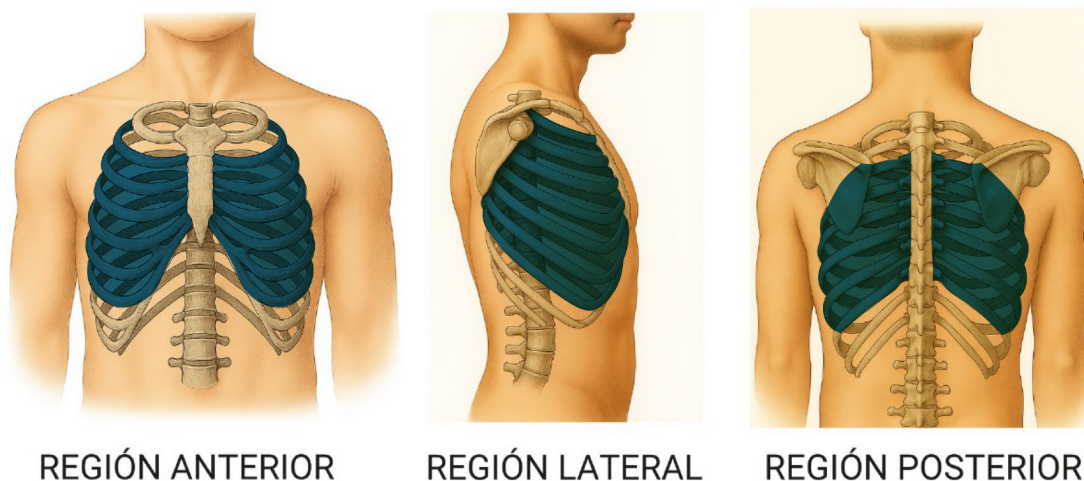


Figura 6.2: Regiones de Aplicación de la Terapia Vibratoria en el Tórax. Tomado de [25]

### 6.2.2. Desarrollo conceptual del prototipo: Fase de ideación en *Design Thinking*

Dentro de esta fase, se llevó a cabo una lluvia de ideas con el objetivo de explorar y definir los principales aspectos del diseño del prototipo. Este proceso se desarrolló en el marco del segundo objetivo del presente trabajo de grado, enfocado en el diseño de un prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria con vibraciones, con el fin de facilitar la movilización de secreciones.

A lo largo del proceso, se plantearon y evaluaron distintas opciones para garantizar que el prototipo cumpliera con los requerimientos terapéuticos, asegurando al mismo tiempo su funcionalidad, ergonomía y viabilidad técnica. Esta fase contó la participación de la directora del proyecto, la ingeniera Valentina Corchuelo; la fisioterapeuta y codirectora del proyecto, Magda Carolina Díaz; y la fisioterapeuta Diana Alejandra Carrero.

Uno de los primeros aspectos analizados fue la incorporación de motores vibratorios para la aplicación de la terapia. Se consultaron diversas configuraciones en cuanto a frecuencia, velocidad e intensidad, con el objetivo de generar una vibración efectiva para la movilización de secreciones sin causar molestias al usuario.

También se exploraron distintos mecanismos de sujeción y distribución de las vibraciones para optimizar la adaptabilidad del dispositivo a la zona de aplicación. En lo referente al sistema de control, se revisaron varias opciones de microcontroladores que permitieran regular parámetros como la frecuencia e intensidad de la vibración. Además, se consideró la posibilidad de integrar una interfaz sencilla e intuitiva que facilitara la personalización de la terapia, garantizando así una experiencia más cómoda para el usuario.

Finalmente, como parte del desarrollo conceptual, se incluyó la región anatómica óptima para la aplicación de la terapia buscando minimizar posibles molestias para el usuario. Para una mejor comprensión, se presenta un esquema ilustrativo en la figura 6.3.

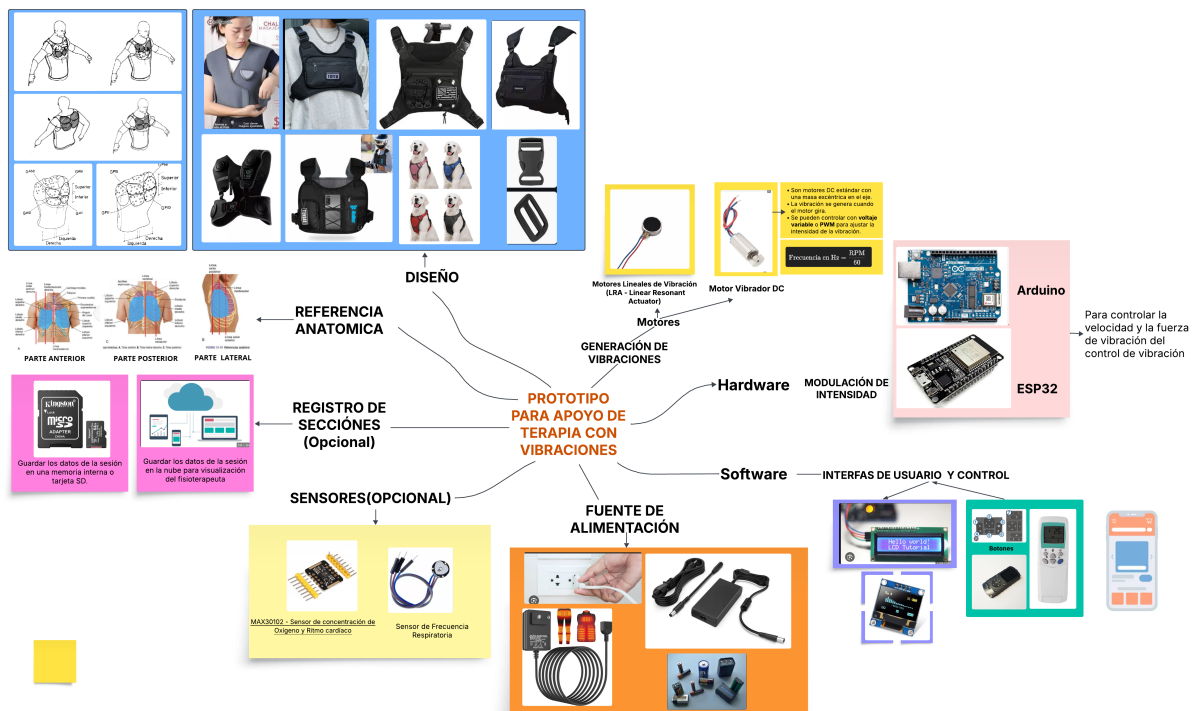


Figura 6.3: Fase de ideación: Definición de aspectos claves del prototipo.

### 6.2.3. Diseños preliminares para el prototipo de terapia vibratoria

A partir de la fase de ideación y conceptualización descrita anteriormente, se desarrollaron tres propuestas de diseño para el prototipo. Cada una de estas propuestas fue diseñada para ser controlada mediante una aplicación móvil con conexión al prototipo, permitiendo la personalización de la terapia según las necesidades del paciente, además de un sistema de control del dispositivo. A continuación, se describen en detalle los modelos diseñados:

#### 6.2.3.1. Interfaz de usuario

En esta fase, el prototipo fue diseñado para ser controlado mediante una aplicación móvil, permitiendo programar la terapia de manera remota y personalizada. A través de esta plataforma, se podrían ajustar parámetros esenciales como la frecuencia de vibración, la velocidad del movimiento de las vibraciones (lento o moderado) y la selección del modo de aplicación, brindando opciones para activar la vibración en el lado derecho, izquierdo o en ambos simultáneamente, según sea el caso.

### 6.2.3.2. Control del dispositivo

El sistema se diseñó para integrar una unidad de control en la que se incorporaron componentes electrónicos entre los que se encuentra un microcontrolador que gestionaría la activación y configuración de la terapia, una fase de control que regularía el desempeño de los motores, permitiendo ajustes en la corriente y el voltaje para generar las vibraciones. Adicionalmente, el dispositivo incluye un módulo de comunicación inalámbrica para habilitar el control remoto a través de la aplicación. Por último, la alimentación del sistema se garantiza mediante una batería recargable o un sistema de alimentación continua.

### 6.2.3.3. Patrón de activación de motores

Cada uno de los diseños fue concebido con el objetivo de simular el movimiento que realizan los fisioterapeutas durante la aplicación manual de vibraciones. En la práctica clínica, estos profesionales ejecutan vibraciones acompañadas de un desplazamiento ascendente, en dirección hacia la vía aérea superior. Por esta razón, cada diseño incorpora múltiples motores que pueden encenderse y apagarse en una secuencia específica, con el fin de imitar ese desplazamiento progresivo. Este funcionamiento se puede observar en las Figuras 6.4, 6.5 y 6.6.

### 6.2.3.4. Diseño 1: Sistema modular de dos partes (Derecha e Izquierda)

El primer diseño consistió en un sistema modular compuesto por dos partes independientes, una para el lado derecho y otra para el lado izquierdo del tórax (Ver Figuras 6.4). Cada módulo cubrió las regiones anterior, posterior y lateral del tórax, integrando motores vibratorios por lado, distribuidos estratégicamente para asegurar una cobertura efectiva de la terapia. Esta configuración modular permitió que el usuario seleccionara si deseaba aplicar la vibración en un solo lado del cuerpo o en ambos simultáneamente, lo que resultó especialmente útil en pacientes que debían permanecer en diferentes posiciones, como en decúbito. En la parte inferior del dispositivo se ubicó la placa de control del mismo.

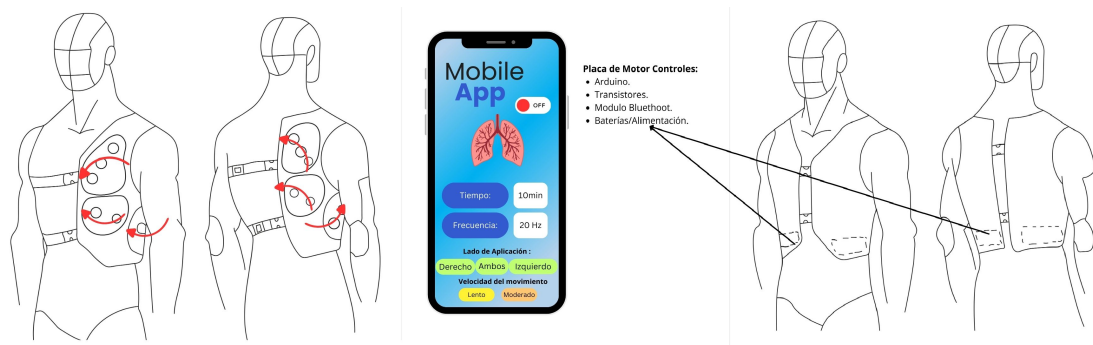


Figura 6.4: Diseño modular de dos secciones: distribución de motores y componentes electrónicos.

### Diseño 2: Sistema modular de una parte (Frontal y posterior)

El segundo diseño se basó en una estructura de una sola pieza que se puede ubicar de forma alternada en la parte anterior y posterior del tórax (Ver figura 6.5. A diferencia del diseño modular, este modelo fue concebido para proporcionar una estimulación uniforme en todo el pecho y la espalda, mediante motores vibratorios. Los componentes electrónicos se organizaron en la parte inferior del prototipo, evitando interferencias con la zona de aplicación de la terapia. Este diseño se pensó para contar con una aplicación móvil que permitiera configurar el tiempo y la frecuencia de la terapia, además de seleccionar si la vibración se aplicaría en la parte anterior o posterior. Asimismo, el usuario podría ajustar la velocidad de la vibración entre los niveles lento y moderado, según sus necesidades terapéuticas.

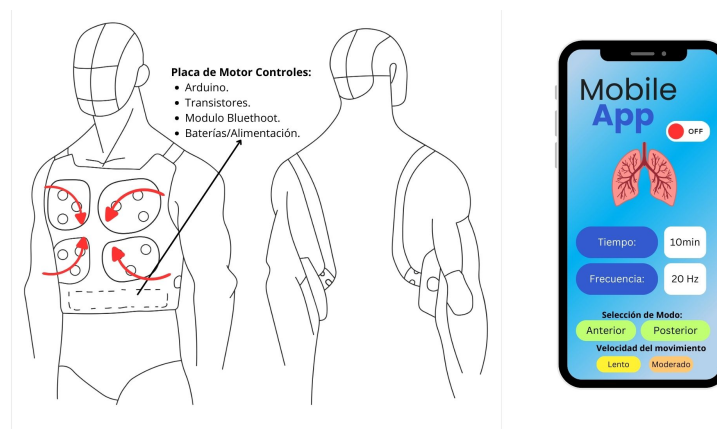


Figura 6.5: Diseño de una parte (anterior y posterior): distribución de motores y sistema de control.

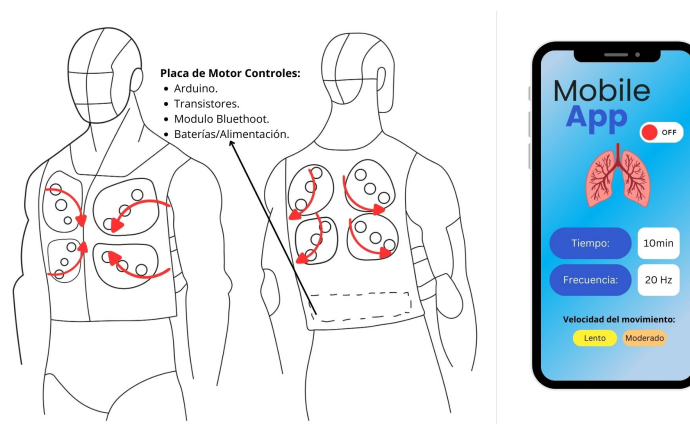


Figura 6.6: Diseño de cobertura completa: distribución de motores y sistema de sujeción lateral.

### Diseño 3: Chaleco convencional con sujeción Lateral

El tercer diseño adoptó un enfoque convencional, con una estructura ajustable lateralmente que proporcionaría mayor comodidad y facilidad de colocación (Ver Figura 6.6) En este modelo, la terapia vibratoria se centró exclusivamente en la zona torácica anterior y posterior, sin incluir los costados debido al sistema de sujeción. Esta disposición buscó equilibrar ergonomía y funcionalidad, garantizando que las vibraciones se distribuyeran de manera adecuada en el tórax. Al igual que en los otros diseños, los componentes electrónicos se ubicarían en la parte inferior y el control del dispositivo se realizaría a través de la aplicación.

#### 6.2.4. Criterios de evaluación del diseño del prototipo

Para definir los criterios de selección del prototipo, se realizaron reuniones dentro del proceso de *Design Thinking*. Estas sesiones permitieron construir una visión integral del diseño, asegurando que el prototipo cumpliera con los requisitos clínicos, tecnológicos y de usabilidad para su aplicación en entornos de salud.

Durante la fase de ideación, se establecieron criterios específicos para la selección del diseño final del prototipo:

- **Eficiencia terapéutica:** El dispositivo debía garantizar una movilización de secreciones pulmonares y favorecer la terapia respiratoria. Para ello, se evaluó su impacto en diferentes regiones anatómicas, incluyendo el tórax anterior, posterior y laterales, asegurando que el tratamiento abarcara de manera óptima las zonas claves para la terapia.
- **Versatilidad postural:** Se consideraron diseños que permitieran la aplicación de la terapia en diversas posiciones del paciente, garantizando su efectividad en decúbito lateral, posición acostada y posición sentada. Esta versatilidad fue crucial para adaptarse a diferentes condiciones clínicas y necesidades terapéuticas.
- **Diseño modular del prototipo:** Se priorizaron alternativas modulares que facilitarían la adaptación del prototipo al cuerpo del paciente, permitiendo su uso en diferentes posiciones sin comprometer la comodidad ni la efectividad del tratamiento. Esto aseguraba un ajuste ergonómico y seguro, independientemente de la complexión del usuario.

#### 6.2.5. Diseño 3D del prototipo modular

El diseño 3D del prototipo modular fue desarrollado utilizando Tinkercad, un software de modelado 3D basado en la web, reconocido por su interfaz intuitiva y su facilidad para la creación de prototipos. Esta herramienta permitió elaborar un modelo detallado y ajustable, asegurando la correcta integración de cada componente en la estructura final.

##### 6.2.5.1. Estructura del prototipo

El prototipo se diseñó con dos módulos independientes, diseñados para ajustarse al lado derecho e izquierdo del tórax. Cada módulo abarcó las zonas anterior, posterior y lateral, permitiendo su

uso en uno o ambos lados según las necesidades del usuario (ver Figura 6.7). La forma del diseño fue realizada para garantizar un ajuste ergonómico al cuerpo y facilitar la distribución equilibrada de los elementos internos.

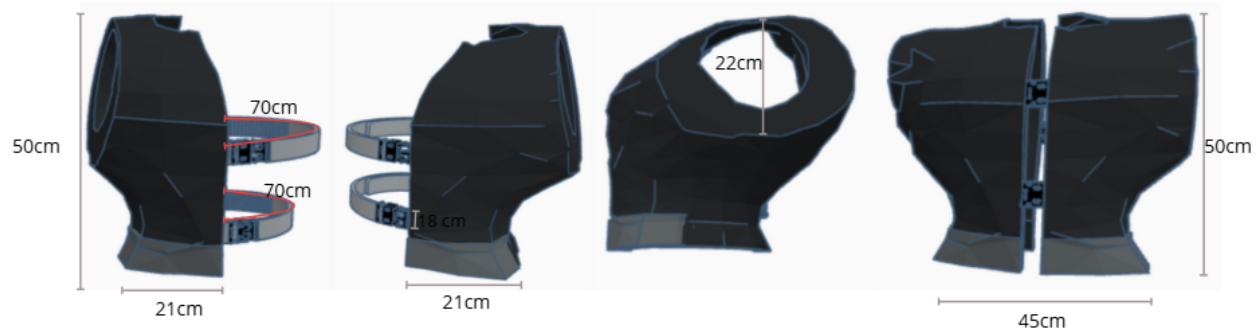


Figura 6.7: Modelo 3D del diseño modular del prototipo

#### 6.2.5.2. Mecanismo de Ajuste

Para proporcionar un ajuste seguro y cómodo, el modelo incorporó un sistema de sujeción compuesto por amarras y hebillas, tanto de enganche como regulables. Estos elementos permitieron modificar la tensión, asegurando una adaptación a diferentes morfologías corporales y brindando estabilidad durante su uso (ver Figura 6.8).

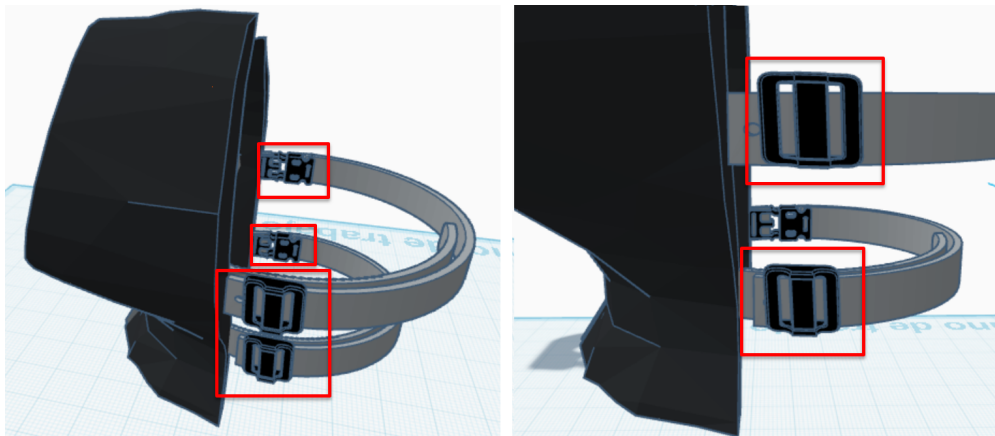


Figura 6.8: Sistema de ajuste del modelo

En la Figura 6.8 se pueden observar las hebillas ajustables, las cuales se establecieron con el fin de regular la tensión del modelo para adaptarse a diferentes tamaños de cuerpo. Este sistema facilitó el ajuste personalizado, asegurando estabilidad y comodidad durante su uso.

Asimismo, la Figura 6.9 muestra las hebillas de enganche tipo click-clack, las cuales se diseñaron para proporcionar un sistema de sujeción seguro y eficiente. Estas hebillas encajan con un clic al insertarlas, asegurando una fijación firme que mantiene el modelo en su lugar. Para retirarlas, cuentan con un mecanismo de liberación rápida que se activa al presionar ambos lados del cierre, permitiendo una apertura sencilla y sin esfuerzo.

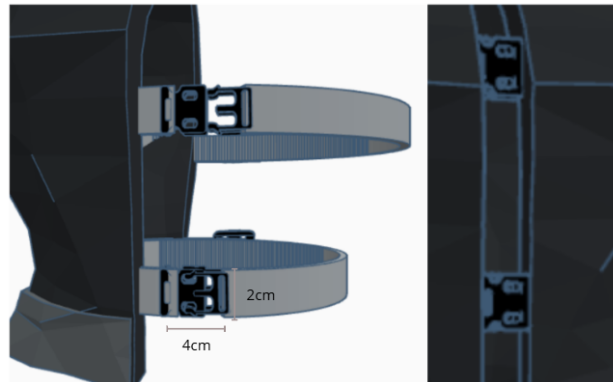


Figura 6.9: Hebillas de enganche tipo click-clack para sujeción

### Espacio para componentes electrónicos

En la parte inferior del diseño se incluyeron espacios específicos para los componentes electrónicos esenciales de cada módulo del prototipo, como la placa de control y la alimentación. Esta distribución permitió mantener el equilibrio del chaleco y proteger los elementos electrónicos durante su uso (ver Figura 6.10).



Figura 6.10: Espacio destinado para los componentes electrónicos del prototipo

### 6.2.6. Desarrollo del circuito y la aplicación

Uno de los primeros aspectos considerados fue la selección de los motores a utilizar. Aunque en la fase de ideación se evaluaron diferentes tipos y referencias de motores, finalmente se optó por investigar las opciones disponibles en el mercado que permitieran la modificación de la frecuencia de vibración. Como resultado de dicha investigación, se identificaron los motores de corriente continua con carga desbalanceada en el motor como los más adecuados. Estos motores están diseñados para generar vibraciones a través de un contrapeso desbalanceado fijado en su rotor. [81].

Durante la búsqueda en tiendas físicas y en línea se identificaron motores vibradores de 6V (ver Figura 6.11). Especificaciones técnicas como el voltaje, las RPM (Revoluciones por minuto) y el consumo de corriente resultaron importantes, ya que permitieron calcular la frecuencia de vibración mediante la ecuación 6.1. Si bien no se contó con información detallada sobre la masa del contrapeso ni el radio del desbalance necesarios para calcular la fuerza exacta ejercida sobre la superficie, la selección se orientó hacia motores que ofrecieran una frecuencia de vibración ajustable y una integración sencilla con los sistemas electrónicos del proyecto.



Figura 6.11: Imagen de referencia motores vibratorios 6V.

$$F(\text{Hz}) = \left( \frac{\text{RPM}}{60} \right) \quad (6.1)$$

Al tratarse de una referencia genérica, se recurrió a un datasheet identificado por un número grabado en uno de los motores. Según este documento, el motor operaba entre 1,2 y 6V, alcanzando aproximadamente 2970 RPM a 6V. Para verificar esta información, se realizaron pruebas experimentales utilizando un tacómetro, registrando las RPM de 10 motores, cuyos resultados se resumen en el cuadro 6.3. Al comparar los valores obtenidos, se concluyó que existía una concordancia razonable, entre los resultados obtenidos y los valores del datasheet, por lo que esta información permitió correlacionar la frecuencia de las vibraciones con los niveles de voltaje aplicados y las RPM de cada motor.

Cuadro 6.3: RPM registradas a 6V para cada motor

Motor	RPM registradas
1	2750
2	2680
3	2890
4	2500
5	2620
6	2820
7	2670
8	2750
9	2830
10	2710

Dado que el microcontrolador no podía suministrar la corriente necesaria para alimentar los motores, se evaluaron diferentes opciones de control. Inicialmente se consideraron drivers, pero fueron descartados debido a su alta demanda de pines y a la limitada capacidad de control que ofrecían por unidad. En su lugar, se optó por el uso de transistores NPN configurados como interruptores electrónicos, los cuales son activados mediante señales PWM (modulación por ancho de pulso) generadas por el microcontrolador.

El uso de señales PWM no solo permite encender o apagar los motores, sino que también posibilita regular su velocidad o intensidad de vibración. El sistema está diseñado para controlar nueve motores, agrupados estratégicamente según su secuencia de encendido y apagado. Como estos motores deben activarse de forma secuencial y con diferentes niveles de intensidad, se emplea un transistor para cada grupo de activación. Esta configuración no solo permite manejar la corriente desde una fuente externa, sino que también proporciona un control a través del software.

Antes de determinar la cantidad de transistores necesarios y el diseño final del circuito, se realizaron pruebas para identificar el consumo de corriente de aproximadamente 10 motores a distintos voltajes. Los resultados se documentaron en el cuadro 6.4.

Cuadro 6.4: Valores de voltaje y corriente medidos en los motores

Motor	Voltaje mínimo (V)	Corriente a voltaje mínimo (A)	Voltaje máximo (V)	Corriente a voltaje máximo (A)
1	1.2	0.02	6	0.14
2	1.2	0.03	6	0.25
3	1.2	0.02	6	0.15
4	1.2	0.02	6	0.14
5	1.2	0.02	6	0.10
6	1.2	0.02	6	0.20
7	1.2	0.02	6	0.26
8	1.2	0.03	6	0.36
9	1.2	0.03	6	0.31
10	1.2	0.03	6	0.27

Posteriormente, se desarrollaron aplicaciones piloto utilizando la plataforma de programación de

aplicaciones MIT App Inventor, con el objetivo de probar la conexión Bluetooth entre los módulos derecho e izquierdo del prototipo. Las primeras pruebas se realizaron con módulos HC-05 configurados como maestro y esclavo. No obstante, la interfaz por bloques de MIT App Inventor dificultaba la depuración de errores, por lo cual se optó por migrar el desarrollo a Android Studio, un entorno más robusto que permite programar en Kotlin, facilitando tanto el diseño como la depuración de la aplicación directamente en dispositivos Android.

Aunque Kotlin permitió una mayor flexibilidad en el diseño de la aplicación, persistía el problema de conexión entre los módulos Bluetooth, ya que el cambio de maestro a esclavo debía realizarse manualmente, lo cual no era viable para el sistema autónomo que se quería lograr. Ante esta problemática, se optó por implementar una conexión inalámbrica mediante Wi-Fi, una alternativa sencilla de integrar para la transmisión de datos.

### 6.2.7. Protección y alojamiento de los motores

Para asegurar el correcto funcionamiento y la durabilidad de los motores dentro del prototipo, se diseñó una cubierta específica para su instalación en la parte interna. Esta estructura proporcionó estabilidad y mantuvo los motores en la posición adecuada, evitando movimientos no deseados.

Además, la cubierta protegió los motores de factores externos como el polvo y la humedad, ayudando a prevenir daños y prolongando la integridad de los componentes. Dado que los motores eran giratorios, existía el riesgo de que se enredaran con otros elementos del prototipo, incluida la tela que lo recubre. Por esta razón, la cubierta también cumplió una función de seguridad, evitando interferencias y garantizando su buen funcionamiento.

En las siguientes figuras se presentan los diseños en 3D del estuche y su tapa, elaborados con las dimensiones definidas de acuerdo con el tamaño de los motores. El estuche tuvo una altura de **29 mm** y un diámetro de **29 mm** (ver Figura 6.12), correspondiente a su forma cilíndrica.

Además, se incorporó un espacio rectangular para permitir el paso del cableado de los motores, cuyas dimensiones fueron de **7.11 mm × 8.64 mm**, con una altura de **4.68 mm** (ver Figura 6.13).

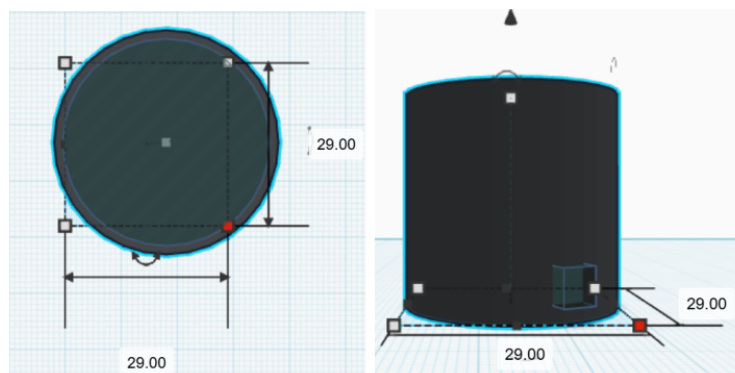


Figura 6.12: Dimensiones principales del estuche: altura y diámetro del cilindro

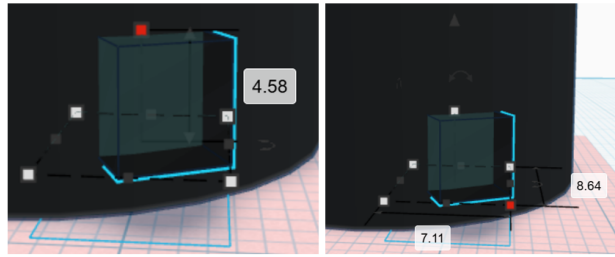


Figura 6.13: Dimensiones del espacio destinado para el paso del cableado del motor

### Dimensiones de la tapa

En cuanto a la tapa del estuche, esta también presentó una geometría cilíndrica. El diámetro exterior del borde superior fue de **29.00 mm**, coincidiendo con el diámetro del estuche (ver Figura 6.14).

Además, se incluyó una extensión adicional de ajuste cuya función fue asegurar un acople firme al momento de insertar la tapa en el estuche. Esta sección tuvo un diámetro ligeramente menor de **26.77 mm** y una altura de **2.5 mm**, lo cual permitió que la tapa quedara fijada de forma segura dentro del cilindro del estuche, evitando desplazamientos no deseados durante su uso (ver Figura 6.15).

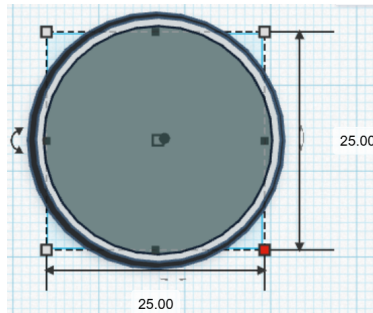


Figura 6.14: Diámetro exterior superior de la tapa

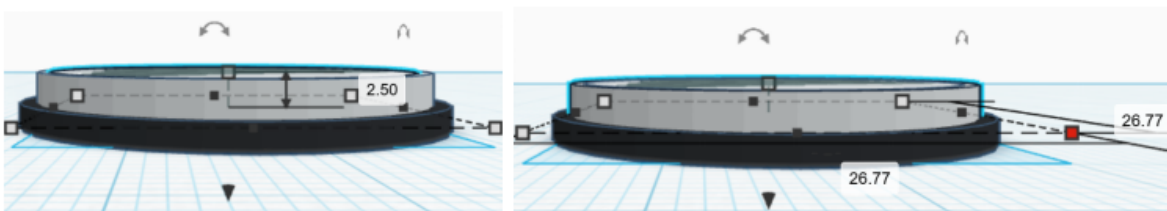


Figura 6.15: Dimensiones de la extensión de la tapa para encaje en el estuche

### 6.2.8. Diagrama de bloques del sistema propuesto

En la figura 6.16 se presenta el diagrama general de funcionamiento previsto. En él, se muestra que inicialmente se establecía la conexión inalámbrica con la aplicación, esta enviaba parámetros relacionados con el funcionamiento del prototipo, tales como la frecuencia de vibración, la velocidad del movimiento, el tiempo de la terapia y el modo de operación. Esta información sería procesada por el microcontrolador para generar las señales adecuadas, que luego seran enviadas a la etapa de transistores. Esta última se encargaría de regular el voltaje y suministrar la corriente necesaria para el correcto funcionamiento de los motores.

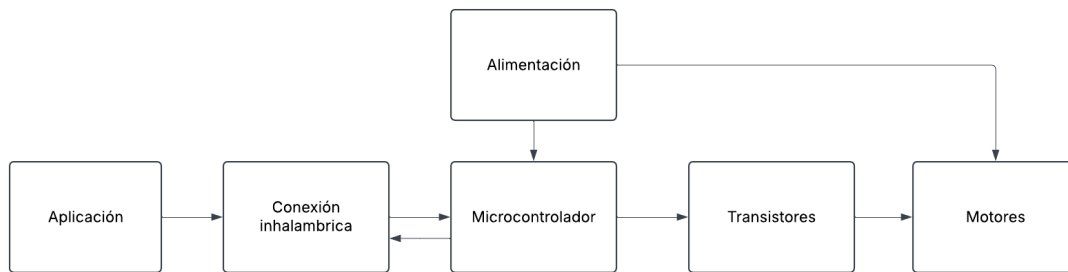


Figura 6.16: Diagrama de bloques del sistema propuesto

### 6.2.9. Diseño orientado a la confección del prototipo

Esta sección presenta los lineamientos de diseño que se definieron para guiar la confección del prototipo en la fase de implementación, considerando su forma, materiales y distribución de componentes:

#### Distribución anatómica y ubicación de bolsillos

Para el diseño del prototipo se tomaron como referencia las regiones anatómicas de una persona adulta promedio (Ver Figura 6.2). Esto permitió definir la ubicación estratégica de una serie de bolsillos destinados a alojar los motores, cada uno pensado para estar protegido con su respectivo estuche. Las dimensiones de estos bolsillos fueron calculadas en función del tamaño de los estuches, buscando un ajuste adecuado que evitara movimientos indeseados durante el uso.

En cada bolsillo se propuso incluir un sistema de cierre mediante velcro, con el fin de asegurar los motores una vez insertados, evitando así el uso de cierres rígidos.

#### Bolsillos para placa y baterías

Además de los compartimientos destinados a los motores, en el diseño del prototipo se contemplaron dos bolsillos adicionales ubicados en la parte inferior delantera (uno a cada lado). Estos espacios fueron pensados para la parte electrónica y la alimentación, permitiendo una distribución equilibrada del peso y facilitando el acceso a los componentes del hardware.

### Materiales propuestos

En el diseño del prototipo se planteó una estructura de doble capa impermeable para proteger los componentes electrónicos internos. Los materiales considerados fueron:

- **Capa externa:** Tela impermeable (Lona Marco Polo), seleccionada por su resistencia y durabilidad frente a condiciones externas.
- **Capa interna:** Otra capa de tela impermeable propuesta para brindar protección a los motores, el cableado y otros elementos sensibles del sistema.

### Sistema de ajuste y versatilidad de uso

En el diseño del prototipo se contempló un sistema de ajuste que permitiera adaptar su tamaño a diferentes contexturas corporales. Para ello, se propusieron dos puntos de ajuste principales: uno en la parte superior y otro en la parte inferior.

Se planteó el uso de hebillas tipo click-clack junto con correas de ajuste deslizante, con el fin de facilitar la modificación de la longitud y lograr un ajuste cómodo y seguro al cuerpo del usuario.

### Acceso interno

Con el objetivo de facilitar futuras modificaciones o mantenimiento interno, el diseño incluyó la incorporación de cierres invisibles en la parte inferior de ambos lados del prototipo (izquierdo y derecho). Estos permitirían abrir discretamente el prototipo para retirar los motores o acceder al cableado interno, facilitando así posibles reparaciones o ajustes al sistema.

#### 6.2.10. Diseño de PCB

Para el diseño del circuito impreso (PCB), se empleó el software Fusion 360, el cual permitió realizar tanto el diseño esquemático como la disposición de los componentes en la placa. Inicialmente, se elaboró el diagrama esquemático del circuito con base al circuito de la figura 7.8.

Una vez definido el esquemático, se procedió al diseño físico de la placa. Se trazaron pistas de placa de 1.27 mm de ancho, con un grosor estándar de 1.6 mm, el cual puede soportar una corriente de hasta 20 A (amperios).

## 6.3. Implementación del prototipo

### 6.3.1. Implementación circuito y aplicación

La ESP32 fue elegida por su conectividad Wi-Fi y su capacidad para manejar múltiples salidas PWM. También se emplearon nueve motores de vibración, organizados y distribuidos como se observa en la Figura 6.18.

Por otro lado, debido a las características técnicas de los motores y a los resultados de las pruebas realizadas con 10 motores a su máximo y mínimo consumo (Ver cuadro 6.4), se determinó que el

transistor a utilizar en el circuito sería el TIP122. Además, el valor de las resistencias de base se calculó en  $330\ \Omega$  a partir de la ecuación 6.2. En donde  $I_B$  es la corriente de base,  $V_{in}$  es el voltaje que ingresa a la base, y  $V_{BE}$  es la caída de voltaje entre base y emisor.

$$R_B = \frac{V_{in} - V_{BE}}{I_B} \quad (6.2)$$

Para hallar  $I_B$  se tuvo como referencia los datos presentados en el cuadro 6.4. Dado que el sistema opera de forma secuencial, no todos los motores se activan al mismo tiempo, por ello se estimó que, como máximo, tres motores estarían encendidos simultáneamente. Considerando que la mayor corriente registrada por un motor fue de 0,36 amperios, se asumió un consumo total aproximado de 1,08 A para realizar los cálculos correspondientes de la ecuación 6.3. De acuerdo con el datasheet del transistor TIP122, su ganancia de corriente puede alcanzar valores cercanos a 1000. Sin embargo, para mayor seguridad y márgenes de diseño, se utilizó un valor de  $\beta = 250$  (Ver la ecuación 6.3).

$$I_B = \frac{I_C}{\beta} = \frac{1,08}{250} = 0,00432\ \text{A} \quad (6.3)$$

El voltaje de salida del ESP32 es de 3.3 V y se asumió una caída base-emisor de 2.0 V. Por tanto, el cálculo de la resistencia de base se halla según la ecuación 6.4,

$$\frac{3,3 - 2,0}{0,00432} = \frac{1,3}{0,00432} \approx 300,93\ \Omega \quad (6.4)$$

Este valor aproximado corresponde a:

$$R_B \approx 301\ \Omega$$

Por otro lado, se elaboró un boceto inicial de la aplicación, presentado en la Figura 6.17, como parte del proceso de desarrollo de la interfaz. La versión final fue implementada en Android Studio, utilizando el lenguaje de programación Kotlin.

Finalmente, se diseñó un esquema en el que se asignó un número específico a cada motor según su ubicación anatómica (ver figura 6.18). Este esquema permitió establecer el orden de activación necesario para simular el desplazamiento ascendente de las vibraciones a lo largo de la vía aérea superior, tal como se mencionó anteriormente, y traducirlo posteriormente en la programación del microcontrolador. Además, esta organización fue clave para definir la asignación de pines PWM y planificar adecuadamente la conexión física de los motores a la placa ESP32.



Figura 6.17: Diseño conceptual de la aplicación

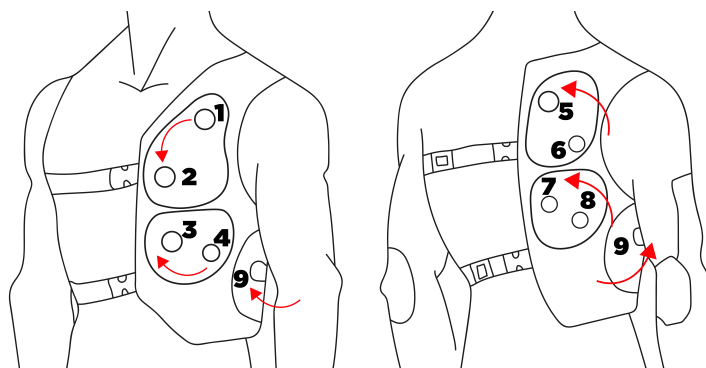


Figura 6.18: Nomenclatura de los motores y movimiento en dirección a la vía aérea superior.

### 6.3.2. Protección y alojamiento de los motores

Posteriormente, se imprimieron en 3D las carcasas para los motores. Una vez cableados, los motores fueron ubicados dentro de sus respectivas carcasas y fijados en la base de estas mediante adhesivo, garantizando su estabilidad (ver figura 7.16).

### 6.3.3. Código ESP32

Cada una de las etapas del funcionamiento del código para la ESP32 se observa en la figura 7.19. El sistema opera como un servidor web local, lo que permite el control remoto a través de una app móvil conectada al mismo punto de acceso.

Durante la fase de inicialización (setup), el sistema configura los pines correspondientes a los motores como salidas digitales y establece una conexión WiFi utilizando las credenciales del punto

de acceso del celular. Una vez conectado, la ESP32 inicia un servidor web que recibe solicitudes entrantes a través del puerto 80, el cual es el puerto estándar definido por la IANA para el protocolo HTTP. Esto permite que cualquier navegador pueda acceder a la interfaz web del dispositivo sin necesidad de especificar un puerto diferente.

En el ciclo principal (loop), el sistema monitorea continuamente si existe un cliente conectado al servidor. Si se detecta una solicitud, se analiza si se trata de una instrucción para iniciar (/start) o detener (/stop) la secuencia de vibración. En el caso de una solicitud /start, el sistema extrae tres parámetros clave desde la URL: la frecuencia de vibración, el tiempo total de terapia (en minutos) y el tiempo de activación por cada motor (en milisegundos).

Para interpretar el valor de frecuencia ingresado por el usuario, se construyó una tabla de equivalencias basada en la relación entre voltaje y las RPM del motor (Ver cuadro ). Asumiendo que a 6V el motor alcanza 2970 RPM (según el datasheet), se aplicó una regla de tres para estimar las RPM a distintos voltajes entre 1,2V y 6V, en incrementos de 0,1V. Luego, usando la ecuación 6.1, se calcularon las frecuencias correspondientes. Se descartaron los voltajes que generaban frecuencias superiores a 25Hz, según los límites establecidos en la literatura.

Cuadro 6.5: Equivalencias entre voltaje, RPM, frecuencia y valores PWM

Voltaje (V)	Frecuencia (Hz)	RPM	Valor en PWM	Frecuencia aproximada (Hz)	PWM asignado
1.2	9.90	594.0	93	10	93
1.3	10.73	643.5	100	11	100
1.4	11.55	693.0	108	12	116
1.5	12.38	742.5	116	13	124
1.6	13.20	792.0	124	14	135
1.7	14.03	841.5	131	15	147
1.8	14.85	891.0	139	16	155
1.9	15.68	940.5	147	17	167
2.0	16.50	990.0	155	18	179
2.5	20.63	1237.5	193	19	191
2.6	21.45	1287.0	201	20	193
2.7	22.28	1336.5	209	21	201
2.8	23.10	1386.0	216	22	209
2.9	23.93	1435.5	224	23	220
3.0	24.75	1485.0	232	24	232
3.1	25.58	1534.5	240	25	240

Posteriormente, la frecuencia ingresada por el usuario se convierte a un valor PWM que regula el voltaje promedio aplicado al motor y determina la intensidad de la vibración. Estos PWM se calcularon mediante una regla de tres, relacionando el voltaje de salida de la ESP32 (3,3V) con los voltajes de los motores. Finalmente, las frecuencias se aproximaron a valores enteros para facilitar su uso en la programación y en la interfaz de la ESP32.

Con la información anterior, el sistema calcula el número total de repeticiones necesarias para

cubrir la duración total de la terapia, considerando que cada repetición incluye la activación secuencial de los tres grupos de motores (Motor 1 → Motor 2 → Motor 3), cada uno por el tiempo especificado.

Una vez procesados los parámetros, el sistema entra en modo de ejecución de secuencia. Durante este modo, los motores se activan de forma cíclica y exclusiva: sólo uno se encuentra activo a la vez. El paso de un motor al siguiente está controlado por medición de tiempo (con la función `millis` de arduino), asegurando que cada uno vibre por el período exacto definido.

El ciclo continúa hasta que se alcanza el número total de repeticiones o se reciba una solicitud `/stop`, en cuyo caso se apagan todos los motores inmediatamente y se detiene la ejecución. En ambos escenarios (finalización normal o interrupción), el sistema ejecuta una rutina de apagado para asegurar que todos los pines de salida queden en bajo (sin señal PWM), garantizando que no quede ningún motor encendido.

Durante toda la operación, el sistema utiliza la interfaz serial para imprimir mensajes de estado, lo que facilita la depuración y seguimiento del proceso en tiempo real.

#### 6.3.4. Código Aplicación

La aplicación móvil (app) está diseñada para servir como una interfaz de control del sistema de terapia respiratoria basado en vibraciones, permitiendo al usuario seleccionar y enviar parámetros a una o ambas placas ESP32 que ejecutan los motores de vibración.

El usuario interactúa con la app mediante dos `SeekBar`s que permiten seleccionar la frecuencia de vibración (de 10 Hz a 25 Hz) y el tiempo total de la terapia (de 1 a 30 minutos). Los valores de frecuencia fueron definidos con base en un rango funcional útil para pruebas experimentales, específicamente 15 Hz, 20 Hz y 25 Hz. El rango total de 10 Hz a 25 Hz se estableció para ofrecer mayor flexibilidad en la interfaz y en futuras configuraciones. Por su parte, el intervalo de tiempo se determinó a partir de los comentarios obtenidos durante entrevistas con fisioterapeutas, quienes indicaron que dicho rango es representativo de las sesiones comúnmente aplicadas en la práctica clínica.

Además, hay botones para seleccionar la intensidad (Lento o Moderado, que ajustan el tiempo de vibración por motor) y botones para decidir si se activa la parte izquierda, derecha o ambas (Simultáneo) del prototipo. También hay un botón para detener los motores garantizando que la terapia se pueda detener en cualquier momento.

Cada vez que el usuario ajusta una `SeekBar` o selecciona un modo, el sistema actualiza los valores de frecuencia, duración total e intensidad. Estos valores se almacenan para ser enviados cuando el usuario presione uno de los botones de inicio (izquierdo, derecho o simultaneo). Según el botón presionado, la app determina a qué dirección IP (correspondiente a una ESP32 específica) debe enviar el comando. Esto permite que el sistema controle de forma independiente los lados izquierdo y derecho del dispositivo.

Cuando se presiona un botón de inicio, se genera una URL con la estructura `/start?frecuencia=X&tiempo=Y&tiempoMotor=Z`, donde X, Y y Z son los valores definidos por el usuario. Si el botón presionado es Parar, se genera una solicitud `/stop`. La app utiliza coroutines de Kotlin para enviar

la solicitud HTTP sin bloquear la interfaz del usuario. Esto garantiza que la aplicación siga siendo responsiva mientras espera una respuesta de la ESP32. Cuando la placa responde a la solicitud, la app evalúa si fue exitosa (código 200) o si ocurrió un error. Según el resultado, se actualiza un TextView en la interfaz para informar al usuario del estado actual del sistema.

Los anteriores puntos se integraron mediante una interfaz visual que permitiera entender el paso a paso de la programación del prototipo.

### 6.3.5. Confección del prototipo

Esta etapa implicó no solo la implementación de los aspectos técnicos previamente establecidos, sino también un trabajo colaborativo para asegurar un acabado funcional para el usuario. El proceso de confección se desarrolló de manera progresiva, comenzando con el corte de las piezas en tela, seguido por el armado de la estructura base del prototipo. Una vez conformado, se llevó a cabo la marcación y ubicación precisa de los bolsillos destinados a alojar los motores de vibración, considerando tanto la distribución anatómica como la comodidad del usuario. Esta marcación se realizó conforme a las zonas definidas en la sección 6.2.1 y a la ubicación de los motores de la Figura 6.18. Posteriormente, se fijaron los bolsillos a la tela y se realizaron pruebas de ajuste para verificar su correcta posición (Ver Figura 6.19).



Figura 6.19: Proceso de confección del prototipo

## 6.4. Verificación de funcionamiento del prototipo

### 6.4.1. Uso del acelerómetro MPU6050

El sensor MPU6050 es un dispositivo ampliamente utilizado que combina un acelerómetro triaxial y un giróscopo [82, 83]. Para las pruebas de funcionamiento del prototipo, se empleó únicamente la función de acelerómetro, con el objetivo de registrar las vibraciones generadas por los motores del mismo. En la Figura 6.20 se muestra el sensor MPU6050 utilizado en las pruebas del prototipo.

Durante la etapa de pruebas iniciales se programó para transmitir lecturas de aceleración en los ejes  $x$ ,  $y$  y  $z$  mediante un microcontrolador. Estas lecturas se utilizaron para calcular la magnitud total del vector de aceleración, lo cual permitió obtener una medida escalar de la intensidad del movimiento. Esta magnitud se calculó aplicando la ecuación en 6.5.

$$\text{Magnitud} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (6.5)$$

donde  $a_x$ ,  $a_y$  y  $a_z$  corresponden a las aceleraciones en cada uno de los tres ejes del espacio. Esta fórmula deriva del teorema de Pitágoras en tres dimensiones y permite conocer el valor total de aceleración independientemente de la dirección en la que ocurra el movimiento [82, 83].

Para la adquisición y procesamiento de los datos, se utilizó un código en Arduino que capturó las mediciones del sensor y las envió por puerto serial a un script en Python. Este script, detallado en el Anexo 3 (titulado: “Código del sensor acelerómetro” y “Código de procesamiento de datos del acelerómetro”), permitió visualizar en tiempo real la magnitud frente al tiempo y aplicar una transformada rápida de Fourier (FFT) para identificar la frecuencia dominante de las vibraciones.

Con el fin de mejorar la calidad de los datos, se implementó un filtro pasa alta con una frecuencia de corte de 5 Hz. Esta elección se basó en que las frecuencias de vibración generadas por los motores durante la terapia están en el rango de 10 Hz a 25 Hz. Por lo tanto, frecuencias por debajo de 5Hz se consideran ruido de baja frecuencia como movimientos involuntarios, desplazamientos lentos del dispositivo o interferencias ambientales que no aportan información relevante al análisis.

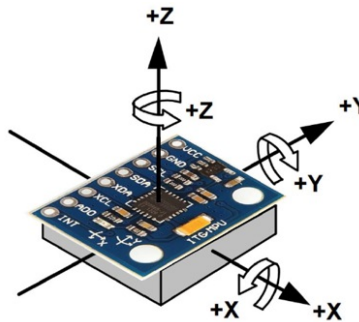


Figura 6.20: Sensor MPU6050 utilizado para la medición de las vibraciones generadas por los motores del prototipo.

#### 6.4.2. Protocolo de verificación

Con el propósito de verificar la funcionalidad del prototipo diseñado para apoyar la terapia respiratoria con vibraciones, se definió una estrategia de validación. Esta estrategia permitió realizar pruebas controladas en un entorno simulado, replicando condiciones clínicas reales. La verificación se llevó a cabo en el hospital simulado de la Pontificia Universidad Javeriana Cali, utilizando un simulador de alta complejidad de la marca Lerdal, el cual permite simular condiciones específicas de salud a través de sistemas mecánicos y electrónicos. Este simulador permitió recrear las diferentes capas que deben atravesar las vibraciones, ya que en su configuración incluye una capa de silicona

cuyo grosor es de 8mm simulando la piel, así como piezas plásticas que representan el tórax del paciente. Además, incorpora como factor relevante el ruido generado por la respiración, lo cual influye en la captación de la señal de vibración en un contexto real. (Ver Figura 6.21).



Figura 6.21: Simulador de alta complejidad Clinical Care

#### 6.4.2.1. Fundamento técnico de la verificación

La estrategia de verificación del prototipo se centró en el uso del acelerómetro. Su inclusión permitió confirmar que los motores instalados en el chaleco generaban las vibraciones dentro del rango de frecuencias definido para la terapia. A través de este sensor se pudo registrar y cuantificar el comportamiento de las vibraciones en distintas condiciones de prueba.

Para las pruebas se programaron frecuencias de 15 Hz, 20 Hz y 25 Hz desde la App móvil, aplicadas tanto para el lado derecho como en el izquierdo del prototipo instalado en el simulador.

#### 6.4.2.2. Procedimiento experimental

##### Fase 1: Evaluación del sensor de forma aislada

- I. Ubicación del acelerómetro directamente sobre la región torácica del simulador, sin instalar el chaleco.
- II. Registro de datos para determinar si los movimientos respiratorios del simulador generaban una respuesta significativa en el sensor.

**Fase 2: Integración del sistema**

- I. Instalación del prototipo vibratorio completamente armado sobre el simulador.
- II. Incorporación del sensor en el interior del simulador, en la región torácica correspondiente a las vías aéreas (lado derecho e izquierdo).
- III. Activación del sistema de vibración desde la App y verificación del funcionamiento general del prototipo.

**Fase 3: Validación de frecuencias a través de adquisición de datos**

- I. Captura de datos desde el sensor MPU6050 a través de un script en Python conectado al puerto serial.
- II. Registro de la magnitud de aceleración durante la activación del chaleco en distintas frecuencias (15 Hz, 20 Hz y 25 Hz), programadas desde la App móvil para ambos lados del simulador (derecho e izquierdo).
- III. Visualización de la señal mediante gráficas de magnitud vs. tiempo para observar la respuesta del sistema durante los distintos momentos de activación.
- IV. Aplicación de la transformada rápida de Fourier (FFT) para obtener el espectro de frecuencia.
- V. Identificación de la frecuencia dominante en cada ensayo, con el fin de verificar que las vibraciones generadas correspondieran efectivamente con las frecuencias programadas.

**6.4.3. Verificación preliminar del prototipo en simulador**

En las siguientes figuras se muestra el simulador Clinical Care del hospital simulado, escenario donde se realizaron las pruebas del prototipo. La Figura 6.22 ilustra la ubicación del sensor de vibración en el lado derecho e izquierdo del simulador, ubicado justo debajo de la superficie que representa la piel y alineado con la región correspondiente a las vías respiratorias.

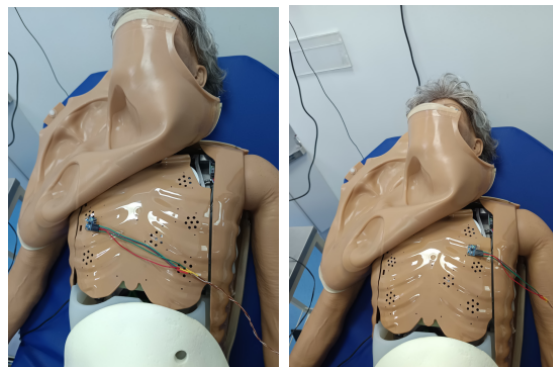


Figura 6.22: Ubicación del sensor en el lado derecho e izquierdo del simulador.

Inicialmente, se puso en funcionamiento el simulador para observar si la respiración artificial afectaba la señal captada por los sensores. Se evidenció que la señal generada por el mecanismo de respiración era muy leve, por lo que no representaba una interferencia significativa en la medición de las vibraciones producidas por el prototipo.

#### 6.4.4. Pruebas del prototipo en diferentes posiciones

Tras haber confirmado que la señal respiratoria generada por el simulador no interfería de manera significativa en la detección de las vibraciones, se dio inicio a una nueva etapa de evaluación cualitativa centrada en el funcionamiento del chaleco vibratorio. En esta fase, el sistema ya se encontraba completamente operativo, con la interfaz móvil permitiendo establecer tanto la frecuencia como el modo de terapia (lento o moderado), según los parámetros definidos previamente.

El objetivo principal fue comprobar el comportamiento del prototipo en distintas posturas corporales, simulando las posiciones que un paciente podría adoptar durante una sesión de terapia respiratoria. Esto no solo permitió verificar la respuesta del sistema ante diferentes condiciones, sino también observar el ajuste y efectividad del diseño del prototipo sobre el simulador en escenarios que reflejan la práctica clínica habitual.

#### Evaluación en diferentes posturas

Para evaluar el rendimiento del sistema, se ubicó al simulador en tres posiciones representativas. La Figura 6.23 muestra la posición de sedestación, correspondiente a un ángulo de  $90^\circ$  en el torso, una postura comúnmente utilizada para favorecer el drenaje postural en pacientes con dificultad respiratoria.

La Figura 6.23 también presenta el simulador en decúbito supino, es decir, acostado boca arriba. Esta posición permitió ver cómo se propagan las vibraciones cuando el cuerpo está en contacto total con una superficie plana y por último, en la Figura 6.24, se muestra la posición de decúbito lateral.



Figura 6.23: Simulador en posición de sedestación y decúbito supino.

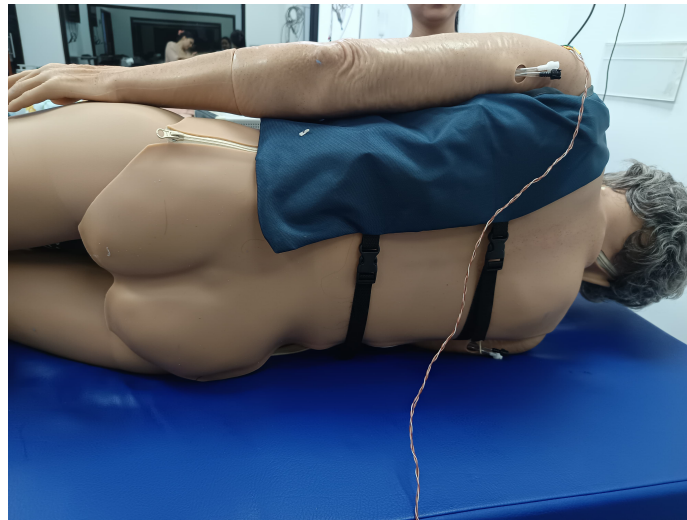


Figura 6.24: Simulador en posición de decúbito lateral

#### 6.4.4.1. Aplicación del chaleco vibratorio

En paralelo con las pruebas de postura, se evaluó la adaptación del chaleco vibratorio sobre el simulador. La Figura 6.25 muestra su colocación en el lado derecho del tórax, cubriendo tanto la región anterior como posterior. Esto permitió comprobar cómo se distribuían las vibraciones al activar el sistema desde la aplicación con los parámetros establecidos para cada ensayo.

Del mismo modo, la Figura 6.26 ilustra el montaje en el lado izquierdo, verificando la simetría del sistema y la uniformidad del ajuste. Finalmente, en la Figura 7.14, se presenta el chaleco ensamblado de manera integral, cubriendo ambos lados del tórax. Esta disposición corresponde al uso clínico habitual, en el cual se busca una cobertura bilateral.



Figura 6.25: Aplicación del chaleco en el lado derecho (vista anterior y posterior)

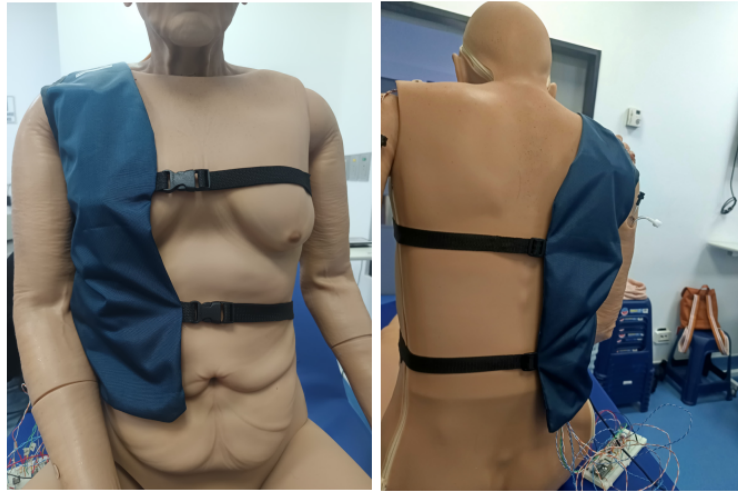


Figura 6.26: Aplicación del chaleco en el lado izquierdo (vista anterior y posterior)



Figura 6.27: Chaleco vibratorio ensamblado cubriendo ambos lados del tórax

# Resultados y Discusión

---

## 7.1. Caracterización de la terapia respiratoria con vibraciones

### 7.1.1. Terapia respiratoria con vibraciones, revisión de literatura

La respiración es un proceso vital que involucra múltiples sistemas del cuerpo y debe realizarse de manera eficiente, especialmente en personas con afecciones respiratorias [84]. De esta necesidad surge la terapia respiratoria, una disciplina orientada a optimizar la función pulmonar según la condición clínica del paciente. Considerando que respiramos alrededor de un millón y medio de veces al día, esta terapia busca mejorar cada inhalación y exhalación, promoviendo un adecuado intercambio gaseoso y bienestar general [84].

La terapia respiratoria abarca diversas estrategias, entre ellas las técnicas de aclaramiento de las vías respiratorias (ACT), que son esenciales para mejorar la ventilación y eliminar secreciones. Las ACT más empleadas incluyen el posicionamiento, drenaje postural, técnicas manuales, estrategias respiratorias, tos dirigida, dispositivos PEP, osciladores de las vías respiratorias y equipos mecánicos para la pared torácica [59]. Estas técnicas suelen aplicarse en combinación para mayor efectividad [59], [85].

Entre las ACT, las vibraciones combinadas con percusión han demostrado ser eficaces [85]. En este trabajo, se define la vibración como la compresión intermitente del tórax durante la exhalación, lo que aumenta la velocidad del flujo espiratorio y facilita la eliminación de secreciones bronquiales [85].

### Indicaciones de la terapia respiratoria con vibraciones

La terapia con vibraciones se indica según las características y necesidades específicas de cada grupo de pacientes [85]. Su aplicación varía según la edad, el diagnóstico o la condición médica, destacando los beneficios particulares en cada caso [85].

En adultos, está recomendada para enfermedades respiratorias crónicas como la EPOC, donde se requiere la remoción de secreciones profundas [85]. También se indica en pacientes postquirúrgicos de corazón, tórax o trasplantes, para prevenir complicaciones respiratorias mediante el mejoramiento del drenaje de secreciones [85]. Además, beneficia a personas con afecciones graves como absceso pulmonar, asma no controlada, tuberculosis o enfermedades neuromusculares, al favorecer la función pulmonar mediante la movilización de secreciones [85].

## Complicaciones de la terapia respiratoria con vibraciones

Aunque las complicaciones asociadas con la terapia respiratoria son poco comunes, pueden ocurrir. Según Levine et al., una de las principales complicaciones es la hipoxia relacionada con la posición, la cual puede surgir si la técnica se aplica de manera incorrecta o si el paciente no adopta una postura adecuada para garantizar una ventilación pulmonar óptima [86]. Asimismo, se ha identificado el riesgo de aspiración de secreciones, ya que estas, al movilizarse hacia otras regiones del pulmón durante la terapia, pueden provocar infecciones o agravar la condición respiratoria del paciente [86]. Por ello, la literatura revisada enfatiza la importancia de que la terapia respiratoria sea indicada y supervisada por un profesional capacitado en los casos que lo requieran, con el fin de minimizar estos riesgos y garantizar un tratamiento seguro y eficaz.

### 7.1.1.1. Terapia respiratoria con vibraciones

### 7.1.1.2. Contraindicaciones de la terapia respiratoria

Aunque la terapia respiratoria ofrece múltiples beneficios, también presenta contraindicaciones. La percusión está desaconsejada en casos como neumotórax o derrame pleural no tratados, tuberculosis activa, embolia, absceso pulmonar, dolor torácico reciente, ACV, cirugías de mamas, tumores, enfermedades cardiovasculares y problemas articulares [87]. En cuanto a la vibración, no se recomienda en pacientes con broncoespasmos graves, trombosis, embolia, bebés menores de tres años, tras anestesia espinal reciente, enfisema o alteraciones en la coagulación [87].

Además, muchas contraindicaciones son relativas, como la diátesis hemorrágica (incluyendo pacientes anticoagulados), molestias por posiciones o manipulaciones, presión intracraneal elevada, hemoptisis reciente, fracturas costales o vertebrales y osteoporosis vertebral, ya que aumentan el riesgo de complicaciones durante la fisioterapia torácica [86].

### 7.1.1.3. Tipos de terapia con vibraciones

Según su aplicación y objetivo, se identificó que esta técnica puede clasificarse en dos tipos principales: intratorácica y extratorácica. Cada categoría engloba métodos específicos diseñados para responder a las necesidades individuales de cada paciente. En el cuadro 7.1, se presenta una organización detallada de los tipos de terapia dentro de estas categorías encontradas en la revisión de literatura, incluyendo los mecanismos de acción, los dispositivos utilizados, sus aplicaciones clínicas, así como los beneficios, limitaciones y desventajas de cada una.

### 7.1.1.4. Terapia respiratoria intratorácica

En la segunda columna del cuadro 7.1 se observa que dentro de la terapia intratorácica se incluyen la Ventilación de Presión Inspiratoria (VPI), la Insuflación-Exsuflación Mecánica (IVP) y la Oscilación de Presión Espiratoria Positiva (OPEP).

## 7.1.1.5. Terapia respiratoria extratorácica

En la segunda columna del cuadro 7.1 se observa que dentro de la terapia extratorácica se incluyen la Vibración de cuerpo entero (WVB), Terapias manuales convencionales, HFCWO (Oscilación de la pared torácica de alta frecuencia).

Cuadro 7.1: Comparación de Técnicas de Terapia Respiratoria con Vibraciones

Tipo de terapia	Intratorácica			Extratorácica		
Técnica	Presión Positiva Oscilatoria (OPEP)	Ventilación Percutánea Intrapulmonar (IPV)	Presión Espiratoria Positiva (PEP)	Oscilación de la Pared Torácica de Alta Frecuencia (HFCWO)	Vibración de Cuerpo Entero (WVB)	Percusión Manual o Mecánica
<b>Mecanismo de Acción</b>	Genera oscilaciones de presión positiva durante la espiración, facilitando la movilización de secreciones.	Combina presión positiva intermitente con oscilaciones de alta frecuencia, promoviendo la movilización de secreciones.	Aplica resistencia a la espiración para mejorar la eliminación de secreciones y reexpandir los pulmones.	Utiliza un chaleco inflable que genera vibraciones torácicas de alta frecuencia para movilizar secreciones.	Uso de plataformas vibratorias para mejorar la función pulmonar, circulación y movilidad.	Aplicación de golpes rítmicos sobre la pared torácica para movilizar el moco y facilitar la expectoración.
<b>Dispositivos Utilizados</b>	Flutter, Acapella, Aerobika.	Dispositivos de IPV con compresores de aire y boquillas especializadas.	Máscaras o boquillas PEP con resistencia ajustable.	Chalecos vibratorios (The Vest, InCourage, AffloVest).	Plataformas de vibración oscilatoria.	Técnicas manuales realizadas por fisioterapeutas o dispositivos mecánicos de percusión.
<b>Aplicaciones Clínicas</b>	EPOC, Fibrosis quística, Bronquiectasias, Rehabilitación pulmonar.	Pacientes con fibrosis quística avanzada, enfermedades neuromusculares con limitación respiratoria, pacientes intubados o con ventilación mecánica.	Atelectasias, Fibrosis quística, Pacientes postoperatorios.	Fibrosis quística, Enfermedades pulmonares crónicas con hipersecreción, Pacientes con movilidad reducida.	Enfermedades neuromusculares, Personas con movilidad reducida, Pacientes geriátricos.	Fibrosis quística, Enfermedades pulmonares obstructivas crónicas, Pacientes postoperatorios.
<b>Beneficios</b>	Favorece la eliminación del moco, Puede ser usada en casa, Mejora la ventilación pulmonar.	Mayor penetración de la vibración en las vías profundas, Puede usarse en pacientes con ventilación mecánica, Mejora la función pulmonar.	Ayuda a mantener abiertos los alvéolos, Reduce el atrapamiento aéreo, Portátil y fácil de usar.	No requiere esfuerzo del paciente, Mejora la limpieza mucociliar, Puede usarse en casa.	Estimula la musculatura respiratoria, Mejora la circulación, Puede ser beneficioso en rehabilitación general.	Método tradicional y accesible, No requiere equipos sofisticados, Puede aplicarse en diferentes posiciones de drenaje.
<b>Limitaciones y Desventajas</b>	Requiere cooperación del paciente, Puede ser difícil en pacientes con debilidad respiratoria severa.	Costoso y menos accesible, Requiere entrenamiento, No es portátil.	Requiere esfuerzo espiratorio adecuado, Menos efectivo en pacientes con debilidad muscular respiratoria.	Costoso y voluminoso, Puede ser incómodo, No todos los pacientes lo toleran bien.	Menos evidencia sobre su eficacia en la movilización de secreciones, No es adecuado para todos los pacientes.	Requiere asistencia de un profesional o cuidador, Puede ser incómodo, Menos efectivo en enfermedad avanzada.

## 7.1.1.6. Evaluación de la terapia respiratoria con vibraciones

## Parámetros de función pulmonar

Un estudio encontró que los parámetros de función pulmonar evaluados con mayor frecuencia incluyen el volumen espiratorio forzado en un segundo (FEV1) y la capacidad vital forzada (CVF) [61] [88] [59] [89].

Por su parte, en el estudio de Trimble et al, se analizaron biomarcadores de moléculas pequeñas, como la fracción de óxido nítrico exhalado (FeNO) y las concentraciones de otros reguladores potenciales de la aclaración mucociliar (MCC) en el condensado del aliento exhalado, para evaluar la eficacia de las técnicas de aclaramiento de las vías respiratorias.[88]. En el estudio se realizaron mediciones de biomarcadores en el condensado del aliento exhalado (EBC) [88].

Finalmente, se encontró en los estudios revisados, que otro parámetro utilizado tanto en la práctica clínica como en la investigación para evaluar la función pulmonar es el flujo espiratorio máximo (FEM). Según Oreana et al. este parámetro puede proporcionar información sobre el grado de obstrucción de las vías respiratorias y sobre la capacidad del sistema respiratorio para expulsar aire de los pulmones de manera eficiente. Aunque no se mide directamente en relación con la producción de esputo, un FEM disminuido puede estar asociado con una obstrucción o alteración de la dinámica respiratoria, lo que podría reflejar la presencia de una patología subyacente, como la EPOC o el asma, que afecta negativamente la eliminación de las secreciones de las vías respiratorias [90].

### Parámetros fisiológicos

En la revisión de literatura, se observan tanto casos positivos como negativos en los que los parámetros fisiológicos como la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca, se ven comprometidos durante intervenciones terapéuticas y de fisioterapia. Por un lado, técnicas como la ventilación no invasiva, la vibración traqueal y la ventilación percutánea intrapulmonar mejoran la saturación de oxígeno, la frecuencia respiratoria y la capacidad pulmonar, sin alterar significativamente la función cardiovascular. Sin embargo, la falta de impacto en la función cardiovascular resalta la importancia de un monitoreo constante de estos parámetros para evitar complicaciones adicionales durante los tratamientos [91].

Por otro lado, se han documentado casos en los que los parámetros fisiológicos se ven comprometidos negativamente, como la disminución de la saturación de oxígeno durante la vibración de todo el cuerpo a 40 Hz, lo que resalta el riesgo que corren los pacientes en situaciones de inestabilidad física [92]. Además, un estudio observacional sobre fisioterapia en pacientes con comorbilidades cardíacas reveló que aquellos con saturaciones bajas de oxígeno o arritmias experimentaron mayores tasas de eventos adversos, como cambios en la presión arterial y bradicardia [93]. Esto enfatiza la necesidad de un monitoreo detallado de los parámetros fisiológicos antes y durante la intervención para evitar daños a la salud del paciente.

#### 7.1.1.7. Tipos de ondas y frecuencias utilizadas en dispositivos para terapia respiratoria

##### Tipos de Ondas

En la revisión de literatura, se identificaron los tipos de ondas utilizadas en dispositivos para el apoyo en la terapia respiratoria con vibraciones. Entre estas ondas destacan las oscilaciones sinusoidales y las ondas sonoras intrapulmonares combinadas con presión espiratoria positiva (PEP). el cuadro 7.2 presenta un comparativo de estos dos tipos de ondas, destacando sus características, aplicaciones y limitaciones.

Cuadro 7.2: Comparación de Tipos de Ondas en Terapia Respiratoria

Tipo de Onda	Características	Aplicaciones	Limitaciones
Oscilaciones Sinusoidales	Vibración suave y continua, modulable en frecuencia e intensidad	Movilización constante de secreciones, mejora de ventilación pulmonar	Menor especificidad en vibración localizada
Ondas Sonoras Intrapulmonares	Basadas en resonancia simpática, vibración localizada en vías respiratorias	Dispositivos como Vibralung, útil en casos específicos	No siempre aplicable a todos los pacientes

Como se observa en el cuadro 7.2, las oscilaciones sinusoidales se utilizan comúnmente en dispositivos de vibración respiratoria debido a su capacidad para generar una vibración suave y continua [94]. Las oscilaciones sinusoidales ofrecen una mayor versatilidad y pueden ser moduladas en cuanto a frecuencia e intensidad, adaptándose a diversas necesidades de tratamiento, lo que es esencial para pacientes que requieren un apoyo constante y generalizado. Además, las oscilaciones sinusoidales son menos invasivas y generan un menor nivel de incomodidad para el paciente, convirtiéndolas en una opción más aceptable para el uso prolongado [94].

En el cuadro 7.2, también se mencionan las ondas sonoras intrapulmonares, utilizadas en dispositivos como el Vibralung. Su funcionamiento se basa en el fenómeno de resonancia simpática. Estas ondas generan vibración directamente en las vías respiratorias intrapulmonares, lo que permite una movilización más precisa del moco sin necesidad de afectar todo el cuerpo del paciente [95].

Aunque existen dispositivos en el mercado que emplean ambas técnicas, las oscilaciones sinusoidales destacan por su capacidad de adaptarse mejor a las necesidades individuales y por ofrecer una experiencia más cómoda para los pacientes. Al ser modulables y menos agresivas, brindan un tratamiento más suave y continuo, lo que las hace más apropiadas para una amplia gama de pacientes, mejorando la experiencia y eficacia del tratamiento [94].

## Frecuencia

Al revisar las frecuencias de vibración ideales para la terapia respiratoria (Ver cuadro 7.3), es evidente que existe un rango amplio de frecuencias propuesto en la literatura. Sin embargo, el consenso general indica que las frecuencias más eficaces para la movilización de secreciones pulmonares se encuentran entre 5 Hz y 25 Hz [96, 97, 98], con una especial atención al rango de 12 Hz a 17 Hz [99, 98]. Este rango ha mostrado eficacia tanto en la fisioterapia respiratoria convencional como en dispositivos especializados como el Vibralung.

Por otro lado, la evidencia también sugiere que las frecuencias entre 3 Hz y 25 Hz son generalmente eficaces para la movilización de moco y la limpieza de las vías respiratorias, especialmente cuando se aplican en la fase espiratoria, como en la terapia con presión espiratoria positiva (PEP) [99, 98].

Cuadro 7.3: Rangos de Frecuencia y su Aplicación en Terapia Respiratoria

Categoría	Aspecto	Detalles Claves
Rangos de Frecuencia Eficaces	Rango general de frecuencias efectivas Rango más efectivo	5 Hz - 25 Hz para movilización de secreciones pulmonares. 12 Hz - 17 Hz para movilización óptima de secreciones.
Frecuencias Altas	Frecuencias más altas (>17 Hz) Eficiencia de frecuencias altas (>25 Hz)	Menos eficaces para movilización de secreciones, pero pueden mejorar la función mucociliar. No aportan valor adicional en la movilización de secreciones.
Frecuencias en Dispositivos	Vibralong Flutter VRP1	Aplica frecuencias progresivas desde bajas (vías grandes) hasta altas (vías pequeñas). Utiliza frecuencias de 6 Hz - 20 Hz.
Frecuencias en Terapias	Frecuencias en terapia PEP Consenso de Lyon (1994)	3 Hz - 25 Hz efectivas cuando se aplican en fase espiratoria. Vibraciones entre 3 Hz - 75 Hz impactan la reología del moco; 5 Hz - 17 Hz son más beneficiosas.

La Conferencia de Consenso de Lyon (1994) también establece que las vibraciones aplicadas entre 3 y 75 Hz tienen un impacto positivo en la reología del moco bronquial [99]. A medida que la frecuencia se incrementa, la eficacia de la eliminación de secreciones mejora, pero después de cierto umbral, las frecuencias superiores a 25 Hz no aportan un valor significativo adicional en términos de efectividad [98].

En el caso de dispositivos como el Flutter VRP1, que utilizan frecuencias de entre 6 Hz y 20 Hz [99] [98], y teniendo en cuenta los estudios clínicos que han mostrado que la frecuencia ideal para la movilización de moco se encuentra en estos rangos, se puede inferir que para el prototipo de apoyo a la terapia respiratoria, las frecuencias entre 5 Hz y 25 Hz serían las más adecuadas. Este rango permitiría una vibración eficaz de las vías respiratorias sin que las vibraciones sean excesivamente intensas, lo que podría generar incomodidad en el paciente o incluso ser ineficaz [98],[99].

#### 7.1.1.8. Síntesis de Hallazgos y Reflexiones Finales de la terapia con vibraciones

En el cuadro 7.1 se muestra una variedad de opciones con mecanismos específicos y aplicaciones clínicas diversas de la terapia respiratoria con vibraciones. En términos de accesibilidad y facilidad de uso, las terapias como la presión espiratoria positiva oscilante (OPEP) y la presión espiratoria positiva (PEP) se destacan por ser portátiles y permitir su uso domiciliario [100]. Sin embargo, requieren la cooperación activa del paciente, lo que puede limitar su eficacia en personas con debilidad respiratoria severa [101].

Las terapias más efectivas en la movilización profunda de secreciones incluyen la ventilación percutánea intrapulmonar (IPV) y la oscilación de la pared torácica de alta frecuencia (HFCWO). Estas técnicas han demostrado ser particularmente útiles en pacientes con enfermedades pulmonares crónicas avanzadas o aquellos en ventilación mecánica, ya que facilitan la eliminación de secreciones sin depender de la participación activa del paciente [102]. No obstante, su alto costo, la necesidad

de equipo especializado y la falta de estandarización en los protocolos limitan su disponibilidad y eficacia.

En cuanto a la vibración de cuerpo entero (WBV), su uso en la movilización de secreciones aún está en estudio y su efectividad no está completamente establecida, por lo que no se considera una opción principal. La percusión manual o mecánica, aunque es una técnica tradicional, sigue siendo útil cuando se combina con otras estrategias, especialmente en entornos hospitalarios [103].

La mejor terapia depende del contexto clínico del paciente. Para aquellos con capacidad de colaboración y buscando una opción accesible, las terapias OPEP son recomendadas. En casos más graves o en pacientes con poca capacidad para eliminar secreciones por sí mismos, IPV y HFCWO son las más eficaces, aunque su disponibilidad es limitada por costos y requerimientos técnicos [102].

### 7.1.2. Resultados y análisis Benchmarking

Una vez aplicada la metodología descrita para la búsqueda de la información de los dispositivos, se obtuvieron los resultados presentados en el cuadro 7.4. En este, se analiza dispositivos de terapia respiratoria clasificados en dos principales categorías: HFCWO (Oscilaciones de Alta Frecuencia en la Pared Torácica) y OPEP (Presión Espiratoria Positiva Oscilante). Dentro de la primera categoría se encuentran The Vest, SmartVest y AffloVest, mientras que la segunda agrupa dispositivos como Vibralung, Acapella, Aerobika, Flutter, Lung Flute, PocketPEP y Quake.

Desde el punto de vista tecnológico, los dispositivos HFCWO emplean oscilaciones torácicas para facilitar la movilización de secreciones. The Vest y SmartVest utilizan generadores de aire para inflar y desinflar chalecos, mientras que AffloVest se distingue por el uso de motores internos, eliminando la necesidad de un generador externo. En contraste, los dispositivos OPEP funcionan mediante vibraciones, oscilaciones mecánicas o acústicas, lo que los hace más portátiles y fáciles de usar.

En cuanto a eficacia clínica, los dispositivos HFCWO han demostrado beneficios en la mejora de la función pulmonar y reducción de exacerbaciones en pacientes con fibrosis quística y bronquiectasias. SmartVest y AffloVest, en particular, han mostrado estabilidad en la función pulmonar y una disminución en la necesidad de antibióticos y hospitalizaciones. Por otro lado, los dispositivos OPEP han sido efectivos en la eliminación de secreciones y en la mejora de la función pulmonar, con evidencia que respalda su uso en pacientes con EPOC. Acapella y Aerobika destacan por su capacidad para reducir exacerbaciones, mientras que Vibralung emplea percusión acústica y Lung Flute y Quake incorporan innovaciones basadas en vibraciones sonoras y rotación manual, respectivamente.

En términos de contraindicaciones y precauciones, los dispositivos HFCWO no se recomiendan para pacientes con lesiones torácicas o hemorragias activas. Los dispositivos OPEP, por su parte, requieren supervisión médica en casos de patologías severas. AffloVest, al no necesitar un generador externo, representa una opción más cómoda para ciertos pacientes, mientras que Acapella y Aerobika permiten la terapia inhalatoria simultánea, optimizando el tratamiento.

Desde la perspectiva económica, los dispositivos HFCWO presentan costos significativamente más elevados, con precios entre 6,000 y 9,800 USD, además de requerir mantenimiento periódico y reemplazo de chalecos. En contraste, los dispositivos OPEP son considerablemente más asequibles,

con precios que oscilan entre 30 y 100 USD, sin necesidad de componentes adicionales costosos, lo que facilita su accesibilidad.

Cuadro 7.4: Comparación de dispositivos de terapia respiratoria

Dispositivo	Tipo de Tecnología	Configuraciones Características	Eficacia Clínica	Contraindicaciones Precauciones	Costos y Accesibilidad
<b>The Vest</b>	HFCWO (Oscilaciones de alta frecuencia en la pared torácica)	3 programas con frecuencia, presión y tiempo ajustables [104]	Mejoras en producción de esputo, CVF y FEV1 en Fibrosis Quística [62, 105]	No indicado en lesiones inestables en cabeza/cuello, hemorragia activa, inestabilidad hemodinámica [104]	6000 USD, vida útil del generador: 5-10 años [104]
<b>SmartVest</b>	HFCWO	3 programas ajustables de frecuencia, presión y tiempo [106, 107]	Reducción de exacerbaciones y estabilización de FEV1 en bronquiectasia y EPOC	Precaución en hemoptisis activa o reciente [108, 109]	6000 USD, cambio de filtro cada 6 meses o 200 horas de uso [107]
<b>AffloVest</b>	HFCWO con Direct Dynamic Oscillation™	3 modos (Percussion, Vibration, Drainage), portátil sin generador voluminoso [110]	Disminución de hospitalizaciones, mejora de PEF y CVF [111, 112]	Usar sobre ropa, considerar guías de la AARC [110]	9800 USD, requiere revisión periódica de motores [113]
<b>Vibralung</b>	Percusión acústica basada en ondas sonoras	Frecuencia 5-1200 Hz, modos Ruido aleatorio, Bajo, Medio, Alto, PEP (4-5 cm H2O) [114]	Aceptado en Fibrosis Quística sin daño alveolocapilar [114, 61]	-	2800 USD, mantenimiento de boquilla y altavoz [114]
<b>Acapella</b>	OPEP (Presión Espiratoria Oscilante)	Varias versiones, mecanismo de tapón contrapesado e imán [115]	Beneficioso en obstrucción severa, versión Duet permite terapia inhalatoria simultánea [115, 59]	Uso bajo supervisión médica [115]	40-60 USD
<b>Aerobika</b>	OPEP	Diseño compacto, 5 niveles de resistencia ajustable [115]	Reducción de exacerbaciones en EPOC [115]	-	80-100 USD
<b>Flutter</b>	OPEP	Diseño tipo pipa, boquilla con bola de acero [115]	Mejora de función pulmonar en enfermedades obstructivas [115]	Requiere capacitación en inclinación adecuada [115]	50-80 USD
<b>Lung Flute</b>	OPEP con energía acústica	Longitud 38.6 cm, vibración de caña (16-22 Hz) [115]	Mejora de ventilación en enfermedades crónicas [115]	Reemplazo de caña cada 2 semanas [115]	40-70 USD
<b>PocketPEP</b>	OPEP	Diseño cilíndrico portátil, válvula de aleta [115]	Reducción de hiperinsuflación pulmonar [115]	Desmontable en 6 partes para limpieza [115]	30-50 USD
<b>Quake</b>	OPEP	Cilindro interno con crestas, mango giratorio [115]	Movilización de secreciones en enfermedades obstructivas [115]	-	60-90 USD

En conclusión, la selección del dispositivo debe basarse en la condición del paciente, accesibilidad y la facilidad de uso. Los dispositivos HFCWO son más adecuados para pacientes con enfermedades pulmonares crónicas graves debido a su mayor eficacia en la movilización de secreciones, aunque su alto costo y menor portabilidad pueden ser limitantes. Los dispositivos OPEP, aunque menos avanzados tecnológicamente, son siendo una opción efectiva y accesible para pacientes con EPOC, fibrosis quística y bronquiectasias leves a moderadas. AffloVest se destaca como una innovación en la categoría HFCWO por su movilidad, mientras que Vibralung y Lung Flute introducen enfoques novedosos dentro de la categoría OPEP. Finalmente, el benchmarking evidencia que tanto los dis-

positivos HFCWO como los OPEP desempeñan un papel importante en la terapia respiratoria, con ventajas y limitaciones que deben ser evaluadas según el perfil clínico de cada paciente.

### 7.1.3. Resultados y análisis entrevistas

#### 7.1.3.1. Porcentaje de participación

Después de realizar las entrevistas siguiendo la metodología mencionada en capítulos anteriores, se obtuvieron un total de 26 respuestas.

El porcentaje de participación se calculó utilizando la fórmula 7.1, obteniendo un porcentaje de participación del 70.27 %, superando así la meta establecida de profesionales encuestados.

$$\text{Porcentaje} = \left( \frac{\text{Número de respuestas recibidas}}{\text{Total de correos enviados}} \right) \times 100 \quad (7.1)$$

Al realizar la encuesta y presentar el consentimiento informado, el 100 % de los participantes estuvo de acuerdo y aceptó participar.

Con base en las respuestas obtenidas, a continuación se presentan los principales resultados de las entrevistas. Cabe señalar que, como se puede observar en el Anexo 1, el cuestionario se adaptaba según las respuestas seleccionadas por los participantes, lo que implicaba el despliegue de diferentes preguntas. Por esta razón, el cálculo de los porcentajes se realizó con base en el número de personas que respondieron a cada pregunta específica, y no en el total de personas encuestadas.

Para el presente análisis, se dio prioridad a las preguntas relacionadas con los beneficios y desafíos de la terapia respiratoria con vibraciones, ya que aportan información relevante sobre las necesidades y dificultades que enfrentan los fisioterapeutas en su práctica profesional. Los resultados y el análisis de otras preguntas formuladas durante las entrevistas pueden consultarse en el Anexo 3.

#### 7.1.3.2. Desafíos de la terapia manual con vibraciones

En la pregunta sobre los desafíos que enfrentan los fisioterapeutas al aplicar la terapia respiratoria manual con vibraciones en la práctica clínica, se obtuvieron los resultados de la figura 7.1 con un total de 16 personas que respondieron.

El 31,25 % mencionó la dificultad de aplicar la presión adecuada sin causar incomodidad o dolor al paciente. Un 18,75 % señaló el tiempo extenso requerido para completar la sesión manualmente, mientras que un 25 % indicó la necesidad de realizar ajustes frecuentes en la técnica para mejorar su eficacia y el confort del paciente. El 76,25 % destacó la dificultad de adaptar la técnica manual a las necesidades específicas de cada paciente. Finalmente, un 18,75 % mencionó otras dificultades, como la complejidad de aplicar la técnica en pacientes pediátricos, la variabilidad en la estructura anatómica de cada persona y la necesidad de reducir el riesgo de lesión en la mano para garantizar la salud y seguridad en el trabajo, factores que afectan la aplicación de la terapia.

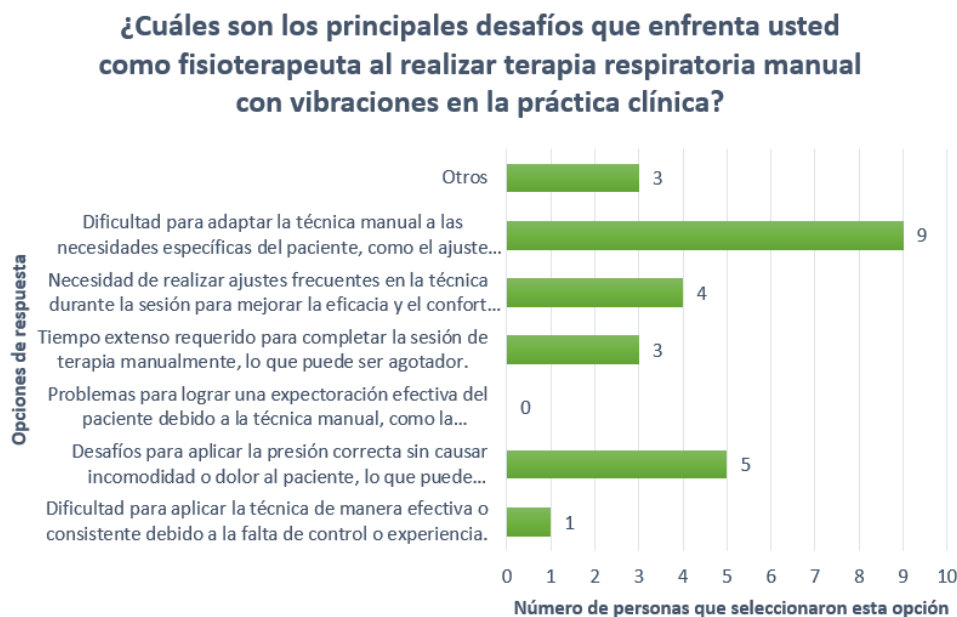


Figura 7.1: Respuestas obtenidas para la pregunta sobre los desafíos de aplicación de las vibraciones manuales.

### 7.1.3.3. Beneficios esperados por los profesionales para la terapia manual

Para la pregunta sobre los beneficios que les gustaría obtener al realizar la terapia con vibraciones de forma manual y que actualmente no están logrando, se obtuvieron los resultados de la figura 7.2 con un total de 15 participantes que respondieron.

El 33,3% de los participantes eligió la opción de mayor precisión en la aplicación de la técnica, permitiendo ajustes según la respuesta del paciente. Un 40% destacó la reducción de la carga física para el fisioterapeuta durante la sesión, mientras que un 20% señaló la ventaja de un mejor control y personalización de la intensidad y frecuencia de las vibraciones en tiempo real. Además, un 26,67% mencionó una mayor eficacia en el tratamiento, logrando resultados más consistentes y rápidos en sus pacientes. Otro 33,3% valoró positivamente el acceso a herramientas y técnicas que optimicen el tiempo y el esfuerzo en cada sesión de terapia. Un 26,67% resaltó la mejora en la comodidad del paciente mediante técnicas más específicas y adaptadas. Por otro lado, un 6,67% destacó la capacidad de evaluar y ajustar la terapia en función de la retroalimentación inmediata del paciente, mientras que un 20% priorizó la seguridad en la aplicación de la terapia respiratoria. Finalmente, otro 6,67% seleccionó la opción “otro”, mencionando que les gustaría reducir la incomodidad al aplicarla, ya que la realización manual de la terapia les genera fatiga.

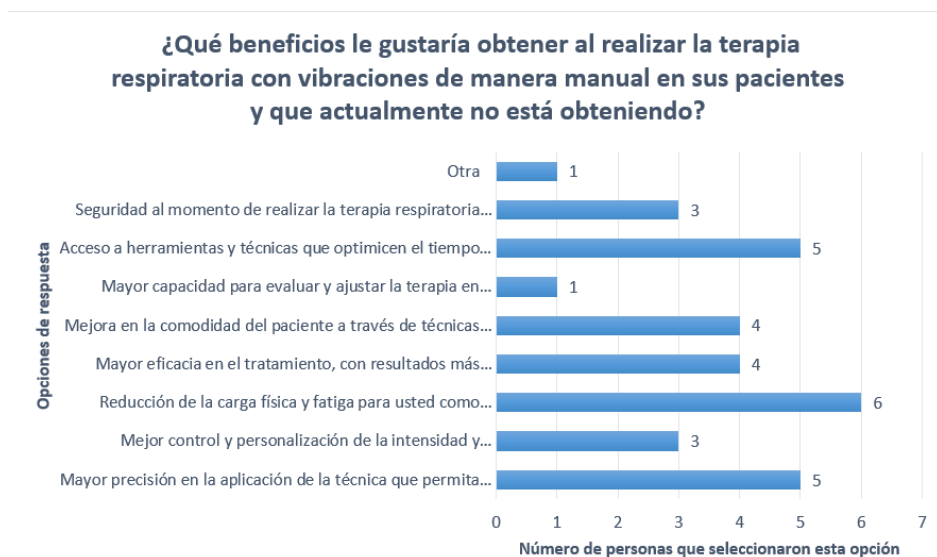


Figura 7.2: Respuestas obtenidas para la pregunta sobre los beneficios esperados de aplicación de las vibraciones manuales.

#### 7.1.3.4. Desafíos de la terapia con dispositivos

Para la pregunta sobre los desafíos que enfrentan los fisioterapeutas al utilizar dispositivos en la práctica clínica, se obtuvieron los resultados de la figura 7.3 con un total de 14 participantes.

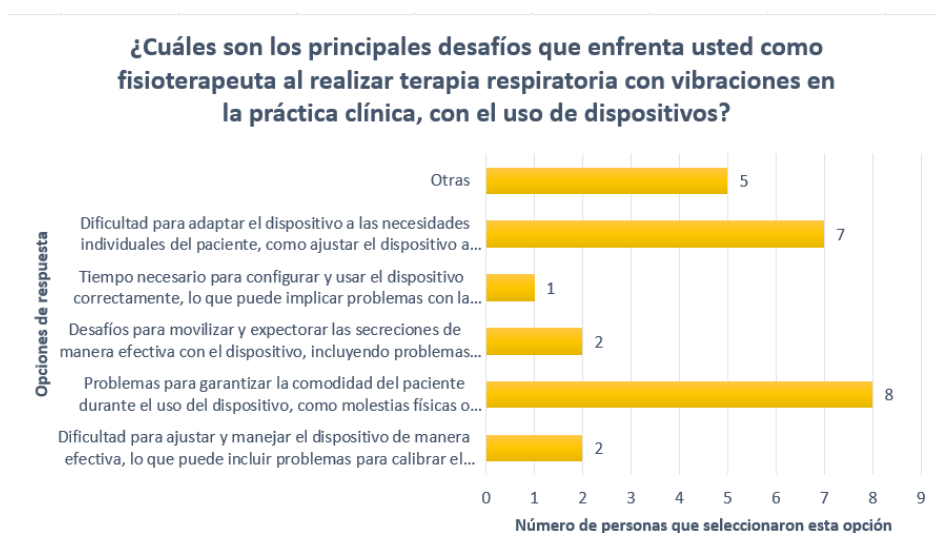


Figura 7.3: Respuestas obtenidas para la pregunta sobre los desafíos de aplicación de las vibraciones con dispositivos.

El 57,14% de los participantes señaló dificultades para garantizar la comodidad del paciente durante el uso del dispositivo. Un 14,29% indicó la dificultad para ajustar y manejar el dispositivo de manera efectiva, mientras que un 7,14% mencionó el tiempo necesario para configurarlo y utilizarlo correctamente. Un 14,29% destacó los desafíos para movilizar y expectorar las secreciones de manera efectiva, y el 50% señaló la dificultad para adaptar los dispositivos a las necesidades individuales de cada paciente. Por otro lado, un 35,71% eligió la opción “otro”, indicando problemas relacionados con la disponibilidad de recursos en las instituciones para facilitar dispositivos debido a su alto costo, la dificultad en pacientes con abscesos (ya sean para diálisis o respiratorios) y aquellos con sellos de tórax. También mencionaron los retos de movilizar pacientes en UCI para realizar terapia manual y la falta de un método para evaluar objetivamente la efectividad de la terapia mediante la expectoración.

### 7.1.3.5. Beneficios esperados por los profesionales de la terapia con dispositivos

Con respecto a la pregunta acerca de que beneficios les gustaría obtener al utilizar tecnologías o dispositivos para apoyar la terapia respiratoria con vibraciones se obtuvieron los resultados de la figura 7.4 con un total de 14 participantes que respondieron la pregunta.

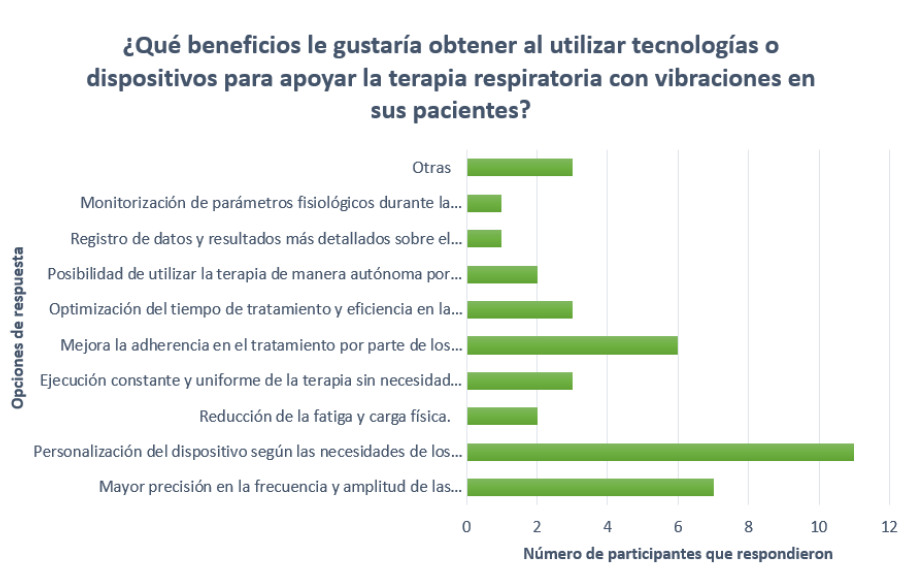


Figura 7.4: Respuestas obtenidas para la pregunta sobre los beneficios esperados de aplicación de las vibraciones con dispositivos.

El 50% de los participantes destacó la importancia de una mayor precisión en la frecuencia y amplitud de las vibraciones, permitiendo ajustes más específicos. El 78% seleccionó la personalización del dispositivo según las necesidades del paciente. En cuanto a la reducción de la fatiga y carga física para el fisioterapeuta, se obtuvo un 14,3%. La ejecución constante y uniforme de la terapia sin necesidad de pausas fue señalada por un 21,43%, mientras que la mejora en la adherencia al

tratamiento alcanzó un 42,86 %.

La optimización del tiempo de tratamiento y la eficiencia de la sesión fueron seleccionadas por un 21,43 %, al igual que la posibilidad de que el paciente utilice la terapia de manera autónoma (14,29 %). El registro de datos y resultados más detallados sobre el progreso del paciente, así como la monitorización de parámetros fisiológicos durante la terapia, obtuvieron cada uno un 7,14 %.

Finalmente, un 21,43 % eligió la opción “otro”, indicando que sería beneficioso contar con un dispositivo interactivo que facilite la comprensión del paciente sobre la correcta realización de la terapia. También destacaron la importancia de mejorar la adherencia al tratamiento mediante retroalimentación, mostrar información sobre la frecuencia aplicada y permitir el uso autónomo en pacientes ambulatorios para evitar desplazamientos, reduciendo costos tanto individuales como para el sistema de salud. Además, en pacientes hospitalizados, señalaron que disminuiría el tiempo de terapia y ampliaría el acceso a tratamientos para más personas. Por último, se mencionó la necesidad de controlar la frecuencia de vibraciones según las diversas patologías de los pacientes.

#### 7.1.3.6. Consideraciones generales

Los resultados de la encuesta reflejan una serie de tendencias y desafíos en la aplicación de vibraciones en la terapia respiratoria, tanto en su modalidad manual como mediante dispositivos electrónicos o mecánicos.

#### Preferencias y uso de la terapia con vibraciones

En los resultados se observa que la terapia manual sigue siendo la opción más utilizada (34,6 %), aunque una proporción significativa (30,8 %) opta por dispositivos electrónicos o mecánicos, y un 23,1 % combina ambas técnicas (Ver Anexo 3). El porcentaje restante refleja un grupo que no ha utilizado estas terapias o que considera que su aplicación debe ir acompañada de otras técnicas, como lo indica el Consenso de Lyon. Esto sugiere que, aunque hay un interés creciente en el uso de dispositivos para optimizar la terapia, aún existe una inclinación considerable hacia la técnica manual, probablemente debido a factores como la accesibilidad, el control del terapeuta sobre la intensidad de la terapia y la percepción de eficacia clínica.

Los principales retos que enfrentan los fisioterapeutas al aplicar la terapia manual con vibraciones están relacionados con la adaptación a las necesidades individuales del paciente (76,25 %), lo que indica que cada paciente requiere ajustes personalizados para garantizar una aplicación efectiva y cómoda. Además, la dificultad de aplicar la presión adecuada sin generar incomodidad y el esfuerzo físico prolongado que conlleva la terapia resaltan la carga física del terapeuta como una limitante. La necesidad de realizar ajustes constantes para mejorar la eficacia también sugiere que la terapia manual puede requerir un alto nivel de habilidad y experiencia.

#### Monitorización de parámetros fisiológicos

El 77,27 % de los encuestados considera importante la monitorización de parámetros fisiológicos durante la terapia (Ver Anexo 3), lo que indica un fuerte interés en el uso de herramientas objetivas para evaluar la eficacia del tratamiento en tiempo real .

Algunos participantes mencionaron la importancia de evaluar la disnea y el esfuerzo respiratorio, lo que sugiere que la terapia debería ir acompañada de mediciones que permitan una mejor adaptación a la condición específica de cada paciente. Este hallazgo refuerza la idea de que los dispositivos no solo deben aplicar la terapia, sino también proporcionar datos que permitan un ajuste más preciso y personalizado.

### **Aspectos de seguridad en el uso de dispositivos**

En términos de seguridad, la principal preocupación es la prevención de lesiones en el paciente, seguida por el cumplimiento de normativas y estándares de seguridad (Ver Anexo 3). También se mencionaron factores como la facilidad de limpieza y mantenimiento del dispositivo, lo que indica que la higiene y la durabilidad son consideraciones clave en su diseño. Además, se destacó la necesidad de que el dispositivo forme parte de un enfoque integral de terapia, lo que implica que su implementación no debe ser aislada, sino complementaria a otras estrategias de tratamiento. La seguridad en la presión y vibración aplicadas también es un aspecto crítico, lo que sugiere que cualquier dispositivo nuevo debe incluir mecanismos de control precisos para evitar efectos adversos en los pacientes.

#### **7.1.4. Requerimientos de diseño del prototipo**

Tras completar la revisión de literatura, el benchmarking y las entrevistas con profesionales, se obtuvo la información necesaria para definir los requerimientos de diseño del prototipo de apoyo a la terapia respiratoria con vibraciones. Estos requerimientos se pensaron en función de garantizar su funcionalidad, seguridad y facilidad de uso.

Para una mejor organización, los requerimientos fueron clasificados en distintas categorías, incluyendo aspectos funcionales, de hardware, software, seguridad y ergonomía. En el cuadro 7.5 se presentan los requerimientos técnicos del dispositivo.

##### **7.1.4.1. Requerimientos funcionales**

Se estableció que el dispositivo debe ser capaz de generar vibraciones dentro de un rango de frecuencia de 5 a 25 Hz, dado que este es el intervalo más utilizado en terapias respiratorias para facilitar la movilización de secreciones pulmonares. Además, la intensidad de la vibración debe ser ajustable, permitiendo adaptar el tratamiento a las necesidades individuales de cada paciente y garantizando una terapia sin causar incomodidad.

Se determinó también que el sistema debía contar con un modo de aplicación versátil, permitiendo que las vibraciones sean transmitidas ya sea mediante contacto directo con el tórax o a través de un flujo de aire. Para asegurar una administración adecuada del tratamiento, el dispositivo debía incluir un temporizador programable, permitiendo establecer sesiones de terapia con una duración configurable entre 5 y 30 minutos, de acuerdo con las recomendaciones médicas.

Asimismo, se requirió una interfaz de control intuitiva que facilite la configuración del dispositivo, contando con botones de ajuste y una pantalla OLED, permitiendo a los pacientes y terapeutas

monitorear en tiempo real los parámetros de la terapia y realizar modificaciones según sea necesario.

#### **7.1.4.2. Requerimientos de Hardware**

Para la generación de las vibraciones, el prototipo debía incorporar motores vibradores. La administración del sistema estaría a cargo de un microcontrolador, como Arduino o ESP32, los cuales permitirían gestionar la activación de las vibraciones, el tiempo de uso y la interfaz de usuario.

El dispositivo debía contar también con una fuente de alimentación confiable, utilizando una batería recargable o una conexión a corriente de 5V o 12V, según los requerimientos del motor vibrador. Para optimizar la terapia, se podía incluir opcionalmente sensores de monitoreo, como acelerómetros, para evaluar la intensidad de las vibraciones aplicadas, o sensores biométricos como frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno (SpO2) o frecuencia respiratoria, proporcionando datos adicionales para evaluar el impacto de la terapia.

Dado que el dispositivo estaría en contacto con la piel del paciente, fue importante establecer el diseño con materiales biocompatibles, hipoalergénicos y fáciles de limpiar, seguridad e higiene en su uso.

#### **7.1.4.3. Requerimientos de Software y Control**

Se estableció que el sistema de control debía incluir un algoritmo de regulación, permitiendo ajustar dinámicamente la frecuencia e intensidad de las vibraciones de acuerdo con los parámetros establecidos por el usuario. Por su parte, la interfaz de usuario debía ser sencilla e intuitiva, facilitando la configuración y monitoreo del tratamiento sin necesidad de conocimientos técnicos avanzados.

De manera opcional, se evaluó la posibilidad de incorporar un sistema de registro de sesiones que almacene datos sobre el tiempo de uso y la configuración de cada terapia. Además, incluir la escala de percepción de disnea, una herramienta ampliamente utilizada para evaluar la sensación subjetiva de dificultad respiratoria, fue una opción evaluada. Esta escala cuantifica la disnea de 0 a 10 mediante 12 niveles con descriptores verbales específicos para cada uno. Implementar estas funcionalidades permitirían a los profesionales de la salud monitorear la evolución del paciente y realizar ajustes en el tratamiento según sea necesario.

#### **7.1.4.4. Requerimientos de seguridad**

Para garantizar la seguridad del paciente, el dispositivo debía contar con un sistema de control de intensidad, evitando que las vibraciones superen un nivel que pudiera resultar incómodo o perjudicial. Además, debía incorporar un apagado automático tras un tiempo determinado de uso, evitando la sobreexposición del paciente a la terapia y minimizando riesgos.

El prototipo también debía incluir aislamiento eléctrico y protección contra cortocircuitos, asegurando que no represente un riesgo para el usuario y cumpla con los estándares de seguridad en dispositivos electrónicos.

#### 7.1.4.5. Requerimientos de Ergonomía y Usabilidad

En términos de diseño, el dispositivo podía ser portátil y liviano, con un peso máximo de 8 kg. Para garantizar un uso seguro y práctico, los materiales debían ser resistentes a la desinfección, asegurando que puedan limpiarse fácilmente y mantengan los estándares de higiene adecuados.

Finalmente, la comodidad del usuario fue un aspecto importante a tener en cuenta. El diseño debía ser ergonómico y adaptable al cuerpo para evitar molestias y permitir que el paciente pudieran utilizar el dispositivo sin dificultades.

Cuadro 7.5: Requerimientos técnicos del prototipo

Categoría	Requerimiento Técnico	Especificación
<b>Funcionales</b>	Generación de vibraciones	5Hz - 25 Hz
	Modulación de intensidad	Ajustable según paciente
	Modo de aplicación	Contacto directo (tórax) o flujo de aire
	Duración programable	5min - 30 min
	Interfaz de control	Botones y pantalla OLED
<b>Hardware</b>	Actuadores	Motores vibradores o transductores piezoeléctricos
	Microcontrolador	Arduino, ESP32 u otro similar
	Fuente de alimentación	Batería recargable o corriente (5V o 12V)
	Sensores (opcional)	Acelerómetros, frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca, SpO2
<b>Software y Control</b>	Materiales biocompatibles	Hipoalergénicos y fáciles de limpiar
	Algoritmo de control	Variación de frecuencia e intensidad en tiempo real
	Interfaz de usuario	Menús intuitivos y fáciles de usar
<b>Seguridad</b>	Registro de sesiones (opcional)	Almacenamiento de datos de terapia
	Límites de intensidad	Evitar molestias o daño tisular
	Apagado automático	Temporizador de seguridad
<b>Ergonomía y Usabilidad (Opcional)</b>	Aislamiento eléctrico	Protección contra cortocircuitos y descargas eléctricas
	Diseño portátil y liviano	No mayor a 8 kg
	Facilidad de limpieza	Materiales resistentes a desinfección
	Comodidad	Adaptable al cuerpo sin causar molestias

## 7.2. Diseño del prototipo

### 7.2.1. Elección diseño prototipo

En el cuadro 7.6 se presenta una comparativa de las tres propuestas de diseño del prototipo, evaluadas según criterios mencionados anteriormente. Tras analizar las tres propuestas, se concluyó que la Propuesta 1: Sistema modular de dos partes (Derecha e Izquierda), fue la opción más

completa y versátil. Su diseño modular permitió ajustar la intensidad del tratamiento en zonas anatómicas específicas. Además, ofreció la mayor adaptabilidad a diferentes posturas, incluyendo decúbito lateral, prono, supino, bipedestación y posición sedente, asegurando su eficacia en diversos escenarios terapéuticos. En comparación, la Propuesta 2 también presentó un diseño modular, pero su capacidad de adaptación postural fue más limitada. Por otro lado, la Propuesta 3 cumplió con los criterios básicos de seguridad y vibración, pero careció de modularidad y flexibilidad en el tratamiento. Por estas razones, la Propuesta 1 se destacó como la mejor alternativa, ya que combinó eficacia terapéutica, facilidad de uso y adaptabilidad, factores clave para la aplicación de la terapia respiratoria con vibraciones.

Cuadro 7.6: Comparación de diseños de prototipos para terapia respiratoria

Criterio	Opciones Evaluadas	Propuesta 1: Sistema modular de dos partes (Derecha e Izquierda)	Propuesta 2: Sistema modular de una parte (Frontal y Posterior)	Propuesta 3: Chaleco convencional con sujeción lateral
Eficiencia en la aplicación terapéutica	Uso de vibraciones para movilización de secreciones	x	x	x
	Seguridad y comodidad del paciente	x	x	x
Diseño del chaleco "Modular"	Módulos ajustables para diferentes intensidades de tratamiento o zonas anatómicas específicas	x		
	Facilidad de ensamblaje y desmontaje	x	x	-
Adaptabilidad a diferentes posturas	Decúbito lateral	x	x	
	Decúbito prono	x	x	
	Decúbito supino	x	x	
	Bipedestación	x	x	x
	Sedente	x	x	x
Ubicación del sistema de control	En la parte baja (cerca de la cintura)	x	x	x
Interfaz de usuario	Interfaz por aplicación	x	x	x

### 7.2.2. Diseño 3D del prototipo

Las Figuras 7.5, 7.6 y 7.7 muestran el modelo de prototipo en 3D ajustado al usuario, evidenciando su adaptabilidad y la distribución de sus componentes. Se aprecian las amarras y hebillas ajustables, que permitieron la adaptación del diseño a diferentes complejidades, así como los compartimentos destinados a los componentes electrónicos en la parte inferior. Además, la configuración modular del diseño permitió su uso en un solo lado del tórax o en ambos, según las necesidades del usuario.

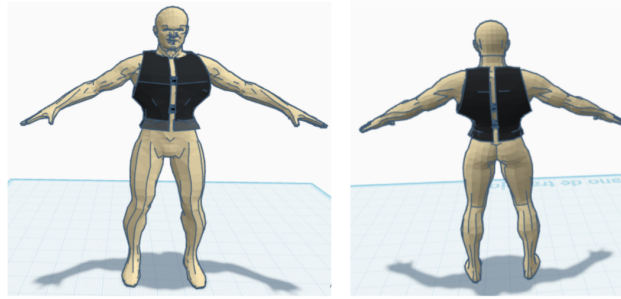


Figura 7.5: Vista del modelo modular en el usuario (ambos lados del tórax)

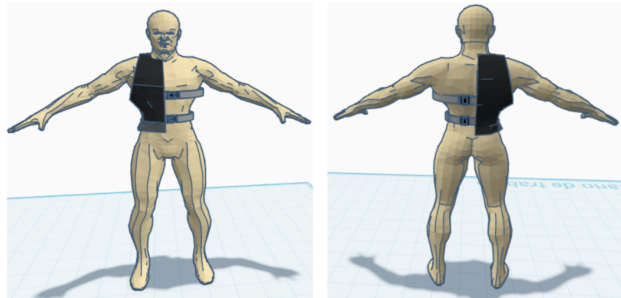


Figura 7.6: Vista del modelo modular para su uso en el lado derecho del tórax

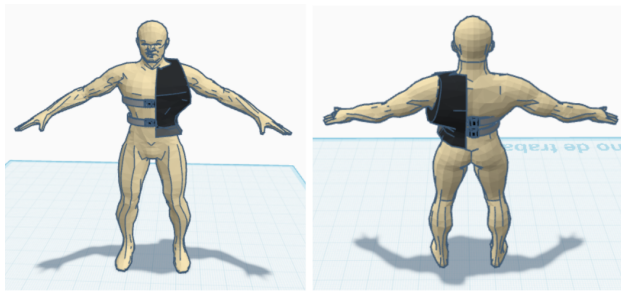


Figura 7.7: Vista del modelo modular para su uso en el lado izquierdo del tórax

### 7.2.3. Circuito y app

En la Figura 7.8 se presenta el esquema del circuito final diseñado para el prototipo, el cual utiliza un ESP32-C3-WROOM-02U que controla nueve motores divididos en tres grupos mediante transistores TIP122 y resistencias de  $330 \Omega$ . Cada grupo se activa en bloque, reduciendo el uso de salidas del microcontrolador y la alimentación del sistema es externa (6 V).

Por su parte, la aplicación (Figura 7.9) permite configurar la frecuencia, duración, modo y lado de la terapia. Al iniciar, se comunica con el circuito para activar los motores.

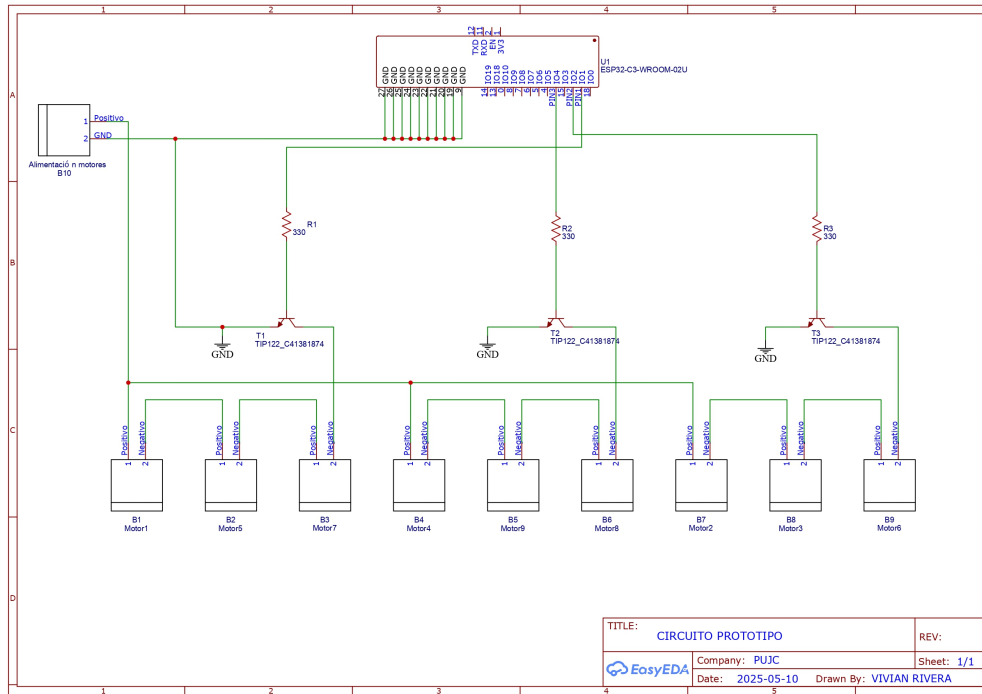


Figura 7.8: Circuito final

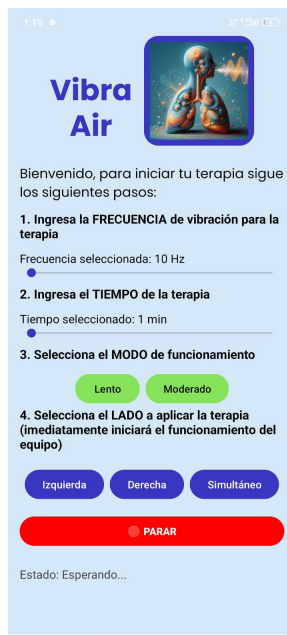


Figura 7.9: Interfaz gráfica de la aplicación desarrollada.

#### 7.2.4. Confección del chaleco

Como resultado del proceso de diseño para la confección del prototipo, se obtuvieron los moldes con sus respectivas dimensiones. En la figura 7.11 se presentan los moldes correspondientes a la parte interna del chaleco, donde se ubicaron los motores y los bolsillos destinados para estos. En la figura 7.10, se muestra el molde correspondiente a la parte externa del chaleco.

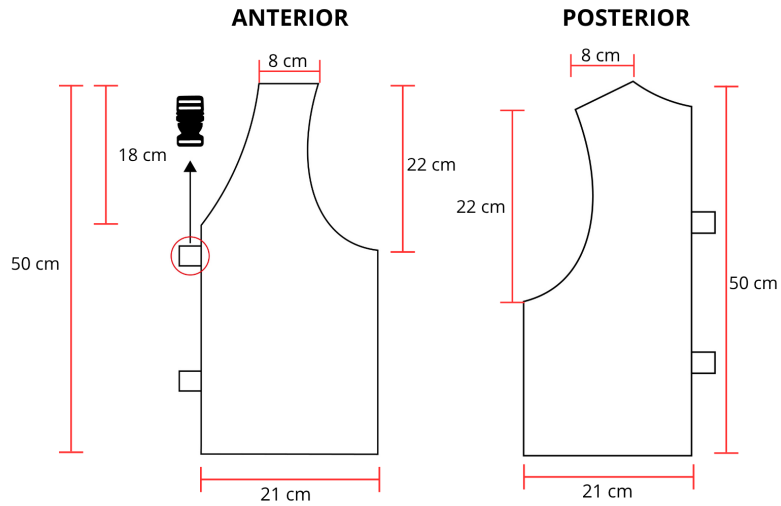


Figura 7.10: Molde para confección capa externa del prototipo.

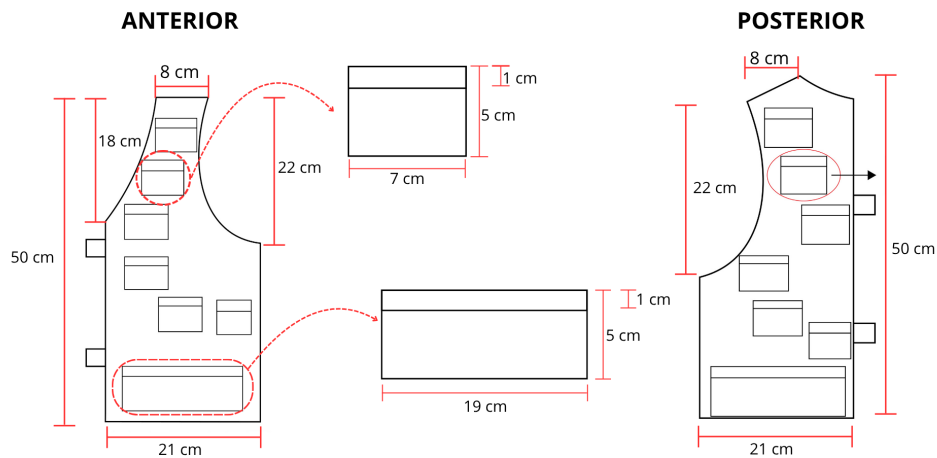


Figura 7.11: Molde para confección capa interna del prototipo.

## 7.2.5. PCB

Como resultado del diseño de la PCB, se generaron los archivos Gerber (GBR) necesarios para su fabricación. En la figura 7.12, se puede observar los distintos planos que componen la placa, incluyendo las capas de cobre superior e inferior, las capas de máscara de soldadura (superior e inferior), y las capas de pasta de soldadura, en las cuales se aplicará el material para el montaje de los componentes. También se incluye la serigrafía, que contiene la información gráfica necesaria para la identificación de componentes y señales en la placa. En la figura 7.13, se presenta un modelo tridimensional de la PCB diseñado en Fusion 360.

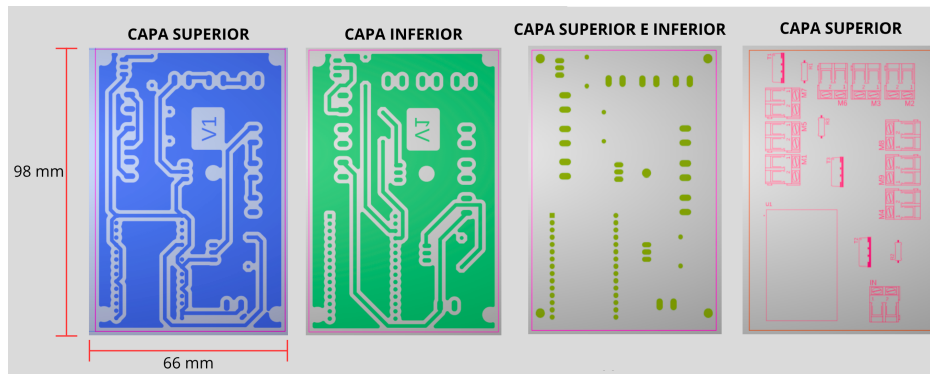


Figura 7.12: Capas de cobre (superior e inferior), soldadura y serigrafía respectivamente

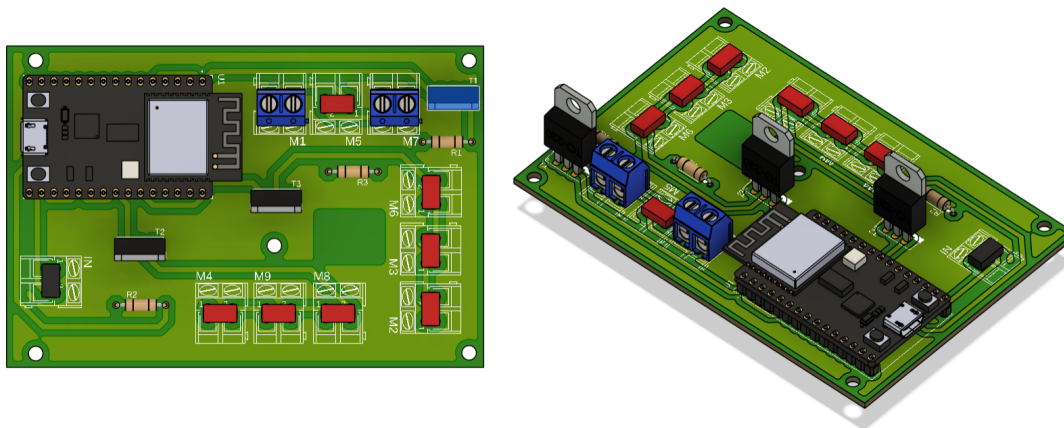


Figura 7.13: Modelo 3D de la PCB diseñada.

## 7.3. Implementación del prototipo

### 7.3.1. Implementación electrónica y física del sistema

Como resultado de la etapa de implementación, se obtuvieron los distintos sistemas que conforman el prototipo. El chaleco confeccionado se muestra en las figuras 7.14 y 7.15, donde se pueden observar los bolsillos destinados a los motores, el compartimiento para la placa electrónica y el espacio general asignado a los componentes electrónicos del sistema.



Figura 7.14: Prototipo confeccionado.

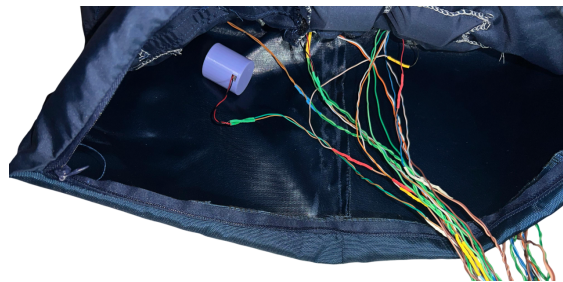


Figura 7.15: Compartimiento interno del prototipo.

Asimismo, en la figura 7.16 se presentan las carcasas impresas en 3D, junto con los motores correctamente ubicados en su interior. Para la conexión de los motores, se soldaron cables de mayor longitud, lo que permitió su integración tanto con la protoboard como con la placa electrónica.

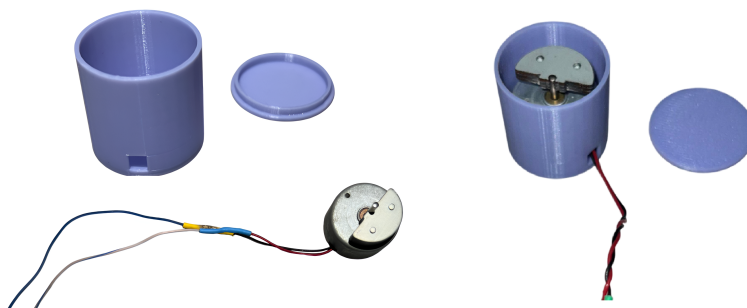


Figura 7.16: Carcasas motores impresas en 3D.

La implementación completa del sistema se presenta en la figura 7.17. El prototipo desarrollado en este trabajo de grado se estima para un dispositivo médico activo de Clase IIA, según la clasificación presentada en el ABC de dispositivos médicos del INVIMA. Esta categoría se asigna debido a que el prototipo funciona con una fuente de energía externa y está diseñado para apoyar la terapia respiratoria, sin generar efectos sistémicos en un paciente. De acuerdo con la Regla 9, que aplica a los dispositivos terapéuticos activos destinados a administrar o intercambiar energía, y considerando que no lo hace de manera potencialmente peligrosa, se clasifica como Clase IIA por su nivel de riesgo moderado y el tipo de contacto que establece con el cuerpo humano [116].



Figura 7.17: Implementación del sistema completo

El funcionamiento del prototipo se ilustra en el diagrama de la figura 7.18. Inicialmente, se envían desde la aplicación móvil los parámetros de funcionamiento, tales como la frecuencia de las vibraciones, la duración de la terapia, el modo operativo y el módulo activo. Estos datos son recibidos por el microcontrolador ESP32. La ESP32 controla la activación de los motores durante el tiempo programado, monitoreando continuamente si se recibe una orden de parada desde la aplicación. En caso de no recibir dicha orden, los motores se detienen automáticamente al finalizar el tiempo

estipulado.

El sistema permanece en espera de nuevos datos enviados desde la aplicación, permitiendo programar nuevas sesiones de terapia mediante la actualización de los parámetros de funcionamiento.

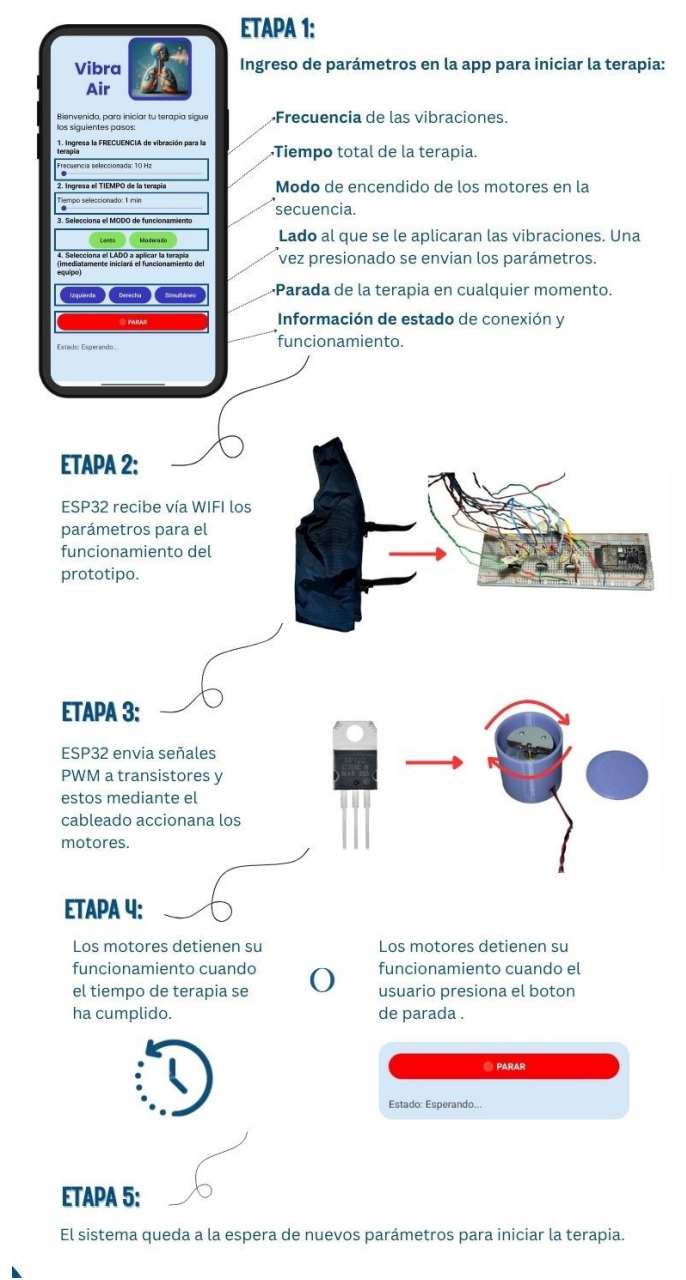


Figura 7.18: Diagrama del funcionamiento general del prototipo.

### 7.3.2. Implementación de Software

#### 7.3.2.1. Código microcontrolador ESP32

Como resultado del proceso de diseño e implementación, se desarrolló el código fuente que permite el funcionamiento del microcontrolador. Este se encuentra disponible en el Anexo 4 bajo el título “Código de control del sistema en ESP32”, y su funcionamiento se representa en la figura 7.19.

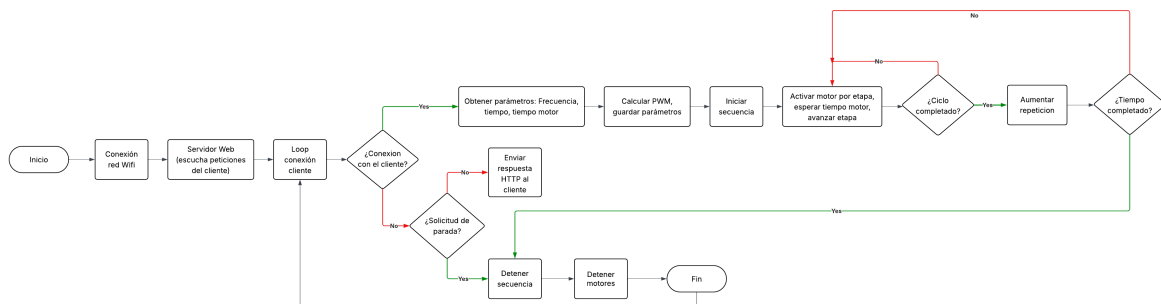


Figura 7.19: Diagrama funcionamiento del código para el control del prototipo mediante la ESP32

#### 7.3.2.2. Código Aplicación

Como resultado del proceso de diseño e implementación de la aplicación, se desarrolló el código fuente disponible en el Anexo 4, titulado “Código Kotlin de la aplicación móvil” cuyo funcionamiento se ilustra en la figura 7.20. Asimismo, se generó el código XML correspondiente a la interfaz gráfica de la aplicación (ver figura 7.9), el cual también se encuentra en el Anexo 4, bajo el título “Código XML de la interfaz gráfica de la aplicación”.

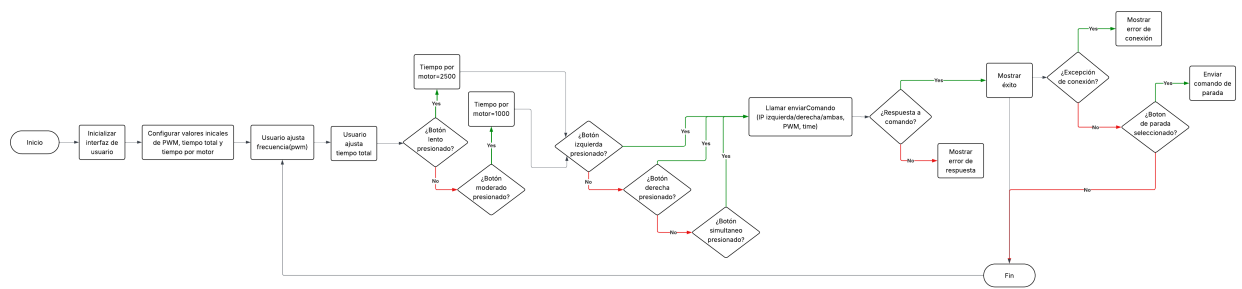


Figura 7.20: Diagrama funcionamiento del código para el control de la aplicación.

## 7.4. Verificación del prototipo

### 7.4.1. Gráficas de verificación

Durante la verificación del prototipo, se generaron dos tipos de gráficas para cada prueba: la representación en el dominio del tiempo y el espectro en el dominio de la frecuencia. La primera corresponde a la magnitud de aceleración registrada por el sensor a lo largo del tiempo o el número de muestras, mientras que la segunda indica el resultado del análisis de frecuencia aplicado a esa señal (transformada rápida de Fourier - FFT).

En las gráficas de magnitud vs. tiempo, el eje X representa el tiempo en segundos, y el eje Y corresponde a la magnitud de la aceleración detectada. Esta magnitud se muestra en LSB (Least Significant Bit), ya que el sensor utilizado (MPU6050) entrega los datos del acelerómetro como valores crudos en formato entero de 16 bits. Por defecto, el sensor opera en un rango de  $\pm 2g$ , lo que implica que  $1g \approx 16384$  LSB. Por tanto, los valores registrados representan directamente la salida digital del sensor sin haber sido convertidos a unidades físicas como  $m/s^2$  o  $g$ , permitiendo así conservar la fidelidad de la señal original capturada en cada prueba. Estas gráficas permiten observar visualmente la actividad vibratoria capturada por el acelerómetro y su comportamiento a lo largo del tiempo.

Por otro lado, en el espectro de frecuencia, el eje X representa la frecuencia en Hz, y el eje Y muestra la magnitud relativa (intensidad) de cada componente de frecuencia presente en la señal. El pico más alto en las gráficas corresponde a la frecuencia dominante, es decir, la más presente o más fuerte en la señal, y es el valor que se comparó con la frecuencia programada desde la aplicación para validar el funcionamiento del prototipo.

#### 7.4.1.1. Lectura del acelerómetro con el simulador en estado basal y el prototipo desactivado

La Figura 7.21 muestra una de las pruebas realizadas con el simulador en estado basal, es decir, con su sistema de respiración artificial activado pero sin interferencias externas adicionales, y sin que el prototipo estuviera en funcionamiento. En esta gráfica se presentan las lecturas del acelerómetro en los tres ejes (ax, ay, az), así como la magnitud resultante.

Se evidencia una señal relativamente estable, con pequeñas variaciones que podrían atribuirse a ruidos propios del entorno o microvibraciones generadas por el simulador. No obstante, los valores permanecen dentro de un rango reducido, sin picos abruptos, lo cual valida que en estas condiciones de reposo el sistema no registra actividad significativa.

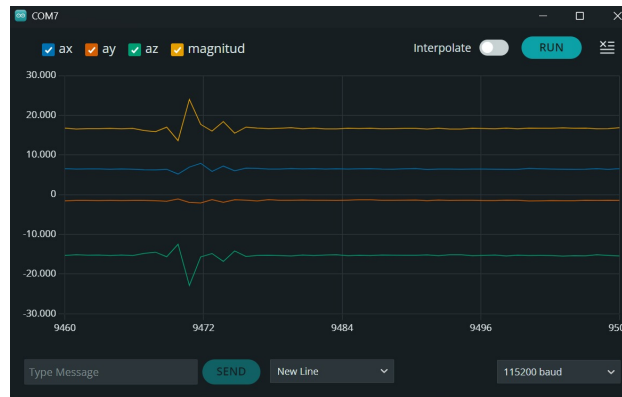


Figura 7.21: Lecturas del acelerómetro con el simulador en estado basal y sin activación del prototipo.

#### 7.4.2. Análisis gráfico de las pruebas más representativas

Con el prototipo instalado en el simulador, se llevaron a cabo las pruebas correspondientes a las frecuencias programadas en la aplicación (15 Hz, 20 Hz y 25 Hz), diferenciando entre el lado derecho e izquierdo. Las pruebas fueron elegidas con base en dos criterios principales: la cercanía de la frecuencia dominante al valor programado y una frecuencia de muestreo adecuada (alrededor de 62 Hz). Estas gráficas permiten visualizar el mejor desempeño del prototipo bajo cada condición evaluada:

##### Frecuencia programada de 15 Hz

###### *Lado derecho:*

La prueba más cercana al valor programado fue la que registró una frecuencia de muestreo de **62.19 Hz** y una frecuencia dominante de **16.91 Hz**, con una diferencia de +1.91 Hz. Aunque existe una ligera desviación positiva, esta fue la medición más cercana al valor programado. La señal obtenida evidencia que el sistema pudo seguir el estímulo con estabilidad, aunque en esta frecuencia se observó mayor variabilidad general (Ver figura 7.22 y 7.23).

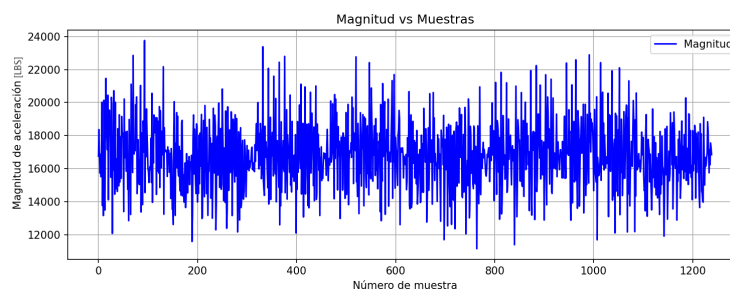


Figura 7.22: Magnitud de aceleración registrada - 15 Hz lado derecho, prueba 1.

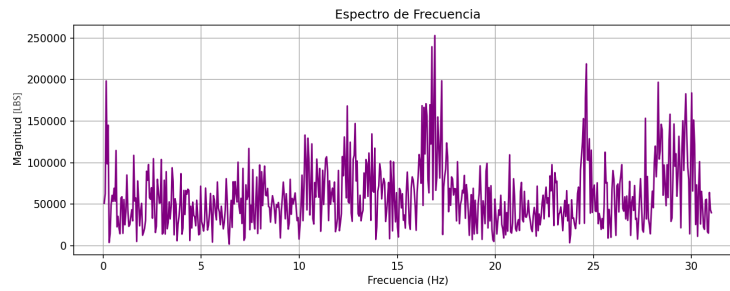


Figura 7.23: Espectro de frecuencia - 15 Hz lado derecho, prueba 1.

### *Lado izquierdo:*

La prueba con mejor resultado fue la que registró una frecuencia de muestreo de **62.16 Hz** y una frecuencia dominante de **17.02 Hz**, con una diferencia de +2.02 Hz. A pesar de que en este lado las pruebas mostraron una dispersión más amplia, esta medición representa la mejor aproximación y demuestra que el sistema es capaz de alcanzar la frecuencia programada con cierta precisión bajo condiciones favorables (Ver figura 7.24 y 7.25).

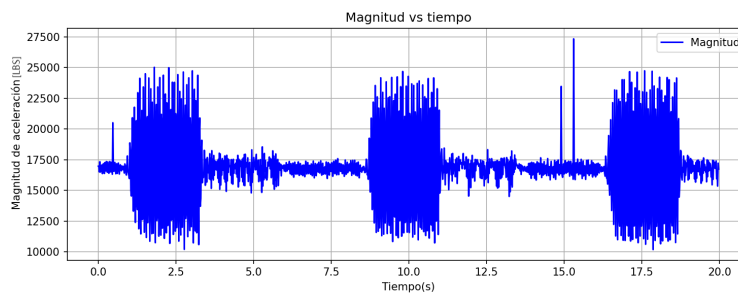


Figura 7.24: Magnitud de aceleración registrada - 15 Hz lado izquierdo, prueba 2.

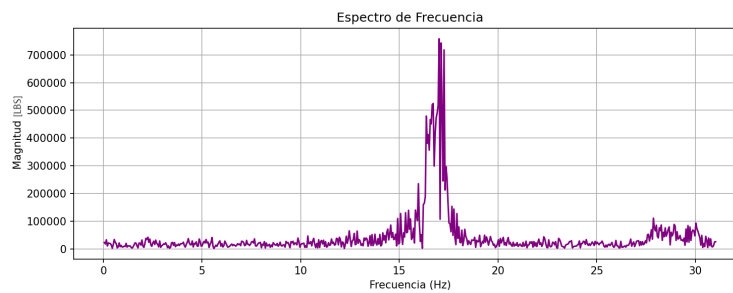


Figura 7.25: Espectro de frecuencia - 15 Hz lado izquierdo, prueba 2.

### Frecuencia programada de 20 Hz

#### *Lado derecho:*

La prueba seleccionada registró una frecuencia de muestreo de **62.12 Hz** y una frecuencia dominante de **19.52 Hz**, con una diferencia de apenas -0.48 Hz. Esta prueba demuestra una buena correspondencia entre lo programado y lo detectado, lo cual sugiere un buen control del sistema vibratorio en este rango medido (Ver figura 7.26 y 7.27)).

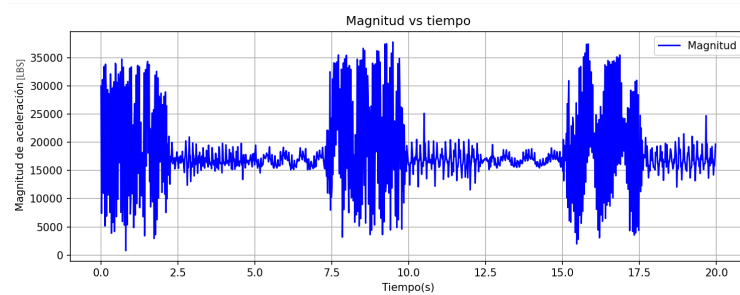


Figura 7.26: Magnitud de aceleración registrada - 20 Hz lado derecho, prueba 1.

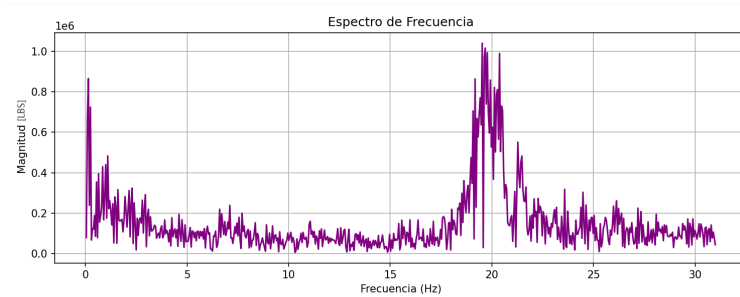


Figura 7.27: Espectro de frecuencia - 20 Hz lado derecho, prueba 1.

#### *Lado izquierdo:*

Se seleccionó la prueba con una frecuencia de muestreo de **62.85 Hz** y una frecuencia dominante de **20.21 Hz**, con una diferencia de +0.21 Hz. Esta fue la medición más precisa de todas las pruebas realizadas en esta condición, y refleja una señal estable y muy cercana a la frecuencia deseada (Ver figura 7.28 y 7.29).

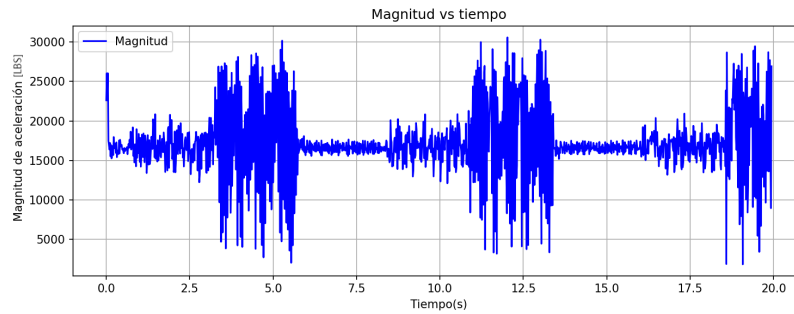


Figura 7.28: Magnitud de aceleración registrada - 20 Hz lado izquierdo, prueba 3.

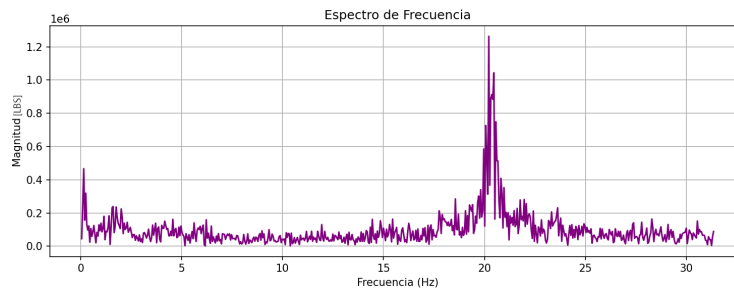


Figura 7.29: Espectro de frecuencia - 20 Hz lado izquierdo, prueba 3.

### Frecuencia programada de 25 Hz

#### *Lado derecho:*

La mejor prueba en esta condición tuvo una frecuencia de muestreo de **62.28 Hz** y una frecuencia dominante de **25.13 Hz**, con una diferencia mínima de  $+0.13$  Hz. La señal fue clara y sostenida, y representa uno de los resultados más precisos de las pruebas con el prototipo (Ver figura 7.30 y 7.31).

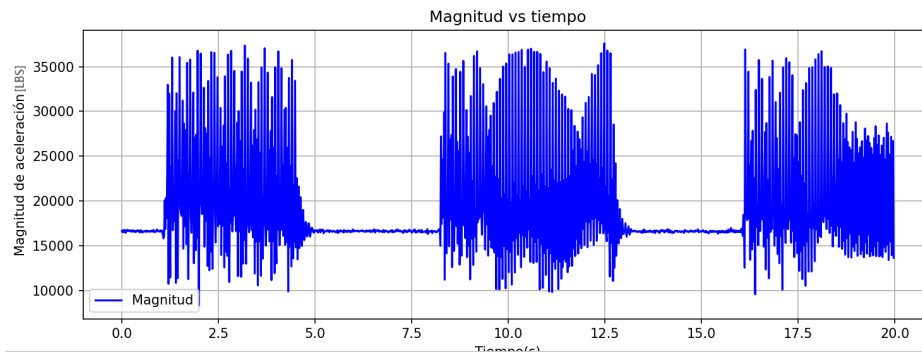


Figura 7.30: Magnitud de aceleración registrada - 25 Hz lado derecho, prueba 1.

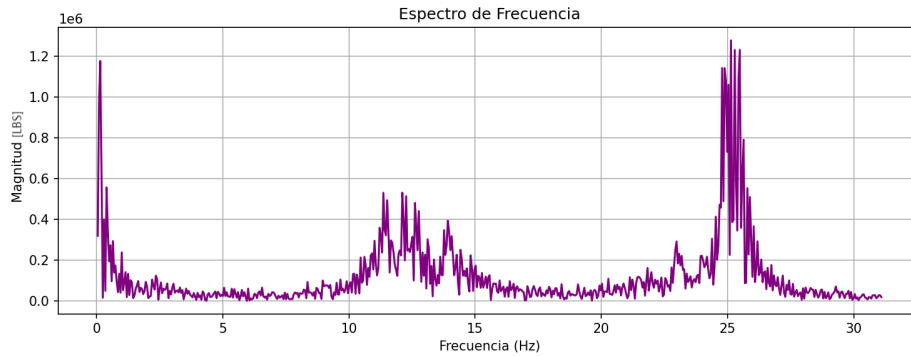


Figura 7.31: Espectro de frecuencia - 25 Hz lado derecho, prueba 1.

#### *Lado izquierdo:*

La prueba más cercana al valor esperado presentó una frecuencia de muestreo de **62.21 Hz** y una frecuencia dominante de **26.43 Hz**, con una diferencia de +1.43 Hz. Aunque la desviación es ligeramente mayor, sigue siendo una medición representativa dentro del margen aceptable y confirma que el sistema puede operar con estabilidad en frecuencias altas (Ver figura 7.32 y 7.33).

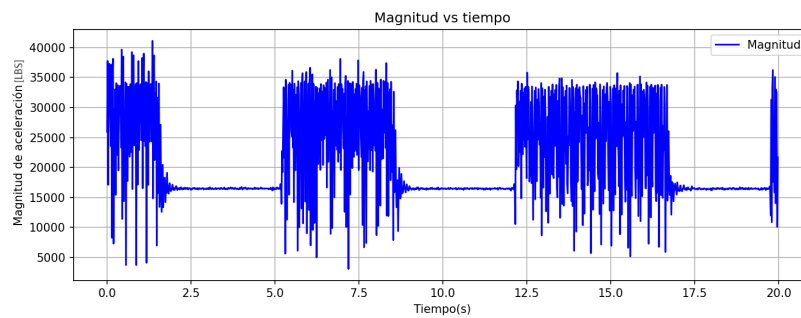


Figura 7.32: Magnitud de aceleración registrada - 25 Hz lado derecho, prueba 3.

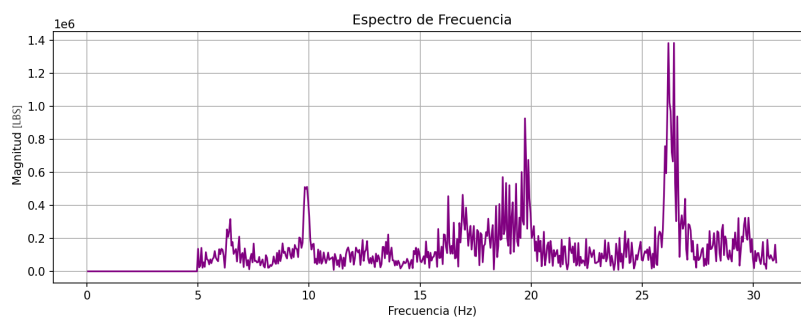


Figura 7.33: Espectro de frecuencia - 25 Hz lado derecho, prueba 3.

### 7.4.3. Resultados globales de verificación

el cuadro 7.7 presenta una visión completa de los datos obtenidos en todas las pruebas realizadas para verificar el funcionamiento del prototipo. A diferencia del análisis anterior, que se enfocó en los casos más representativos, este cuadro permite ver el comportamiento general del sistema en distintas condiciones y frecuencias programadas.

Durante las pruebas, se registraron tanto la frecuencia de muestreo como la frecuencia dominante obtenida para cada ensayo. En términos generales, la frecuencia de muestreo se mantuvo estable, con valores cercanos a los 62 Hz, lo que garantizó una resolución adecuada para analizar señales de hasta 25 Hz sin pérdida de información.

Frecuencia Establecida	Lado	Prueba	Frecuencia de muestreo (Hz)	Frecuencia dominante (Hz)
15 Hz	Derecho	1	62.19	16.91
		2	62.09	16.55
		3	61.46	14.36
		4	57.77	15.26
	Izquierdo	1	46.25	12.07
		2	62.16	17.02
		3	60.66	16.06
		4	58.44	13.23
20 Hz	Derecho	1	62.12	19.52
		2	62.01	22.27
		3	62.43	22.48
		4	62.08	22.52
	Izquierdo	1	62.29	21.43
		2	45.74	20.85
		3	62.85	20.21
		4	62.32	22.19
25 Hz	Derecho	1	62.28	25.13
		2	62.15	24.29
		3	62.07	25.48
		4	61.92	24.63
	Izquierdo	1	62.50	26.77
		2	62.37	26.22
		3	62.21	26.43
		4	62.35	24.41

Cuadro 7.7: Resultados: Frecuencia de muestreo y Frecuencia dominante por prueba

Según lo observado en el cuadro 7.7, a 15 Hz, se observó una ligera variabilidad, particularmente en el lado izquierdo, donde las frecuencias dominantes oscilaron entre 12.07 Hz y 17.02 Hz. En contraste, el lado derecho mostró una dispersión menor (14.36 Hz a 16.91 Hz). Esta diferencia puede estar influenciada por factores como la posición del sensor o pequeñas alteraciones durante la prueba, sin representar una desviación significativa respecto a lo programado. A 20 Hz, el comportamiento fue más homogéneo. Las frecuencias dominantes estuvieron mayoritariamente entre 19.52 Hz y 22.52 Hz, evidenciando una buena correspondencia con el valor programado. En una de las mediciones, con

una frecuencia de muestreo inferior (45.74 Hz), también se logró registrar una frecuencia dominante cercana (20.85 Hz). A 25 Hz, los resultados fueron los más precisos y consistentes, con frecuencias dominantes muy próximas al objetivo (24.29 Hz a 26.77 Hz). Esta tendencia indica que el sistema opera con mayor estabilidad y precisión en frecuencias más altas.

A nivel general, no se detectaron diferencias marcadas entre los resultados de los lados derecho e izquierdo, lo cual es positivo, ya que refleja un funcionamiento simétrico del prototipo. Las variaciones observadas, aunque presentes, se mantuvieron dentro de márgenes aceptables y se atribuyen a condiciones específicas del Hardware del prototipo.

#### 7.4.4. Comportamiento general del prototipo según frecuencias programadas y detectadas

La Figura 7.34 muestra un resumen de las frecuencias dominantes registradas en las pruebas realizadas con el prototipo, en comparación con las frecuencias programadas (15 Hz, 20 Hz y 25 Hz) para ambos lados del dispositivo.

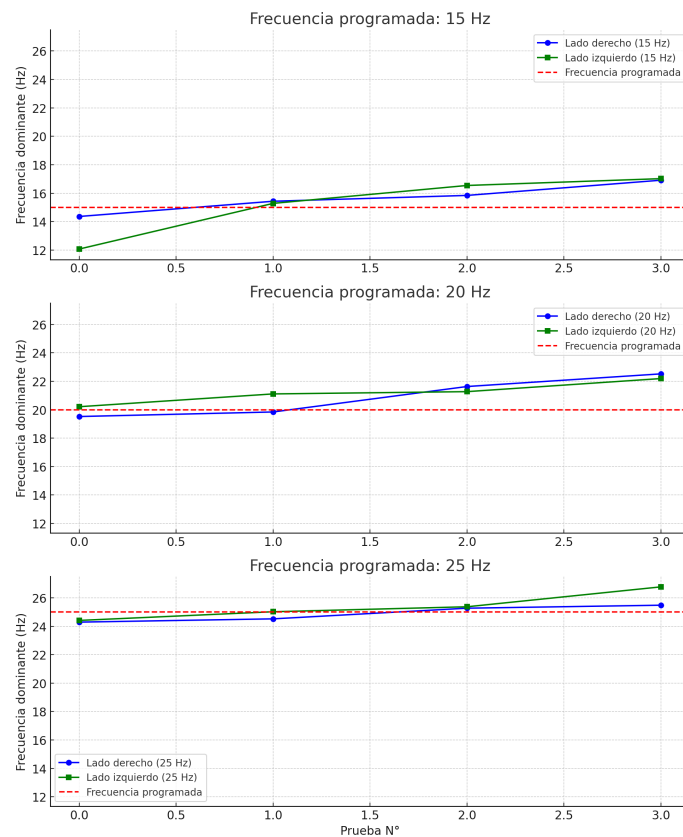


Figura 7.34: Frecuencias dominantes obtenidas a partir de las pruebas realizadas para cada frecuencia programada, en ambos lados del prototipo.

Esta gráfica permite observar de manera general cómo se comportó el sistema en cada condición evaluada. Cada fila corresponde a una frecuencia programada, y en ellas se agrupan los valores medidos en las distintas pruebas para el lado derecho y el izquierdo. Esta presentación facilita identificar la consistencia y variabilidad de los resultados. En la gráfica se observa que, para la frecuencia de 15 Hz, la variación es mayor, especialmente en el lado izquierdo, mientras que el lado derecho presenta resultados más cercanos al valor esperado. En contraste, las frecuencias de 20 Hz y 25 Hz muestran una mayor estabilidad y una menor dispersión en las mediciones, lo que indica un mejor desempeño del prototipo en estas condiciones.

Para confirmar lo observado en las gráficas, se realizaron cálculos de exactitud y de precisión de los datos obtenidos, frente a los datos programados, utilizando las ecuaciones 7.2, 7.3 y 7.4 para calcular el error absoluto medio, el promedio y la desviación estándar. Estos cálculos agrupan los datos del lado derecho e izquierdo, en cada una de las frecuencias programadas, para tener una visión general de los resultados del prototipo tal como se indica en el cuadro 7.8.

$$\text{Error medio absoluto (EAM)} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_i - x_{\text{real}}| \quad (7.2)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (7.3)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (7.4)$$

Cuadro 7.8: Resumen de exactitud y precisión para cada frecuencia de estímulo (lado derecho e izquierdo)

<b>Frecuencia Estímulo (Hz)</b>	<b>Promedio Medido (Hz)</b>	<b>Error Medio Absoluto(Hz)</b>	<b>Desviación Estándar (Hz)</b>
15	15.18	1.11	1.72
20	21.56	1.79	1.06
25	25.67	1.01	0.87

De manera general, el prototipo mostró ser más preciso y estable en las frecuencias medias y altas, mientras que en las bajas se observó una mayor variabilidad, probablemente influenciada por aspectos de los motores o la posición del sensor. Estos resultados reflejan que el sistema puede funcionar adecuadamente para las aplicaciones previstas. En términos cuantitativos, la exactitud general del sistema, calculada como el error absoluto medio promedio, fue de aproximadamente 1.30 Hz, mientras que la precisión general, evaluada mediante la desviación estándar promedio, fue de 1.22 Hz. Estos valores indican un buen desempeño global del prototipo en la reproducción de las frecuencias de estimulación programadas.

### 7.4.5. Evaluación comparativa y cuantitativa de las frecuencias aplicadas

Al contrastar las frecuencias generadas por el prototipo con los rangos recomendados en la literatura, se puede observar una buena correspondencia en términos de eficacia clínica para la movilización de secreciones pulmonares. el cuadro 7.9 resume esta comparación con base en los valores dominantes obtenidos en las pruebas y los rangos de efectividad propuestos por diversas fuentes.

Cuadro 7.9: Comparativa de frecuencias aplicadas en las pruebas realizadas con el prototipo y frecuencias recomendadas en la literatura.

Frecuencia Establecida	Frecuencia Dominante (media)	Rango recomendado	Cumple con la literatura
15 Hz	15.43 Hz	12–17 Hz [99, 98]	Sí
20 Hz	21.18 Hz	5–25 Hz [96, 97]	Sí
25 Hz	25.42 Hz	5–25 Hz; >25 Hz no aporta beneficios adicionales [98]	Sí

Los resultados muestran que las frecuencias dominantes generadas por el prototipo se mantienen dentro del rango considerado efectivo (5–25 Hz) para la movilización de secreciones según la literatura [96, 97, 98]. En particular, para la frecuencia establecida de 15 Hz, el promedio de las frecuencias dominantes medidas (15.43 Hz) se encuentra dentro del rango óptimo de 12 a 17 Hz, el cual ha demostrado ser especialmente eficaz [99, 98].

La frecuencia de 20 Hz también se encuentra dentro de los límites funcionales y es coherente con dispositivos como el Flutter VRP1, que operan entre 6 y 20 Hz [99]. En cuanto a los resultados de 25 Hz, si bien superan ligeramente el umbral sugerido como óptimo, no se espera que comprometan la eficacia de la realización de una terapia, aunque la literatura indica que valores superiores a 25 Hz no aportan beneficios adicionales significativos [98].

Estos hallazgos permiten concluir que el prototipo es capaz de generar frecuencias dentro de los rangos validados en la literatura para el tratamiento de patologías respiratorias que producen secreciones, con un especial énfasis en la franja de 12 a 25 Hz donde se logra una movilización más eficiente del moco bronquial. De este modo, se valida que el diseño del prototipo cumple con los requerimientos funcionales en cuanto a frecuencia de vibración para la terapia respiratoria.



# Conclusiones

---

Este proyecto abordó una problemática fundamental para el mantenimiento de una adecuada higiene bronquial: la terapia respiratoria asistida por vibraciones. A través de la implementación de una metodología de diseño estructurada, fue posible integrar sistemas mecánicos y electrónicos que permitieron el desarrollo de una herramienta de apoyo accesible para esta terapia, capaz de administrar frecuencias vibratorias de manera estable y controlada.

La etapa de caracterización de la terapia permitió establecer requerimientos de diseño alineados con las necesidades actuales, identificando la disposición anatómica de los motores para favorecer la aplicación de la terapia a lo largo del tórax, así como la importancia de utilizar materiales resistentes e impermeables que aseguren la protección del sistema.

Durante la fase de implementación se desarrolló un prototipo capaz de generar vibraciones en un rango de 5 a 25 Hz, aplicadas directamente sobre el área torácica del paciente, con sesiones programables hasta 30 minutos. El hardware fue diseñado para permitir la activación de los motores, mientras que la interfaz de control incluye botones de seguridad, parada de emergencia y una estructura portátil, liviana y adaptable a diferentes entornos clínicos y ambulatorios.

Un avance importante fue la incorporación del control remoto mediante una aplicación móvil vía Wi-Fi, lo que permitió programar las sesiones de manera sencilla y representa una base para futuras versiones con seguimiento terapéutico y fisioterapia remota.

Durante la fase de verificación, las pruebas en laboratorio evidenciaron un funcionamiento adecuado del sistema en condiciones controladas. Estos resultados no solo validan el funcionamiento técnico del prototipo, sino que también evidencian su potencial de aplicación en entornos clínicos y ambulatorios.

Si bien se logró construir un prototipo funcional y con buen rendimiento, aún existen aspectos por mejorar. En particular, resulta esencial estandarizar los modelos y referencias de los motores utilizados, ya que la variabilidad entre ellos puede afectar la uniformidad de los resultados durante la aplicación de la terapia. Estas consideraciones serán claves para futuras iteraciones del diseño que busquen aumentar la precisión, confiabilidad y escalabilidad del sistema.



# Trabajos futuros

---

Como parte del desarrollo del proyecto, es importante reconocer las oportunidades de mejora que podrían implementarse en futuras versiones del prototipo.

En primer lugar, se considera relevante optimizar la configuración electrónica del dispositivo. Por ejemplo, se podrían incorporar componentes adicionales como diodos para mejorar la protección y eficiencia del circuito. Asimismo, se propone utilizar un microcontrolador que disponga de más salidas PWM, lo cual permitiría controlar múltiples motores de forma independiente sin depender de un número limitado de pines.

Otra área de mejora se centra en el sistema de alimentación. Es necesario establecer una configuración que permita alimentar todos los componentes desde una única fuente de energía, capaz de proporcionar la corriente suficiente tanto para el funcionamiento de los motores como para el microcontrolador. Esta solución debe tener en cuenta que el sistema está pensado para ser portátil y liviano, en beneficio del usuario final.

En cuanto al diseño y confección del prototipo, aunque se utilizaron materiales impermeables para protegerlo de líquidos y secreciones, se podría mejorar el sellado hermético del compartimiento interno que alberga el cableado y los componentes electrónicos. Esto permitiría evitar filtraciones que pudieran comprometer el funcionamiento del sistema.

A nivel de la aplicación móvil, se plantean mejoras en la interfaz gráfica, con el objetivo de hacerla más atractiva visualmente y más intuitiva para el usuario, sin sacrificar la funcionalidad. También se contempla la posibilidad de implementar control remoto de la terapia, lo cual abriría la puerta a aplicaciones en el ámbito de la telemedicina. Finalmente, sería beneficioso incorporar el almacenamiento de los datos de las sesiones terapéuticas, lo que permitiría al fisioterapeuta llevar un seguimiento detallado del progreso del paciente.



## **Anexo 1 – Formato de entrevista**

Esta entrevista se aplica únicamente para usuarios fisioterapeutas y/o terapeutas respiratorios que realicen o hayan realizado Terapia Respiratoria con Vibraciones a sus pacientes.

**Pregunta 1** Durante las sesiones de terapia con vibraciones, ¿De qué forma aplica las vibraciones?

- a. Manualmente.
- b. Mediante dispositivos electrónicos o mecánicos.
- c. Dos tipos de terapia (Manual y con dispositivos)
- d. No aplicó ninguno de los tipos de terapia mencionadas anteriores.
- e. Otra (Por favor, especifique):

Si la respuesta a la anterior pregunta es “Manualmente” se procede con la sección titulada **MANUAL**, si la respuesta es “Mediante dispositivos electrónicos o mecánicos” se procede con la sección **DISPOSITIVOS**, si la respuesta es “Dos tipos de terapia (Manual y con dispositivos)” se mostrarán las dos secciones. Por su parte, si la respuesta corresponde a la selección d y e se finaliza la encuesta.

### **MANUAL**

En las siguientes preguntas usted puede seleccionar todas las opciones que considere:

**Pregunta 2** ¿Cuáles son los principales desafíos que enfrenta usted como fisioterapeuta al realizar terapia respiratoria manual con vibraciones en la práctica clínica?

- a. Dificultad para aplicar la técnica de manera efectiva o consistente debido a la falta de control o experiencia.
- b. Desafíos para aplicar las vibraciones con una presión correcta sin causar incomodidad o dolor al paciente, lo que puede requerir ajustes constantes.

- c. Problemas para lograr una expectoración efectiva del paciente debido a la técnica manual, como la dificultad para movilizar las secreciones.
- d. Tiempo extenso requerido para completar la sesión de terapia manualmente, lo que puede ser agotador.
- e. Necesidad de realizar ajustes frecuentes en la técnica durante la sesión para mejorar la eficacia y el confort del paciente.
- f. Dificultad para adaptar la técnica manual a las necesidades específicas del paciente, como el ajuste de la presión o la técnica según el estado del paciente.
- g. Otra (Por favor, especifique):

**Pregunta 3** ¿Qué beneficios le gustaría obtener al realizar la terapia respiratoria con vibraciones de manera manual en sus pacientes y que actualmente no está obteniendo?

- a. Mayor precisión en la aplicación de la técnica que permita ajustes finos según la respuesta del paciente.
- b. Mejor control y personalización de la intensidad y frecuencia de las vibraciones en tiempo real.
- c. Reducción de la carga física y fatiga para usted como fisioterapeuta durante las sesiones.
- d. Mayor eficacia en el tratamiento, con resultados más consistentes y rápidos en sus pacientes.
- e. Mejora en la comodidad del paciente a través de técnicas más específicas y adaptadas.
- f. Mayor capacidad para evaluar y ajustar la terapia en función de la retroalimentación inmediata del paciente.
- g. Acceso a herramientas y técnicas que optimicen el tiempo y el esfuerzo en cada sesión de terapia.
- h. Seguridad al momento de realizar la terapia respiratoria al paciente.
- i. Otro (Por favor, especifique):

## DISPOSITIVO

En las siguientes preguntas usted puede seleccionar todas las opciones que considere:

---

**Pregunta 4** ¿Cuáles son los principales desafíos que enfrenta usted como fisioterapeuta al realizar terapia respiratoria con vibraciones en la práctica clínica, con el uso de dispositivos?

- a. Dificultad para ajustar y manejar el dispositivo de manera efectiva, lo que puede incluir problemas para calibrar el equipo correctamente.
- b. Problemas para garantizar la comodidad del paciente durante el uso del dispositivo, como molestias físicas o incomodidad al ajustar el equipo.
- c. Desafíos para movilizar y expectorar las secreciones de manera efectiva con el dispositivo, incluyendo problemas para lograr el flujo adecuado.
- d. Tiempo necesario para configurar y usar el dispositivo correctamente, lo que puede implicar problemas con la instalación o la puesta en marcha.
- e. Dificultad para adaptar el dispositivo a las necesidades individuales del paciente, como ajustar el dispositivo a diferentes tipos de patologías y morfologías.
- f. Otra (Por favor, especifique):

**Pregunta 5** ¿Qué beneficios le gustaría obtener al utilizar tecnologías o dispositivos para apoyar la terapia respiratoria con vibraciones en sus pacientes?

- a. Mayor precisión en la frecuencia y amplitud de las vibraciones que permita ajustes más específicos.
- b. Personalización del dispositivo según las necesidades de los pacientes.
- c. Reducción de la fatiga y carga física.
- d. Ejecución constante y uniforme de la terapia sin necesidad de pausas.
- e. Mejora la adherencia en el tratamiento por parte de los pacientes.
- f. Optimización del tiempo de tratamiento y eficiencia en la sesión.
- g. Posibilidad de utilizar la terapia de manera autónoma por parte del paciente, si es aplicable.
- h. Registro de datos y resultados más detallados sobre el progreso del paciente.
- i. Monitorización de parámetros fisiológicos durante la terapia realizada al paciente.
- k. Otro (Por favor, especifique):

**Pregunta 6** ¿Qué aspectos en la seguridad del paciente deberían considerarse al implementar un dispositivo de apoyo para la terapia respiratoria con vibraciones?

- a. Prevención de lesiones en el paciente.
- b. Protección contra riesgos de infección.
- c. Cumplimiento de normativas y estándares de seguridad.
- d. Capacitación en medidas de seguridad para el personal.
- e. Otro (Por favor, especifique):

**Pregunta 7** ¿Al realizar la terapia respiratoria con vibraciones requiere de monitorizar parámetros fisiológicos?

- a. Si
- b. No.

**Pregunta 8** Si su respuesta es sí, ¿Cuáles?, se pueden seleccionar multiples respuestas.

- a. Frecuencia Cardiaca.
- b. Saturación de Oxígeno.
- c. Presión arterial no invasiva.
- d. Temperatura corporal.
- e. Otro (Por favor, especifique:)

---

## Anexo 2 – Consentimiento informado

### Consentimiento informado para la participación en la encuesta

Estimado/a participante,

Le invitamos a participar en la entrevista de nuestro proyecto de grado titulado "Desarrollo de prototipo para el apoyo de la terapia respiratoria manual con vibraciones". El objetivo de este proyecto es desarrollar un prototipo que contribuya al apoyo de la terapia respiratoria con vibraciones, mediante la implementación de un sistema que permita la movilización de secreciones en población adulta. Su participación contribuirá a entender las necesidades en esta terapia y permitirá el desarrollo de la fase inicial de nuestro proyecto de grado, mediante la recopilación de información para establecer las características de nuestro prototipo.

Esta entrevista será orientada a partir de un cuestionario y está dirigido a fisioterapeutas que alguna vez hayan realizado terapia respiratoria con vibraciones para el tratamiento de pacientes con enfermedades crónicas respiratorias en Cali. Este cuestionario será guiado por las estudiantes a cargo del proyecto, tomará aproximadamente 10 minutos e incluye preguntas sobre su experiencia y preferencias en relación con la terapia mediante vibraciones. Cabe resaltar que su participación es completamente voluntaria y anónima, y no se le solicitará información personal o profesional.

Este estudio cumple en su totalidad con los principios éticos esenciales:

- **Autonomía:** Usted tiene el derecho de decidir libremente si desea participar en esta encuesta y puede retirarse cuando lo desee sin ninguna repercusión. La decisión de participar o retirarse del estudio en cualquier momento es completamente suya, y puede hacerlo sin necesidad de justificar su decisión y sin que esto le genere ninguna consecuencia negativa.
- **Beneficencia:** Su colaboración será fundamental para el desarrollo de un prototipo destinado a apoyar la terapia respiratoria mediante vibraciones, lo que beneficiará tanto a los pacientes con enfermedades respiratorias crónicas como a los fisioterapeutas encargados de realizar esta terapia.
- **No maleficencia:** Esta entrevista está planificada de manera que se evite cualquier perjuicio para los participantes. No se anticipan riesgos considerables, y todos los datos suministrados serán tratados con estricta confidencialidad y seguridad para salvaguardar su bienestar.
- **Justicia:** Todos los participantes tienen el derecho de recibir respuestas a sus inquietudes, que se respete la privacidad de sus datos, y que se asegure la confidencialidad y el almacenamiento seguro de la información recopilada.

La información que usted proporcione será tratada con estricta confidencialidad, manteniendo su anonimato, y almacenada en los registros del equipo de investigación. Todos los datos recopilados se

utilizarán únicamente con fines académicos, resguardados con seguridad para evitar cualquier tipo de acceso no autorizado o mal uso.

Como participante, usted tiene el derecho de solicitar información sobre su participación, acceder a los resultados que le correspondan y corregir cualquier dato personal que considere erróneo o inexacto. Es importante señalar que este estudio tiene un propósito exclusivamente académico, por lo que no se otorgará compensación económica o material a los participantes. Así mismo, la investigación será supervisada por un asesor académico que garantizará que todas las pruebas y procedimientos se realicen de manera ética y adecuada.

A lo largo de la entrevista, se respetará su privacidad en todo momento. No se divulgará información personal ni se publicarán datos que puedan ser considerados sensibles. Los datos serán almacenados en un entorno seguro y gestionados exclusivamente por los investigadores responsables. No se recopilará información sensible sin su consentimiento explícito y todos los datos serán manejados de acuerdo con las disposiciones de la Ley 1581 de 2012 sobre protección de datos personales en Colombia y la resolución 8430 de 1993.

Si tiene alguna pregunta o inquietud relacionada con la entrevista, puede ponerse en contacto con el equipo de investigación a través de los correos electrónicos: [valentina.corchuelo@javerianacali.edu.co](mailto:valentina.corchuelo@javerianacali.edu.co), [michelleortiz@javerianacali.edu.co](mailto:michelleortiz@javerianacali.edu.co), [vivianrivera124@javerianacali.edu.co](mailto:vivianrivera124@javerianacali.edu.co), [juanesteban.palacios@javerianacali.edu.co](mailto:juanesteban.palacios@javerianacali.edu.co).

También puede dirigirse al Comité de Ética de la Universidad enviando un correo a [etica.investigacion@javerianacali.edu.co](mailto:etica.investigacion@javerianacali.edu.co).

**Declaración del Participante:** Antes de comenzar la entrevista, se le solicitará aceptar este consentimiento. Si lo acepta, podrá continuar con la entrevista; en caso contrario, el proceso finalizará de inmediato, agradeciéndole por su tiempo.

## Anexo 3 – Resultados complementarios de entrevistas

### Tipo de terapia aplicada

Con respecto a la pregunta, relacionada con la aplicación de vibraciones en la terapia se obtuvo que el 34,6 % de los participantes eligió la Terapia Manual, mientras que un 30,8 % optó por el uso de dispositivos electrónicos o mecánicos. La combinación de ambas técnicas fue seleccionada por el 23,1 % de los encuestados. Por otro lado, el 7,7 % indicó que no había utilizado ninguno de estos tipos de terapia. Finalmente, un 3,8 % escogió la opción “otro” y mencionó que no aplica ninguna de estas terapias debido a su conocimiento del Consenso de Lyon, el cual señala que las vibraciones no se evalúan de forma aislada, sino en combinación con otras técnicas. Estos porcentajes se calcularon con base en el total de 26 participantes que respondieron la encuesta, reflejando la distribución de respuestas dentro de la muestra estudiada. Los resultados se observan en la figura 10.1.

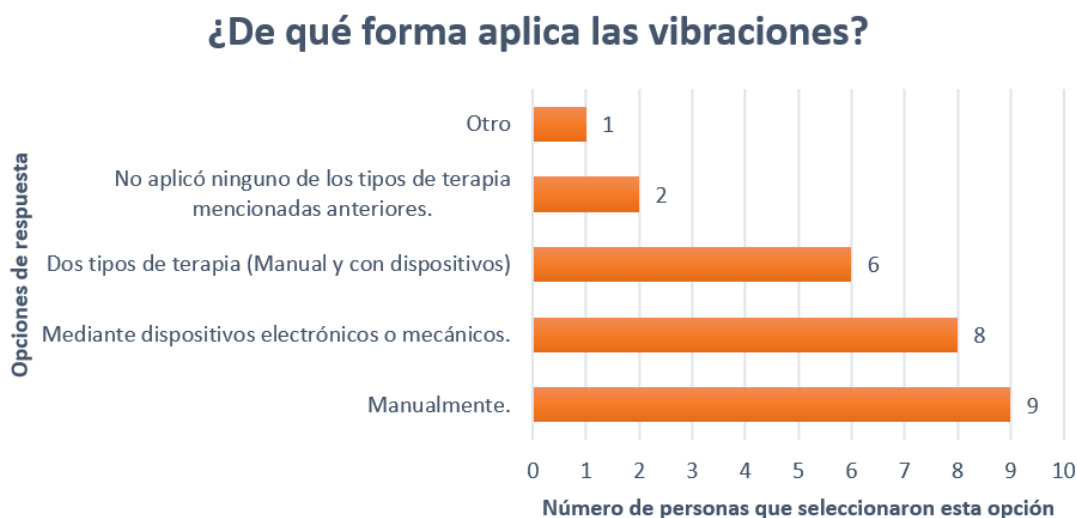


Figura 10.1: Respuestas obtenidas para la pregunta sobre la metodología de aplicación de las vibraciones.

### Monitorización de parámetros fisiológicos

Continuando con la siguiente pregunta, relacionada con la necesidad de monitorizar parámetros fisiológicos durante la terapia, el 77,27 % de los participantes respondió que sí, mientras que el 22,73 % indicó que no lo considera necesario, tal como se observa en la figura 10.2

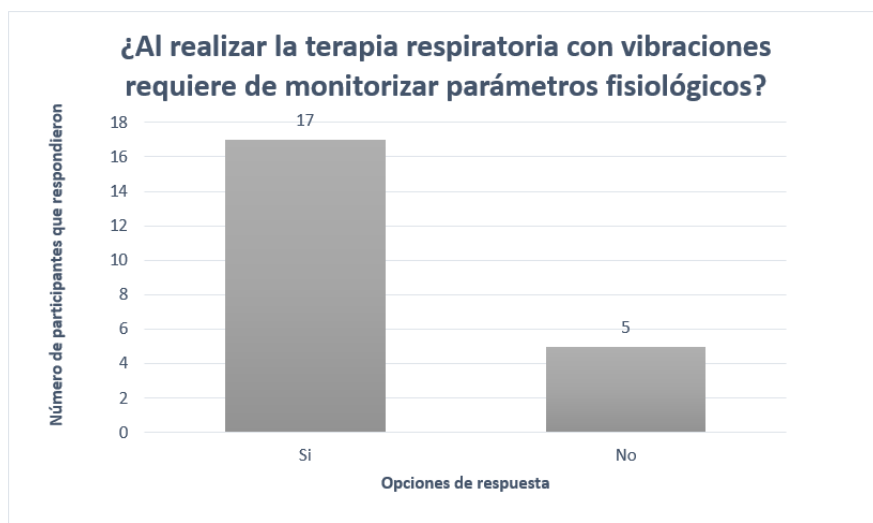


Figura 10.2: Respuestas obtenidas para la pregunta sobre monitorización de parámetros fisiológicos.

### Clase de parámetros monitorizados

En cuanto a la pregunta sobre los parámetros fisiológicos que requieren ser monitorizados, dirigida a los participantes que indicaron la necesidad de monitoreo durante la terapia, se obtuvieron los resultados de la figura 10.3.

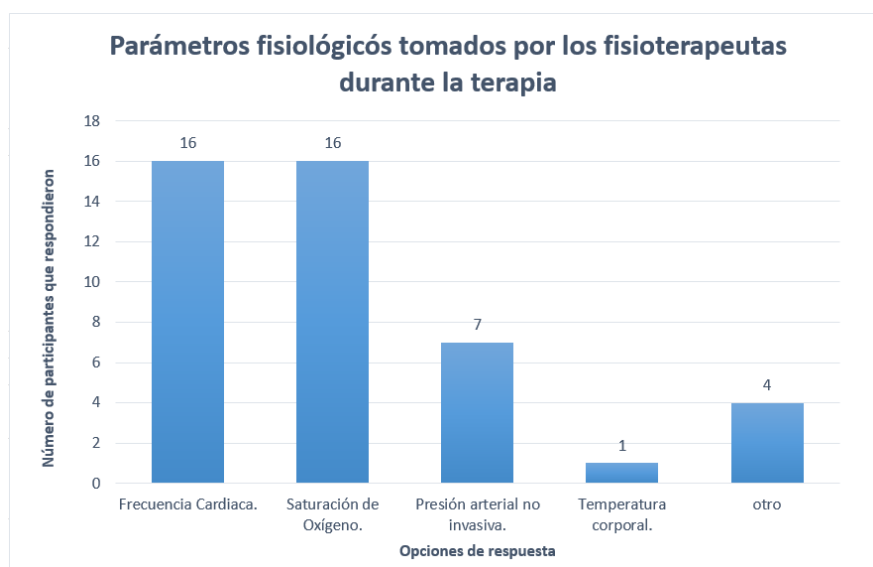


Figura 10.3: Respuestas obtenidas para la pregunta sobre cuales parámetros fisiológicos son monitorizados.

El 94,12% de los participantes seleccionó la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno

como parámetros a monitorizar. Un 41,18 % indicó la presión arterial no invasiva, mientras que un 5,88 % escogió la temperatura corporal. Además, un 23,53 % seleccionó la opción “otros”, destacando parámetros como la escala de percepción de disnea o el esfuerzo de Borg. También mencionaron la importancia de monitorear la frecuencia respiratoria, ya que es el parámetro que más se altera cuando hay obstrucción pulmonar, así como el score de disnea y los signos de dificultad respiratoria.

## Seguridad del paciente

En relación con los aspectos de seguridad del paciente al implementar un dispositivo de apoyo para la terapia respiratoria con vibraciones, se obtuvieron los resultados de la figura 10.4.

El 47,83 % seleccionó la prevención de lesiones en el paciente, el 8,7 % destacó la protección contra riesgos de infección, y un 17,39 % mencionó el cumplimiento de normativas y estándares de seguridad. Asimismo, un 8,7 % optó por la capacitación en medidas de seguridad para el personal, mientras que un 17,39 % eligió la opción “otro”, señalando la importancia de las normas de bioseguridad, la facilidad de lavado y mantenimiento del dispositivo, así como la posibilidad de reparación y prolongación de su vida útil conforme a la normativa de tecnología biomédica. También resaltaron la relevancia de conocer los cambios posturales para facilitar la expectoración de secreciones, prestar atención a la comunicación no verbal del paciente (gestos y posturas) para garantizar su seguridad y asegurar que el dispositivo no se limite a ser una herramienta de terapia, sino que forme parte de un enfoque integral. Finalmente, destacaron la necesidad de garantizar la seguridad en la presión y vibración aplicadas durante la terapia.

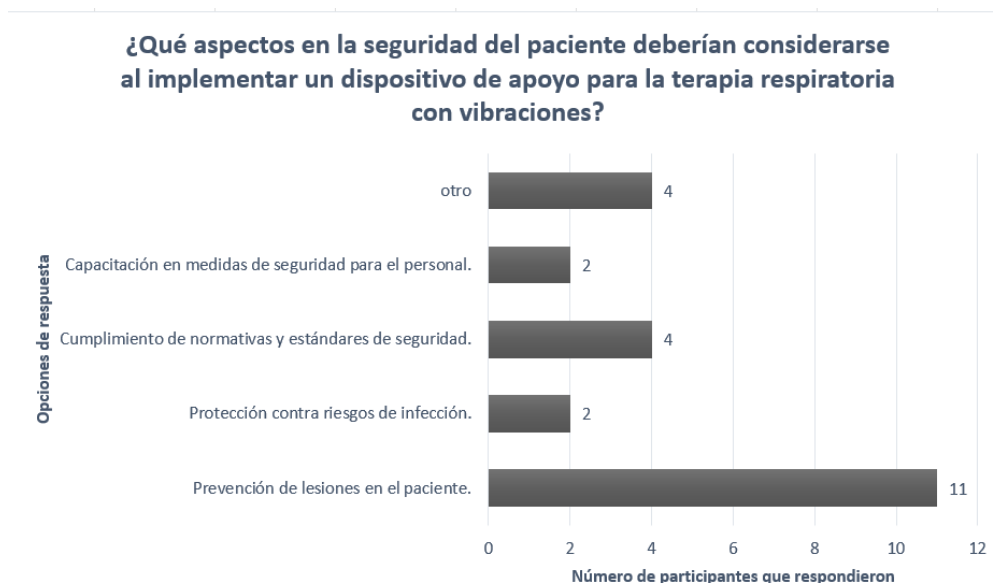


Figura 10.4: Respuestas obtenidas para la pregunta sobre seguridad del paciente.

## Anexo 4 – Códigos fuente

A continuación, se listan los enlaces a los principales scripts desarrollados para la implementación del prototipo:

- **Código del sensor acelerómetro:**  
[https://github.com/viviVVRiv/Proyecto\\_Terapia\\_respiratoria\\_vibraciones/blob/main/Codigo\\_Sensor\\_Acelerometro](https://github.com/viviVVRiv/Proyecto_Terapia_respiratoria_vibraciones/blob/main/Codigo_Sensor_Acelerometro)
- **Código XML de la interfaz gráfica de la aplicación:**  
[https://github.com/viviVVRiv/Proyecto\\_Terapia\\_respiratoria\\_vibraciones/blob/main/Codigo\\_XML\\_%20interfaz\\_grafica\\_APP](https://github.com/viviVVRiv/Proyecto_Terapia_respiratoria_vibraciones/blob/main/Codigo_XML_%20interfaz_grafica_APP)
- **Código de control del sistema en ESP32:**  
[https://github.com/viviVVRiv/Proyecto\\_Terapia\\_respiratoria\\_vibraciones/blob/main/Codigo\\_control\\_sistema\\_ESP32](https://github.com/viviVVRiv/Proyecto_Terapia_respiratoria_vibraciones/blob/main/Codigo_control_sistema_ESP32)
- **Código de procesamiento de datos del acelerómetro:**  
[https://github.com/viviVVRiv/Proyecto\\_Terapia\\_respiratoria\\_vibraciones/blob/main/Codigo\\_procesamiento\\_datos\\_acelerometro](https://github.com/viviVVRiv/Proyecto_Terapia_respiratoria_vibraciones/blob/main/Codigo_procesamiento_datos_acelerometro)
- **Código Kotlin de la aplicación móvil:**  
[https://github.com/viviVVRiv/Proyecto\\_Terapia\\_respiratoria\\_vibraciones/blob/main/C/C3%B3digo\\_kotlin\\_APP](https://github.com/viviVVRiv/Proyecto_Terapia_respiratoria_vibraciones/blob/main/C/C3%B3digo_kotlin_APP)

# Bibliografía

- [1] D. D. Hernández-Colín and R. Pérez-Padilla, “Capacidad vital forzada y su interpretación,” *Archivos de Bronconeumología México*, 2019. [Online]. Available: [https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2448-91902019000100076](https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2448-91902019000100076)
- [2] —, “Espirometría en la práctica clínica,” *Archivos de Bronconeumología México*, 2019. [Online]. Available: [https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2448-91902019000100076](https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2448-91902019000100076)
- [3] (s/f) Enfermedades respiratorias crónicas. Gov.ar. Recuperado el 9 de mayo de 2024, de <https://www.mendoza.gov.ar/salud/temas-de-salud/enfermedades-respiratorias-cronicas-2/>.
- [4] R. Graham and D. M. Smith, *Respiratory Rate*, 2023. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537306/>
- [5] P. J. Thomas *et al.*, “Oscillatory devices for airway clearance in people with cystic fibrosis,” <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD006842.pub5/full>, 2023.
- [6] S. Topics, “Mucociliary clearance,” 2023. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/mucociliary-clearance>
- [7] Altium, “What is a pcb?” 2023, consultado el 25 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://resources.altium.com/es/p/what-is-a-pcb>
- [8] T. Alzahrani and S. Sharma, *Peak Expiratory Flow Rate*, 2023. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459325/>
- [9] W. Emergency, “Saturación de oxígeno en la sangre: ¿qué indica?” 2023. [Online]. Available: <https://www.weinmann-emergency.com/es/temas/monitorizacion-desfibrilacion/saturacion-de-oxigeno-en-la-sangre>
- [10] T. A. Volsko, “Intrapulmonary percussive ventilation: a new therapeutic approach for patients with respiratory insufficiency,” *Respiratory Care*, 2006. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16625571/>
- [11] J. Valdivieso and M. Valenzuela, “Disnea: Guía clínica,” 2015, consultado el 25 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://medfinis.cl/img/manuales/disnea.pdf>
- [12] G. Formación, “Posturas anatómicas del paciente: nombres y características,” 2023, consultado el 25 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.generalasdeformacion.com/blog/posturas-anatomicas-paciente/>

- [13] Instituto Nacional del Cáncer (NCI), “Definición de esputo - diccionario de cáncer,” 2024, consultado el 24 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/esputo>
- [14] L. Technology. (2023) ¿qué es un microcontrolador, cómo funciona y para qué sirve? Accedido el 31 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://lovtechnology.com/que-es-un-microcontrolador-como-funciona-y-para-que-sirve/>
- [15] AcademiaLab. (2023) Modularidad. Accedido el 31 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://academia-lab.com/enciclopedia/modularidad/>
- [16] Real Academia Española, “Prototipo,” 2024, consultado el 25 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://dle.rae.es/prototipo>
- [17] AcademiaLab, “Vibración - academialab,” 2024, consultado el 25 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://academia-lab.com/enciclopedia/vibracion/>
- [18] K. S. Saladin, *Anatomía y fisiología: La unidad entre forma y función*, 9th ed. MC GRAW HILL CASTELLANO, 2021.
- [19] S. I. Fox, *Fisiología Humana*, 14th ed. McGraw-Hill, 2017.
- [20] V. Rivera and M. Rios, “Ilustración de las oscilaciones intratorácicas,” Elaboración propia con Microsoft Paint, 2025, imagen elaborada por las autoras.
- [21] Fundación Cardiovascular de Colombia (FCV), “Triburter: Transformando la terapia respiratoria para una mejor calidad de vida,” *Revista Vital FCV*, Jul. 2024, edición 1; consultado en 18 de julio de 2025. [Online]. Available: <https://www.fcv.org/co/en/revista-vital-fcv/articulos-revista-vital/triburter-transformando-la-terapia-respiratoria-para-una-mejor-calidad-de-vida>
- [22] M. V. Vicuña Vera and A. I. García Pomboza, “Diseño de un sistema vibratorio para afecciones respiratorias,” Tesis de Grado, Escuela Superior Politécnica del Litoral, 2020. [Online]. Available: <http://www.dspace.espol.edu.ec/handle/123456789/57237>
- [23] S. PT, G. PA, G. RS, and G. AA, “Respiratory physiotherapy with vibration belts in the critical patient covid-19 in the prone position,” *Revista Española de Anestesiología y Reanimación (English Edition)*, vol. 67, no. 8, pp. 481–482, oct 2020, epub 2020 Jul 9.
- [24] J. M. M. y J. Fonseca Herrera. (2021) Dispositivo de terapia respiratoria para pacientes pediÁtricos con fibrosis quística. [Online]. Available: <https://repository.eia.edu.co/server/api/core/bitstreams/e2339d94-64fd-4cd1-9420-e5f2d8fd7001/content>
- [25] V. Rivera and M. Rios, “Ilustración de las regiones a estimular con vibraciones del torax,” Elaboración propia con Microsoft Paint, 2025, imagen elaborada por las autoras.

- [26] Muertes por enfermedades respiratorias crónicas han disminuido. Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia. Recuperado el 8 de mayo de 2024. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Muertes-por-enfermedades-respiratorias-cronicas-han-disminuido.aspx>
- [27] “Evolución y carga financiera de las enfermedades crónicas no transmisibles en Colombia: 2010-2021,” <https://www.banrep.gov.co/es/evolucion-carga-financiera-enfermedades-cronicas-no-transmisibles-colombia-2010-2021>, Gov.co, recuperado el 8 de mayo de 2024.
- [28] R. Ostos. (2023, agosto 24) Enfermedades respiratorias ¿qué son y cómo tratarlas? Centro Médico ABC. [Online]. Available: <https://centromedicoabc.com/revista-digital/enfermedades-respiratorias-que-son-y-como-tratarlas/>
- [29] (s/f) Enfermedades respiratorias. Com.co. Recuperado el 9 de mayo de 2024, de <https://www.topdoctors.com.co/diccionario-medico/enfermedades-respiratorias/>.
- [30] A. Desconocido. (2005, mayo 5) Análisis de artículos relacionados con las técnicas de desobstrucción bronquial y sus resultados en diferentes patologías hipersecretivas. <https://www.efisioterapia.net/articulos/analisis-articulos-relacionados-las-tecnicas-desobstruccion-bronquial-y-sus-resultados-dif>. eFisioterapia.
- [31] S. Parabavidez. (2022, junio 22) Terapia respiratoria: ¿qué es y quiénes lo necesitan? Policlínica Metropolitana. [Online]. Available: <https://policlinicametropolitana.org/informacion-de-salud/terapia-respiratoria-que-es-y-quienes-lo-necesitan/>
- [32] F. Saldías P and O. DÍaz P, “Eficacia y seguridad de la fisioterapia respiratoria en pacientes adultos con neumonía adquirida en la comunidad,” *Revista chilena de enfermedades respiratorias*, vol. 28, pp. 189 – 198, 09 2012. [Online]. Available: [http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-73482012000300004&nrm=iso](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-73482012000300004&nrm=iso)
- [33] (s/f) Técnicas de Terapia Respiratoria en el paciente con Fibrosis Quística. Neumopediatria-colombia.com. Recuperado el 9 de mayo de 2024, de <https://portal.neumopediatriacolombia.com/wp-content/uploads/2022/08/Tecnicas-de-Terapia-Respiratoria-en-el-paciente-con-Fibrosis-Quistica-LIC-LYSBETH-ROLDAN.pdf>.
- [34] (s/f) Métodos y técnicas de fisioterapia respiratoria. Empendium.com. Recuperado el 9 de mayo de 2024, de <https://empendium.com/manualmibe/tratado/chapter/B76.II.P.1>.
- [35] (s/f) Vibrador - percutor para terapia respiratoria. Jmmedicalec.com. Recuperado el 9 de mayo de 2024, de <https://jmmedicalec.com/nuevo/product/vibrador-percutor-para-terapia-respiratoria/>.
- [36] P. Sancho, P. Gandarias, R. González, and A. Gurumeta, “Fisioterapia respiratoria con cinturones de vibración en el paciente crítico covid-19 en posición de prono,” *Revista Española de Anestesiología y Reanimación*, vol. 67, no. 8, pp. 481–482, 2020. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S003493562030181X>

- [37] (s/f) La carga de las enfermedades respiratorias crónicas. Paho.org. Recuperado el 9 de mayo de 2024, de <https://www.paho.org/es/enlace/carga-enfermedades-respiratorias-cronicas>.
- [38] T. J. Rivera Villota, “Efectividad de las técnicas manuales de terapia respiratoria percusión, presiones y vibración del tórax en la eliminación de secreción bronquial en pacientes con fibrosis quística presentes en la fundación ecuatoriana de fibrosis quística sede quito en el año 2014,” Master’s thesis, Pontificia Universidad Católica del Ecuador, 2015.
- [39] D. Ciudad Antognini, “Evaluación clínica de la fisioterapia respiratoria en el tratamiento de la enfermedad bronquial obstructiva del niño,” Ph.D. dissertation, Universidad de Granada, Granada, España, 2009, tribunal Calificador: Manuel Joaquín Castillo Garzón (presid.), Gerald Valenza Demet (secret.), Blanca de la Cruz Torres (voc.), Jordi Vilaró (voc.), José Antonio Casajús Mallén (voc.).
- [40] L. Warnock and A. Gates, “Chest physiotherapy compared to no chest physiotherapy for cystic fibrosis,” *The Cochrane database of systematic reviews*, vol. 2015, no. 12, p. CD001401, 2015. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1002/14651858.CD001401.pub3>
- [41] D. Chacón, J. García, A. López, A. Rodríguez, S. Tafur, and L. Vargas, “Uso de las técnicas de higiene bronquial y soporte ventilatorio en colombia, en el contexto de la práctica clínica del terapeuta respiratorio,” *Revista Aire Libre*, vol. 5, dic 2018.
- [42] B. McCarren, J. A. Alison, and R. D. Herbert, “Vibration and its effect on the respiratory system,” *Australian Journal of Physiotherapy*, vol. 52, no. 1, pp. 39–43, 2006. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0004951406700605>
- [43] A. D. C. Súbito. (2023) La importancia de la fisioterapia respiratoria en neurorrehabilitación. [Online]. Available: <https://xn--daocerebral-2db.es/en/publicacion/la-importancia-de-la-fisioterapia-respiratoria-en-neurorrehabilitacion/>
- [44] Y. Gil Rojas, C. A. Torres Duque, M. d. C. Figueredo, F. Hernández, C. Castañeda Cardona, P. Lasalvia, and D. Rosselli, “Estimación de la prevalencia de epoc en colombia a partir del registro individual de prestaciones de servicios de salud (rips),” *Nombre de la Revista*, [online]. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/10554/53841>
- [45] C. Sánchez Amorochó, “Desigualdades en salud entre regímenes subsidiado y contributivo del sistema general de seguridad social en salud en colombia,” 2017. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/1992/13836>
- [46] M. R. Gonçalves, S. Hasenauer, M. Saake, V. Vindigni, and G. Ntoumenopoulos, “Airway clearance techniques: The state of the art,” *Respiratory Care*, vol. 63, no. 4, pp. 679–696, 2018. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29501255/>
- [47] B. G. Cosío, “Epoc,” *Archivos de Bronconeumología*, vol. 43, pp. 15–23, 2007, de la biología a la clínica. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300289607711742>

- [48] World Health Organization (WHO). (Accedido el 1 de octubre de 2023) Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (epoc). [En línea]. Disponible: [https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/chronic-obstructive-pulmonary-disease-\(copd\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/chronic-obstructive-pulmonary-disease-(copd)). [Online]. Available: [https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/chronic-obstructive-pulmonary-disease-\(copd\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/chronic-obstructive-pulmonary-disease-(copd))
- [49] G. D. Hammer and S. J. McPhee, *Fisiopatología de la enfermedad*, 8th ed. McGraw-Hill, 2019.
- [50] V. Kim and G. J. Criner, “Chronic bronchitis and chronic obstructive pulmonary disease,” *Am J Respir Crit Care Med*, vol. 187, no. 3, pp. 228–237, 2013. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4951627/>
- [51] A. Durán and R. MD, “Fisiopatología del asma: una mirada actual,” *Revista Colombiana de Neumología*, vol. 27, no. 3, jul 2015, [Internet]. [Online]. Available: <https://revistas.asoneumocito.org/index.php/rcneumologia/article/view/79>
- [52] S. G. de la Rubia y S. Pérez Sánchez. (2016) Asma: concepto, fisiopatología, diagnóstico y clasificación. [Online]. Available: [https://www.pediatriaintegral.es/wp-content/uploads/2016/04/Pediatria-Integral-XX-2\\_WEB.pdf#page=8](https://www.pediatriaintegral.es/wp-content/uploads/2016/04/Pediatria-Integral-XX-2_WEB.pdf#page=8)
- [53] S. Gartner, A. Salcedo Posadas, and G. García Hernández. (2017) Enfermedad respiratoria en la fibrosis quística.
- [54] Neurocentro. (2022) Sabes qué es la fisioterapia respiratoria y para qué sirve? fisioterapia pulmonar y ejercicios respiratorios. [Online]. Available: <https://neuro-centro.com/sabes-que-es-la-fisioterapia-respiratoria-y-para-que-sirve-fisioterapia-pulmonar-y-ejercicios-respiratorios/#:~:text=La%20fisioterapia%20respiratoria%20es%20la,correcto%20funcionamiento%20del%20aparato%20respiratorio.>
- [55] Métodos y técnicas de fisioterapia respiratoria. [Online]. Available: <https://empendium.com/manualmibe/tratado/chapter/B76.II.P.1>.
- [56] A. L. H. y S. Bascón Galván y E. Baena Villalba. Fisioterapia respiratoria. [Online]. Available: <https://manualclinico.hospitaluvrocio.es/procedimientos-generales-de-enfermeria/tecnicas-realizadas-al-paciente/fisioterapia-respiratoria/>
- [57] G. White. (2010) Introducción al análisis de vibraciones. [Online]. Available: <https://termogram.com/images/pdf/analisis-vibraciones/introduccion-al-analisis-de-vibraciones-a-zima-dli.pdf>
- [58] n. R. HBM, Brüel Kjær and Discom. Guía completa para la medición de vibraciones. [Online]. Available: <https://www.bksv.com/es/knowledge/blog/vibration/measuring-vibration>
- [59] A. L. Lee, A. T. Burge, and A. E. Holland, “Airway clearance techniques for bronchiectasis,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 2015, no. 11, 2015.

- [60] Physio.co.uk, “Vibrations - respiratory treatment,” n.d., accedido el 24 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.physio.co.uk/treatments/respiratory-treatment/vibrations.php>
- [61] L. Warnock and A. Gates, “Airway clearance techniques compared to no airway clearance techniques for cystic fibrosis,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 4, 2023.
- [62] L. Morrison and S. Milroy, “Dispositivos oscilantes para la limpieza de las vías respiratorias en personas con fibrosis quística,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 2020, no. 4, p. CD006842, 2020. [Online]. Available: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD006842.pub5/full/es>
- [63] B. Úbeda Miñarro. (2009) Sistemas embebidos. [Online]. Available: <https://www.um.es/documents/4874468/19345367/ssee-t01.pdf/4ea71f56-2950-4c3f-acbe-e7699e490f4e>
- [64] (Sin año disponible) Motores de corriente continua. [Online]. Available: <https://sdindustrial.com.mx/blog/motor-de-corriente-continua/>
- [65] Motores de corriente alterna - inducción. [Online]. Available: <https://industriasgsl.com/blogs/automatizacion/motor-de-induccion#:~:text=Un%20motor%20de%20inducci%C3%B3n%20es,de%20cobre%2C%20acero%20y%20aluminio.>
- [66] Motores de corriente alterna (ca). [Online]. Available: <https://www.electricity-magnetism.org/es/motores-de-corriente-alterna-ca/>
- [67] ¿qué son los motores síncronos? arranque y parada. [Online]. Available: <https://demotor.net/motores-electricos/motores-corriente-alterna/motor-sincrono>
- [68] Motores eléctricos de vibración venanzetti. [Online]. Available: <https://www.bege.nl/es/vibradores-industriales/#:~:text=Un%20motor%20vibratorio%20es%20un,b%C3%BAncer%20%20en%20un%20vertedero.>
- [69] S. e Ingeniería S.A.C. (S) Motovibradores eléctricos. [Online]. Available: <https://www.dmvperu.com/motovibradores-electricos/#:~:text=Los%20motovibradores%20son%20motores%20el%C3%A9ctricos,sobre%20el%20eje%20del%20motor.>
- [70] Colimbo, “Diseño y prototipado,” 2023. [Online]. Available: [https://www.colimbo.net/documentos/documentacion/fipo/IPO04-Diseno\\_y\\_prototipado.pdf](https://www.colimbo.net/documentos/documentacion/fipo/IPO04-Diseno_y_prototipado.pdf)
- [71] U. F. Mars, “Prototipos de baja y alta fidelidad,” 2023. [Online]. Available: <https://www.uifrommars.com/prototipos-baja-alta-fidelidad/>
- [72] Prototip0, “Diseño de prototipos,” 2023. [Online]. Available: <https://prototip0.com/diseño-de-prototipos/>

- [73] ICONTEC. Certificación iso 13485, sistema de gestión de calidad. dispositivos médicos . [Online]. Available: [https://www.icontec.org/eval\\_conformidad/certificacion-iso-13485-sistema-de-gestion-de-calidad-dispositivos-medicos/](https://www.icontec.org/eval_conformidad/certificacion-iso-13485-sistema-de-gestion-de-calidad-dispositivos-medicos/)
- [74] M. de Protección Social. (2005) Decreto número 4725 de 2005. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/DIJ/Decreto-4725-de-2005.pdf>
- [75] A. S. G. y D.K. Cuervo Ramirez. (2013) Protocolo de pruebas de seguridad eléctrica para equipos electromédicos: caso de estudio de equipos de telemedicina. [Online]. Available: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=121028408004>
- [76] M. D. S. Y. P. S. I. N. de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos INVIMA. Abc de dispositivos medicos. [Online]. Available: <https://www.visitaodontologica.com/ARCHIVOS/ARCHIVOS-NORMAS/TECNOVIGILANCIA/ABC-Dispositivos-Medicos-INVIMA.pdf>
- [77] R. L. y Miranda y J.L. López Bonilla. (2012) Compatibilidad electromagnética. [Online]. Available: [https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0718-3305201200010001#:~:text=La%20Compatibilidad%20Electromagn%C3%A9tica%2C%20conocida%20internacionalmente,a%20cualquier%20objeto%20de%20ese](https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-3305201200010001#:~:text=La%20Compatibilidad%20Electromagn%C3%A9tica%2C%20conocida%20internacionalmente,a%20cualquier%20objeto%20de%20ese)
- [78] A. Laverde. (2021) Norma iec para emc. [Online]. Available: <https://www.aldeatec.com/blog-diseno-con-normas-y-certificaciones/norma-iec-para-emc/>
- [79] J. A. Vargas, L. F. García, C. A. Martínez, and M. J. Rodríguez, “Triburter: invención y validación perceptual del dispositivo portátil de vibración de alta frecuencia y entrenamiento muscular para pacientes con enfermedades respiratorias,” *Revista Médicas UIS*, vol. 33, no. 3, pp. 75–83, septiembre 2020. [Online]. Available: <https://revistas.uis.edu.co/index.php/revistamedicasuis/article/view/5753/5886>
- [80] Sociedad Española de Neumología y Cirugía Torácica (SEPAR), *Manual SEPAR de Procedimientos. Num. 27. Técnicas manuales e instrumentales para el drenaje de secreciones bronquiales en el paciente adulto*, J.-D. Martí Romeu and M. Vendrell Relat, Eds., s/f.
- [81] Technical Hands SAS. (2025) Motor vibrador dc. <https://technicalhands.com.co/product/motor-vibrador-dc/>. Consultado el 21 de mayo de 2025.
- [82] Prometec. (2016) Usando el mpu6050. Consultado el 25 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.prometec.net/usando-el-mpu6050/>
- [83] N. Mechatronics. (2018) Tutorial mpu6050: Acelerómetro y giroscopio. Consultado el 25 de mayo de 2025. [Online]. Available: [https://naylampmechatronics.com/blog/45\\_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html](https://naylampmechatronics.com/blog/45_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html)
- [84] U. S. Paula, “¿qué hace la terapia respiratoria?” 2024. [Online]. Available: <https://usantapaula.com/que-hace-la-terapia-respiratoria/>

- [85] P. Metropolitana, “Terapia respiratoria: ¿qué es y quiénes la necesitan?” 2024. [Online]. Available: <https://policlinicametropolitana.org/informacion-de-salud/terapia-respiratoria-que-es-y-quienes-lo-necesitan/>
- [86] M. MSD, “Fisioterapia torácica,” 2024. [Online]. Available: <https://www.msmanuals.com/es/professional/trastornos-pulmonares/rehabilitacion-pulmonar/fisioterapia-toracica?ruleredirectid=752>
- [87] F. Online, “Percusión y vibraciones o técnica de fisioterapia respiratoria,” 2024. [Online]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/percusion-y-vibraciones-o-tecnica-de-fisioterapia-respiratoria>
- [88] X. Xu *et al.*, “Effect of mucociliary clearance on pulmonary function and inflammation: A randomized controlled trial,” *PLOS ONE*, vol. 17, no. 5, p. e0268622, 2022.
- [89] M. McIlwaine *et al.*, “Different airway clearance techniques for cystic fibrosis,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 8, 2018.
- [90] “Flujo espiratorio máximo,” *Revista Chilena de Enfermedades Respiratorias*. [Online]. Available: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rcher/v34n4/0717-7348-rcher-34-04-0212.pdf>
- [91] M. Kołodziej and M. Kochman, “What’s new in airway secretions clearance for adults? a systematic review,” *Repositorio Universidad de Rzeszów*, 2021. [Online]. Available: <https://repozytorium.ur.edu.pl/items/5b7155f2-d2a1-4199-b5be-431a375ea2af>
- [92] E. de Oliveira Guedes-Aguiar, R. Taiar, L. L. Paineiras-Domingos, B. B. Monteiro-Oliveira, D. da Cunha de Sá-Caputo, and M. B. Filho, “Effects of a single session of systemic vibratory therapy on flexibility, perception of exertion and handgrip strength in chronic obstructive pulmonary disease individuals: A quasi-experimental clinical trial,” *MDPI*, May 2023. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2077-0383/12/9/3241>
- [93] A. G. Nim Pathmanathan, Nicola Beaumont, “Respiratory physiotherapy in the critical care unit,” *BJA Education*, 2014. [Online]. Available: <https://academic.oup.com/bjaed/article/15/1/20/257378>
- [94] J. K. J. F. M. F. B. S. D. H. S. A. S. F. K. K. S. J. C. V. A. R. K. Timm Greulich, Christoph Nell, “Benefits of whole body vibration training in patients hospitalised for copd exacerbations - a randomized clinical trial,” *Springer Link*, 2014. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1186/1471-2466-14-60>
- [95] C. Wheatley, S. E. Baker, C. M. Daines, H. Fan, M. G. Martínez, W. Morgan, and E. Snyder, “Influence of the vibralong acoustical percussor on pulmonary function and sputum expectoration in individuals with cystic fibrosis,” *Sage Journals*, 2018. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29697011/>

- [96] J. F. Arcuri, E. Abarshi, N. J. Preston, J. Brine, and V. A. P. D. Lorenzo, “Benefits of interventions for respiratory secretion management in adult palliative care patients—a systematic review,” *Springer Link*, August 2016. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12904-016-0147-y>
- [97] S. Belli, I. Prince, G. Savio, E. Paracchini, D. Cattaneo, M. Bianchi, F. Masocco, M. T. Bellanti, and B. Balbi, “Airway clearance techniques: The right choice for the right patient,” *Frontiers in Medicine*, February 2021. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/journals/medicine/articles/10.3389/fmed.2021.544826/full>
- [98] J. S. E. F. M. Maggie McIlwaine, Judy Bradley, “Personalising airway clearance in chronic lung disease,” *European Respiratory Review*, 2017. [Online]. Available: <https://publications.ersnet.org/content/errev/26/143/160086>
- [99] M. G. G. R. L. d. S. D. D. A. N. A. N. T. F. J. J. U. C. G. L. D. C. F. D. C. G. A. R. P. A. L. V. F. d. O. José Roberto de Alcântara, Roberta Munhoz Manzano, “A new tuning fork with different vibration frequencies as an aid to bronchopulmonary hygiene physiotherapy,” *Springer Link*, 2014. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1186/2049-6958-9-41>
- [100] S. J. C. R. Hospital, “Terapia de presión espiratoria positiva (pep).” [Online]. Available: <https://www.stjude.org/es/cuidado-tratamiento/sabia-usted/procedimientos-examenes-y-s-edacion/terapia-de-presion-espiratoria-positiva-pep.html>
- [101] C. Review, “Uso de fisioterapia de presión espiratoria positiva para despejar las vías respiratorias.” [Online]. Available: [https://www.cochrane.org/es/CD003147/CF\\_uso-de-fisio-terapia-de-presion-espiratoria-positiva-para-despejar-las-vias-respiratorias-de-los](https://www.cochrane.org/es/CD003147/CF_uso-de-fisio-terapia-de-presion-espiratoria-positiva-para-despejar-las-vias-respiratorias-de-los)
- [102] PubMed, “Eficacia de la ventilación percutánea intrapulmonar en enfermedades pulmonares crónicas.” [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27882804/>
- [103] C. de Fisioterapeutes de Catalunya, “Revisión de técnicas de fisioterapia respiratoria.” [Online]. Available: <https://www.fisioterapeutes.cat/fitxers/comunicacio/revista-cientifica/revista-xii-es.pdf>
- [104] National Institute for Health and Care Excellence (NICE), “The vest for delivering high-frequency chest wall oscillation in people with complex neurological needs,” <https://www.nice.org.uk/advice/mib159/chapter/The-technology>, 2018, medtech innovation briefing MIB159.
- [105] F. TS *et al.*, “Utility of vest high frequency chest wall oscillation device versus flutter device in acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease,” *International Journal of Research in Medical Sciences*, 2017. [Online]. Available: <https://core.ac.uk/download/pdf/539911206.pdf>
- [106] Electromed, Inc., “Smartvest® airway clearance system,” <https://smartvest.com/>, Último acceso: 20 de febrero de 2025.

- [107] —, *SmartVest SV2100/SV2100-I Instruction Manual*, 2013, Último acceso: 20 de febrero de 2025. [Online]. Available: <https://smartvest.com/wp-content/uploads/2017/12/SmartVest-SV2100-Instruction-Manual.pdf>
- [108] S. Bhatia, “The utility of smartvest in a patient with copd,” 2023, Último acceso: 20 de febrero de 2025. [Online]. Available: [https://smartvest.com/wp-content/uploads/2023/06/Case-Study\\_The-Utility-of-SmartVest-in-a-Patient-with-COPD.pdf](https://smartvest.com/wp-content/uploads/2023/06/Case-Study_The-Utility-of-SmartVest-in-a-Patient-with-COPD.pdf)
- [109] J. Powner, A. Nesmith, D. P. Kirkpatrick, J. K. Nichols, B. Bermingham, and G. M. Solomon, “Employment of an algorithm of care including chest physiotherapy results in reduced hospitalizations and stability of lung function in bronchiectasis,” *BMC Pulmonary Medicine*, vol. 19, no. 1, p. 82, 2019, Último acceso: 20 de febrero de 2025. [Online]. Available: <https://bmcpulmed.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12890-019-0847-1>
- [110] AffloVest, *AffloVest User Guide*, 2023, Último acceso: 20 de febrero de 2025. [Online]. Available: <https://afflovest.com/wp-content/uploads/sites/2/2023/10/English-AffloVest-User-Guide.pdf>
- [111] B. Foley and H. Metcalfe, “Reduction in antibiotic use, emergency visits and hospitalizations in copd/bronchiectasis patients after initiating afflovest<sup>®</sup> hfcwo therapy,” *RT Magazine*, January-February 2021, Último acceso: 20 de febrero de 2025. [Online]. Available: <https://afflovest.com/resources/reduction-in-antibiotic-use-emergency-visits-and-hospitalizations-in-copd-bronchiectasis-patients-after-initiating-afflovest-hfcwo-therapy/>
- [112] T. W. O’Brien, “Effect of high frequency chest wall oscillation vests on spirometry measurements,” *Respiratory Therapy*, 2018, Último acceso: 20 de febrero de 2025. [Online]. Available: <https://afflovest.com/resources/effect-of-high-frequency-chest-wall-oscillation-vests-on-spirometry-measurements/>
- [113] AffloVest, “Airway clearance therapy,” <https://afflovest.com/airway-clearance/>, Último acceso: 20 de febrero de 2025.
- [114] M. King *et al.*, “The vibralong acoustical percussor: A novel approach to airway clearance,” *Chronic Respiratory Disease*, vol. 15, p. 1753466618770997, 2018.
- [115] D. P. Coppolo, J. Schloss, J. A. Suggett, and J. P. Mitchell, “Técnicas no farmacéuticas para la limpieza obstructiva de las vías respiratorias que se centran en el papel de la presión espiratoria positiva oscilante (opep): una revisión narrativa,” *Springer Link*, December 2021. [Online]. Available: <https://link.springer.com/article/10.1007/s41030-021-00178-1>
- [116] Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos - INVIMA, “Abc de dispositivos médicos,” s.f., recuperado de [visitaodontologica.com](http://visitaodontologica.com). [Online]. Available: <https://www.visitaodontologica.com/ARCHIVOS/ARCHIVOS-NORMAS/TECNOVIGILANCIA/ABC-Dispositivos-Medicos-INVIMA.pdf>