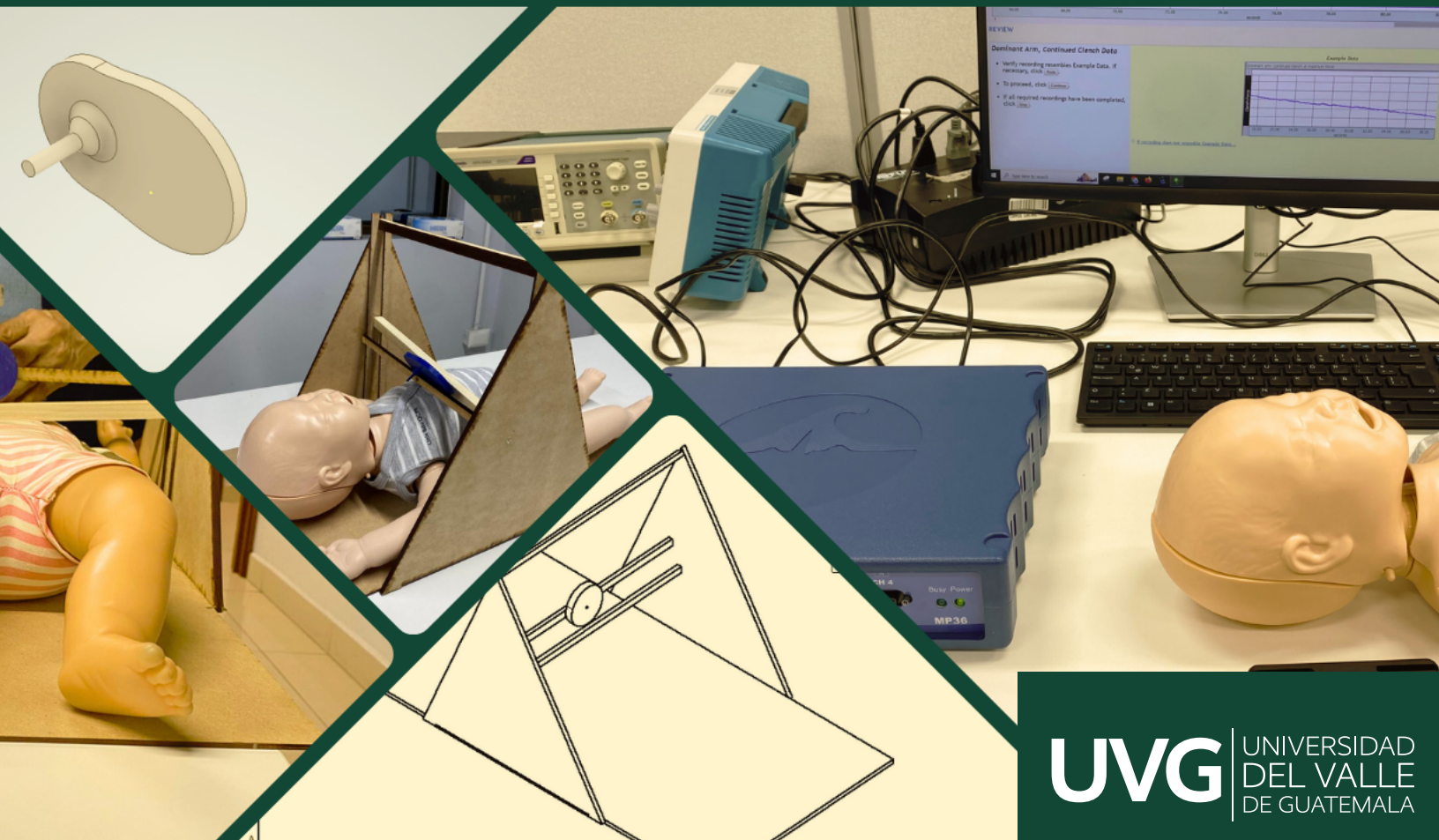

Desarrollo de Sistema Automatizado para la Reanimación Cardiopulmonar en Lactantes

Paulina Alessandra López Mancio



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Desarrollo de Sistema Automatizado para la Reanimación
Cardiopulmonar en Lactantes**

Trabajo de graduación presentado por Paulina Alessandra López Mancio
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2024

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería




**Desarrollo de Sistema Automatizado para la Reanimación
Cardiopulmonar en Lactantes**

Trabajo de graduación presentado por Paulina Alessandra López Mancio
para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica

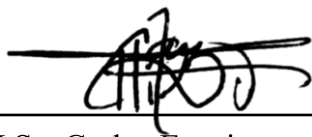
Guatemala,


2024

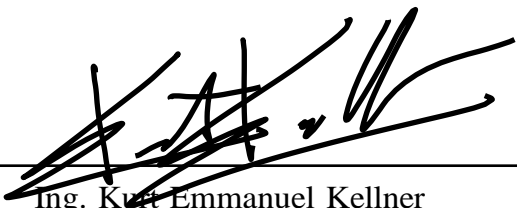
Vo.Bo.:

(f) 
M. Sc. Carlos Esquit

Tribunal Examinador:

(f) 
M.Sc. Carlos Esquit

(f) 
Dr. Luis Alberto Rivera Estrada

(f) 
Ing. Kurt Emmanuel Kellner

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de febrero de 2025.

Este proyecto representa el esfuerzo conjunto de muchas personas que, de manera directa o indirecta, aportaron sus conocimientos, tiempo y apoyo para hacerlo posible, se centra en el desarrollo de un prototipo innovador para realizar Reanimación Cardiopulmonar (RCP) automáticamente en infantes en etapa lactante. Es por ello que dedico este espacio para expresar mi más sincero agradecimiento a todos aquellos que, con su guía, aportes y confianza, contribuyeron al logro de este importante objetivo.

En primer lugar quiero agradecer a Dios por darme sabiduría y todas las herramientas para poder llegar a este punto de mi vida. Hubo muchos desafíos que debieron resolverse para lograr llevar a cabo este proyecto, como aprender acerca del diseño mecánico para el prototipo u obtener las medidas de diversos lactantes para obtener un tamaño promedio. Por eso, me gustaría agradecerle al PHD José Andrés Leal Ordóñez, por su apoyo durante todo el proceso del proyecto. A la Dra. Rosa Campos de Escobar y su equipo del Centro Avanzado de Simulación (CAS) de la Facultad de Medicina de la Universidad Francisco Marroquín quienes, al prestarme uno de sus bebés para simulaciones y mostrarme las instalaciones con el equipo disponible, fueron parte crucial para el desarrollo final del proyecto. Y también al Dr. Cirujano Pediatra Luis Eduardo Pérez Mansilla en el Hospital General de Accidentes Ceibal en la zona 9 de la Ciudad de Guatemala, por la toma de medida a los lactantes. Asimismo, quiero agradecerle al Ingeniero Andrés Monterroso por impulsarnos a recibir el curso de Soporte Vital Básico (BLS), gracias al cual obtuve la inspiración de este proyecto.

Quiero darle las gracias al Ingeniero Gustavo Pineda, por haberme explicado como poder diseñar la leva que se utilizó en el prototipo, a la PHD Vanessa Jungbluth por brindarme espacio cómodo y enriquecedor donde pude trabajar el proyecto. De la misma manera, le agradezco al MBA Pablo Mazariegos, quien realizó el proceso para cortar las piezas del prototipo en madera con una cortadora láser y al Ingeniero Kurt Kellner, por su tiempo intentado resolver un problema para imprimir uno de los componentes.

Finalmente, me gustaría agradecerles a mis papás Alicia Mancio y Humberto López junto con mi hermano mayor, Roberto López, por nunca haber dejado de creer en mí y su apoyo inigualable durante estos 5 años de carrera profesional, no podría haberlo hecho sin ellos.

Prefacio	III
Lista de figuras	VII
Lista de cuadros	VIII
Resumen	IX
Abstract	X
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
3. Justificación	5
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Alcance	8
6. Marco teórico	9
6.1. Fisiología del sistema cardio-respiratorio	9
6.1.1. Función cardíaca	9
6.1.2. Función pulmonar	10
6.1.3. Sistema cardiorrespiratorio	11
6.2. Paro cardíaco: Definición	12
6.3. Determinantes para la necesidad de reanimación cardiopulmonar	13
6.4. Principios y práctica de la reanimación cardiopulmonar	13
6.4.1. Importancia de la reanimación cardiopulmonar	13
6.4.2. Fundamentos fisiológicos de la reanimación cardiopulmonar	14
6.4.3. Técnica apropiada para la reanimación cardiopulmonar	15

6.4.4. Diferencias en la reanimación cardiopulmonar entre adultos, niños, lactantes y neonatos	17
6.5. Consecuencias de una práctica inadecuada en la reanimación cardiopulmonar	19
6.6. Reanimación cardiopulmonar automatizada	20
6.6.1. Dispositivos de reanimación cardiopulmonar automática	20
6.6.2. Similitudes y diferencias de dispositivos automatizados	21
6.6.3. Riesgos de utilizar dispositivos automatizados para la reanimación cardiopulmonar	23
6.6.4. Beneficios de utilizar dispositivos automatizados para la reanimación cardiopulmonar	23
7. Metodología	24
7.1. Determinación de parámetros	24
7.1.1. Medición de fuerza	24
7.1.2. Medición de pecho	26
7.2. Definición de modelo	26
7.2.1. Prototipo manivela-corredera	26
7.2.2. Prototipo leva	27
7.2.3. Actuador	27
7.3. Modelado 3D	28
7.3.1. Diseño de manivela-corredera	28
7.3.2. Diseño de leva	28
7.4. Generador de componentes de leva de disco	29
7.5. Diseño de la carcasa	31
7.6. Fabricación del prototipo	32
7.6.1. Materiales	32
7.6.2. Impresión de levas	32
7.6.3. Corte láser para la carcasa	33
7.6.4. Primer prototipo de carcasa	34
8. Resultados	35
8.1. Relación entre profundidad del tórax y meses de vida de lactantes	35
8.2. Fuerza	36
8.2.1. Ensamblaje inventor	37
8.2.2. Ensamblaje físico	38
8.2.3. Análisis del sistema y mejoras	39
9. Discusión	41
10. Conclusiones	44
11. Recomendaciones	45
12. Bibliografía	47

Lista de figuras

1. Diagrama de la anatomía del corazón [18].	10
2. Diagrama de la anatomía y fisiología pulmonar [20].	11
3. Diagrama de la anatomía y fisiología cardiopulmonar [22].	12
4. Demostración de resucitación cardiopulmonar [29].	15
5. Posición de montura RCP [30].	16
6. Procedimiento para hacer RCP de alta calidad [32].	18
7. LUCAS-2 dispositivo automatizado portátil [8].	20
8. Thumper dispositivo automatizado [36].	21
9. AutoPulse dispositivo automatizado [37].	21
10. Experimentación y calibración para encontrar fuerza.	24
11. Ilustración de aplicación móvil de monitoreo QRCP Laerdal.	25
12. Ilustración de toma de medición altura de pecho en lactantes [38].	26
13. Mecanismo manivela corredera.	27
14. Mecanismo leva [39].	27
15. Barreno marca Duropro como actuador [40].	28
16. Cinta de opciones para diseñar mecanismos en Linkage.	28
17. Cinta de opciones de Autodesk Inventor 2024.	29
18. Diseño de leva en la pestaña de diseño.	30
19. Diseño de leva en la pestaña de cálculos.	31
20. Parámetros de impresión 3D para el tercer prototipo de leva.	32
21. Diseño de levas: (A) Leva de 4 cm segunda versión, (B) Leva de 4 cm tercera versión, (C) Leva de 2 cm segunda versión, (D) Leva de 2 cm tercera versión.	33
22. Planos para corte láser.	34
23. Colocación de resortes como medida de seguridad.	34
24. Evolución de la profundidad del tórax en lactantes entre los tres meses y primer año de vida.	36
25. Fuerza de compresión de pecho de lactantes vs número de muestras	37
26. Ensamblaje de piezas en inventor	38
27. Ensamblaje de piezas en inventor	39
28. Ensamblaje de piezas en inventor	40

29. Máquina para hacer RCP en lactantes con mejoras implementadas.	46
--	----

Lista de cuadros

1. Diferencias en técnicas de reanimación cardiopulmonar según grupo etario.	19
2. Comparación de dispositivos automáticos 35 .	22
3. Comparación de medidas calculadas y tomadas con su desviación estándar.	36

La reanimación cardiopulmonar (RCP) en lactantes es un procedimiento crítico para restaurar la circulación y oxigenación en emergencias. Sin embargo, la ejecución manual presenta limitaciones como fatiga del personal y variabilidad en la calidad de las compresiones. Este proyecto busca desarrollar un dispositivo automatizado de RCP para lactantes, proporcionando una alternativa que garantice compresiones torácicas precisas y consistentes, reduciendo errores humanos y mejorando la calidad de la atención médica neonatal.

Para el desarrollo del dispositivo, se establecieron parámetros técnicos mediante medición experimental de la fuerza y profundidad de compresión en colaboración con un pediatra. Se diseñaron y evaluaron dos mecanismos de compresión: manivela-corredera y leva. Estos fueron modelados en software especializado y fabricados en MDF mediante corte láser, mientras que las levas fueron impresas en 3D optimizando densidad y dimensiones para mejorar su resistencia. Se ensambló una carcasa estructural para soportar el mecanismo y se realizaron pruebas en un entorno controlado con un maniquí de simulación neonatal.

Los resultados indicaron que el dispositivo no logró realizar compresiones torácicas consistentes, ya que la variabilidad en la aplicación de fuerza y velocidad afectó la uniformidad del proceso. Sin embargo, estas inconsistencias permitieron identificar mejoras en el diseño, como ajustes en la distribución de peso y calibración del mecanismo de compresión. Se concluye que, aunque el prototipo no alcanzó la precisión deseada, representa un avance en la automatización de la RCP y proporciona una base sólida para futuras mejoras en ingeniería biomédica aplicada a la reanimación neonatal.

Cardiopulmonary resuscitation (CPR) in infants is a critical procedure for restoring circulation and oxygenation in emergencies. However, manual execution has limitations such as staff fatigue and variability in compression quality. This project aims to develop an automated CPR device for infants, offering an alternative that ensures precise and consistent chest compressions, reduces human error, and improves neonatal medical care.

To develop the device, technical parameters were established through experimental measurements of compression force and depth in collaboration with a pediatrician. Two compression mechanisms were designed and evaluated: a crank-slider and a cam-based system. These mechanisms were modeled using specialized software and manufactured in MDF through laser cutting, while the cams were 3D printed, optimizing density and dimensions for improved durability. A structural casing was assembled to support the mechanism, and tests were conducted in a controlled environment using a neonatal simulation mannequin.

The results showed that the device did not achieve consistent chest compressions, as variability in applied force and speed affected uniformity. However, these inconsistencies allowed for the identification of key design improvements, including better weight distribution and enhanced calibration of the compression mechanism. Although the prototype did not reach the expected precision, it provides a solid foundation for further development and refinement. This research contributes to the field of biomedical engineering by exploring the automation of neonatal CPR, highlighting critical areas for improvement in future iterations, and offering insights into optimizing mechanical resuscitation techniques for better neonatal care outcomes.

La atención médica neonatal en situaciones de emergencia enfrenta desafíos significativos, especialmente en el contexto de la reanimación cardiopulmonar (RCP) en lactantes, que es crucial para restaurar la circulación y la oxigenación en casos de paro cardíaco. Sin embargo, la ejecución manual de RCP presenta limitaciones, como la fatiga del personal y la variabilidad en la calidad de las compresiones, lo cual puede comprometer la efectividad del procedimiento. Además, el acceso a tecnologías avanzadas que faciliten el entrenamiento y apoyo en emergencias neonatales es limitado en muchos entornos, dificultando una respuesta rápida y adecuada en situaciones críticas. Este proyecto busca abordar estas limitaciones mediante el desarrollo de un dispositivo automatizado que realice RCP en lactantes de manera precisa y constante, ofreciendo una herramienta útil tanto para simulación como para emergencias pediátricas.

Para resolver este problema, se propone el diseño y desarrollo de un prototipo automatizado de RCP para lactantes, utilizando un enfoque experimental que permita asegurar la precisión y seguridad del dispositivo. La metodología incluyó la determinación experimental de la fuerza necesaria para comprimir el pecho de un lactante, así como la medición de la profundidad de compresión, en colaboración con un pediatra. Se desarrollaron dos mecanismos de compresión, uno de manivela-corredora y otro de leva, los cuales se modelaron en software especializado y luego se fabricaron en MDF mediante corte láser. Las levas fueron impresas en 3D, ajustando la densidad y dimensiones para mejorar la resistencia. Finalmente, se diseñó y ensambló una carcasa que soporta el mecanismo, la cual fue probada en un entorno controlado de simulación médica, logrando un dispositivo funcional y seguro para su uso en simulaciones de RCP en lactantes.

En el capítulo 1, se presentan los antecedentes históricos y técnicos de la RCP en lactantes y la evolución de los dispositivos de soporte en emergencias pediátricas, seguido por un análisis de la situación actual en el contexto neonatal y la justificación para el desarrollo de un dispositivo automatizado de RCP. El capítulo 2 profundiza en el marco teórico que respalda este proyecto, incluyendo principios de RCP, anatomía de lactantes y estudios previos en automatización de compresiones torácicas. En el capítulo 3, se detallan los objetivos

generales y específicos del proyecto, así como la delimitación de su alcance. El capítulo 4 describe la metodología empleada, abarcando desde el diseño del mecanismo y la fabricación de las piezas hasta las pruebas realizadas en un entorno controlado. Finalmente, los capítulos 5 y 6 exponen los resultados obtenidos y discuten su relevancia, terminando con las conclusiones y recomendaciones para futuras investigaciones en el área de la automatización de procedimientos médicos para emergencias pediátricas.

La reanimación cardiopulmonar (RCP) moderna se comenzó a desarrollar en la década de 1950, en ese tiempo se reconoció la importancia de la compresión torácica y la ventilación artificial para mantener la circulación de las personas con paro cardíaco. Se descubrió en 1956 la efectividad de las compresiones torácicas y la técnica de la respiración boca a boca, pero no fue hasta 1960 que se combinaron ambas técnicas y dió lugar la primera maniobra de RCP moderna [1] [2]. Se ha estimado que solo 45 por ciento de las personas que sufren un paro cardíaco fuera del hospital y reciben RCP por parte de un transeúnte sobreviven [3]. La RCP en lactantes y niños tiene consideraciones específicas debido a sus diferencias anatómicas y fisiológicas con los adultos. Es crucial adaptar las técnicas de RCP, incluyendo la tasa de compresiones y la metodología para abrir la vía aérea, para garantizar su efectividad en esta población tan vulnerable. La fragilidad y el tamaño de los lactantes implican un riesgo mayor de lesiones, lo que exige precisión en las técnicas utilizadas y un conocimiento profundo de sus diferencias fisiológicas [4].

Más allá de las técnicas manuales de RCP, existen dispositivos diseñados para asistir o automatizar el proceso de reanimación. Entre estos, el desfibrilador automático externo (DEA) [5]. Aunque muchos dispositivos de RCP fueron inicialmente desarrollados para adultos, su adaptación y uso en poblaciones pediátricas y, por extensión, en lactantes, ha sido un área de interés creciente. Por ejemplo, los desfibriladores automáticos externos cuentan con modos o accesorios específicos para lactantes y niños, permitiendo un uso seguro y efectivo. El análisis de la eficacia y seguridad de estos dispositivos adaptados es crucial para su implementación en prácticas de emergencia pediátrica [6].

La evolución de la RCP ha sido marcada por importantes avances tecnológicos, entre ellos el desarrollo de sistemas automatizados que realizan RCP. Estos dispositivos automatizados se diseñaron con el objetivo de proporcionar compresiones torácicas consistentes y de alta calidad durante la RCP, abordando desafíos como la fatiga del personal y las limitaciones de espacio en entornos médicos de emergencia [7]. LUCAS (Lund University Cardiopulmonary Assist System) es un dispositivo mecánico diseñado para proporcionar compresiones torácicas automáticas durante la reanimación cardiopulmonar, esta herramienta ha demos-

trado ser útil para mejorar la calidad de la RCP al garantizar un flujo sanguíneo adecuado en pacientes en paro cardíaco, contribuyendo así a potenciales mejoras en las tasas de supervivencia en situaciones críticas. Sin embargo, su implementación efectiva requiere una comprensión sólida de las pautas y protocolos de RCP, así como un entrenamiento adecuado en su uso [8](#).

La atención médica neonatal es un área crítica de la medicina que requiere intervenciones rápidas y efectivas para garantizar la supervivencia de los lactantes en situaciones de emergencia. Dentro de este contexto, la reanimación cardiopulmonar (RCP) en lactantes se destaca como una de las intervenciones más vitales, siendo una herramienta fundamental para restablecer la circulación sanguínea y la oxigenación en casos de paro cardíaco [9]. Sin embargo, la ejecución manual de la RCP en lactantes presenta desafíos significativos para el personal médico, que van desde la dificultad para mantener una compresión torácica efectiva hasta la fatiga durante el proceso de reanimación. Por otro lado, algo fundamental para realizar RCP en lactantes es la capacitación del personal médico, ya que deben de actualizarse periódicamente (cada 2 años) para poder realizar RCP de forma adecuada [10].

Según datos de la American Heart Association (AHA) en los Estados Unidos, se estima que alrededor de 16,000 niños menores de un año experimentan un paro cardíaco cada año [11]. Este dato refleja la urgente necesidad de contar con recursos y herramientas efectivas para mejorar la respuesta y la atención en situaciones de emergencia neonatal. Por lo que es importante proporcionar una solución en apoyo al equipo de salud encargado de auxiliar a los lactantes en salas de emergencia o situaciones críticas donde su vida esté en peligro.

Los resultados de supervivencia en casos de paro cardíaco pediátrico están influenciados por una serie de factores determinantes. Estos incluyen el entorno en el que ocurre el evento, el estado de salud previo del niño, la duración de la ausencia de circulación antes de la reanimación, el ritmo inicial del corazón detectado mediante electrocardiograma y la calidad de las intervenciones de soporte vital básico y avanzado proporcionadas. Es importante destacar que en casi dos tercios de los casos de paro cardíaco pediátrico hospitalario, se logra restablecer la circulación espontánea, y alrededor de una cuarta parte de estos niños sobreviven hasta el alta hospitalaria, con tres cuartas partes de ellos presentando un pronóstico neurológico favorable [12].

Por otro lado, los resultados después de un paro cardíaco pediátrico fuera del entorno hospitalario son significativamente más desfavorables en comparación con aquellos ocurridos dentro del hospital. En general, alrededor del 6% de los niños que sufren un paro cardíaco

fuera del hospital logran sobrevivir y el 8 % de aquellos que reciben resucitación de respuesta de emergencia prehospitalaria sobreviven, pero muchos sufren lesiones cerebrales permanentes graves como resultado del paro cardíaco [13]. La supervivencia hasta el alta hospitalaria es menor al 10 % en estos casos. Este escenario se agrava por los períodos prolongados de ausencia de circulación, dado que un porcentaje reducido de paros son presenciados y solamente el 30 % de los niños reciben RCP por parte de un testigo presencial [12].

La reanimación cardiopulmonar (RCP) es una intervención vital en casos de paro cardíaco en lactantes. Sin embargo, la ejecución manual de la RCP presenta desafíos considerables, incluida la fatiga del personal médico y la variabilidad en la calidad de la compresión torácica. Es en este contexto donde se plantea la necesidad de desarrollar una máquina automatizada que realice RCP en lactantes de manera precisa y consistente [13].

La eficacia del CPR administrado por personal entrenado es significativamente mayor en comparación con aquel realizado por personas sin entrenamiento. Las tasas de supervivencia de pacientes en paro cardíaco extrahospitalario aumentan de manera significativa cuando la RCP es administrada por testigos capacitados en comparación con aquellos que no están entrenados [14]. De igual manera, las personas que reciben capacitación en RCP tienen hasta tres veces más probabilidades de brindar RCP de calidad en situaciones de emergencia en comparación con aquellos sin capacitación [15].

La automatización del proceso de RCP es un área de investigación en desarrollo que busca mejorar la eficiencia y la efectividad de la atención médica de emergencia en esta población. Una de las formas en que se está explorando esta automatización es a través del diseño y desarrollo de dispositivos especializados que puedan realizar compresiones torácicas y otras maniobras de RCP de manera precisa y consistente. Por ejemplo, se han inventado dispositivos de compresión torácica automatizada como LUCAS (Stryker, MI, USA), un dispositivo que utiliza algoritmos avanzados para adaptar la fuerza y la frecuencia de las compresiones según las necesidades específicas del paciente adulto (Figura 1). Este dispositivo puede ofrecer ventajas sobre la RCP manual al garantizar una compresión torácica continua y de alta calidad, incluso en situaciones donde el personal médico puede experimentar fatiga o dificultades para mantener un ritmo adecuado [8].

Además de su impacto en la supervivencia neonatal, el desarrollo de una máquina de RCP automatizada como se busca en este proyecto, también puede tener repercusiones en la equidad y accesibilidad en la atención médica neonatal. La disponibilidad de esta tecnología podría mejorar la capacidad de respuesta en entornos con recursos limitados y facilitar el acceso a una atención de calidad para todos los lactantes, independientemente de su ubicación geográfica o nivel socioeconómico. Al desarrollar una máquina que realice RCP en lactantes automáticamente, se espera mejorar la calidad y la accesibilidad de la atención médica neonatal, salvando vidas y contribuyendo al avance del conocimiento en el campo de la ingeniería biomédica [16].

4.1. Objetivo general

Desarrollar el diseño mecánico y construir un prototipo de una máquina automatizada para la administración de RCP en lactantes.

4.2. Objetivos específicos

- Elaborar el diseño preliminar del sistema automatizado para RCP en lactantes, enfocándose en la ergonomía, el funcionamiento eficiente, la selección de materiales adecuados y la definición de parámetros de compresión y frecuencia necesarios para garantizar la seguridad del paciente durante su uso.
- Fabricar un prototipo del sistema automatizado para RCP en lactantes con dimensiones adecuadas y validar el funcionamiento de todos los componentes.
- Evaluar el funcionamiento del prototipo del sistema automatizado de RCP tomando en cuenta la fuerza ejercida, la profundidad de movimiento, y la frecuencia adecuada de compresión por un tiempo de hasta 30 minutos.

Este proyecto se limita en el desarrollo y evaluación de un prototipo experimental de un dispositivo automatizado para la reanimación cardiopulmonar (RCP) en lactantes. Su diseño está orientado a validar el mecanismo de compresión en un entorno controlado, utilizando un maniquí de simulación neonatal.

Para establecer los parámetros de compresión, se contó con la colaboración del Dr. Luis Eduardo Pérez Mansilla, cirujano pediatra del Hospital General de Accidentes Ceibal, quien brindó apoyo en la medición de profundidad torácica en lactantes guatemaltecos.

El prototipo fue diseñado y fabricado con materiales accesibles, como MDF para la estructura y componentes impresos en 3D, priorizando la funcionalidad mecánica. Su desempeño fue evaluado en el Centro Avanzado de Simulación (CAS) de la Facultad de Medicina de la Universidad Francisco Marroquín, donde se realizaron pruebas con un maniquí de simulación neonatal para analizar su funcionamiento.

Este proyecto no incluye el desarrollo de un dispositivo clínico listo para uso en pacientes, sino una prueba de concepto enfocada en la validación del mecanismo de compresión. No se utilizarán materiales de grado médico ni se implementará un sistema programable o automatización electrónica. La prioridad es evaluar el desempeño mecánico del prototipo y su capacidad para generar compresiones torácicas dentro de los parámetros recomendados.

El trabajo realizado representa un primer paso en la exploración de soluciones tecnológicas para la RCP neonatal, proporcionando información valiosa para futuras investigaciones y el desarrollo de dispositivos más sofisticados.

6.1. Fisiología del sistema cardio-respiratorio

6.1.1. Función cardíaca

El corazón actúa como una bomba muscular, se ubica en el tórax y logra recolectar la sangre de todos los tejidos del cuerpo y bombearla a los pulmones para pasar por un proceso de purificación, y recolectar la sangre de los pulmones ya purificada para luego bombearla hacia los tejidos del cuerpo. El corazón tiene dos cámaras superiores llamadas atrios y dos cámaras inferiores llamadas ventrículos. Las cámaras inferiores son mucho más grandes y fuertes; estas tienen como función principal bombear la sangre, por otro lado las cámaras superiores del corazón funcionan como colectores. La parte derecha del corazón que incluye el atrio y ventrículo derecho recolectan la sangre del cuerpo y la bombean hacia los pulmones, mientras que el atrio y el ventrículo izquierdo recolectan la sangre de los pulmones y la envían hacia el cuerpo. Dentro del corazón existe un flujo de sangre unidireccional que se mantiene mediante un conjunto de cuatro válvulas llamadas: tricúspide, bicúspide, pulmonar y aórtica. Los tejidos de las paredes del corazón reciben alimento y oxígeno mediante un suministro separado vascular destinado únicamente para esta función. Existe un suministro arterial hacia el corazón que va desde la base de la aorta y el drenaje venoso que va desde las venas y trae sangre desoxigenada hacia el atrio derecho, permitiendo que la sangre se recircule hacia los pulmones para oxigenarse (Figura 1) [17].

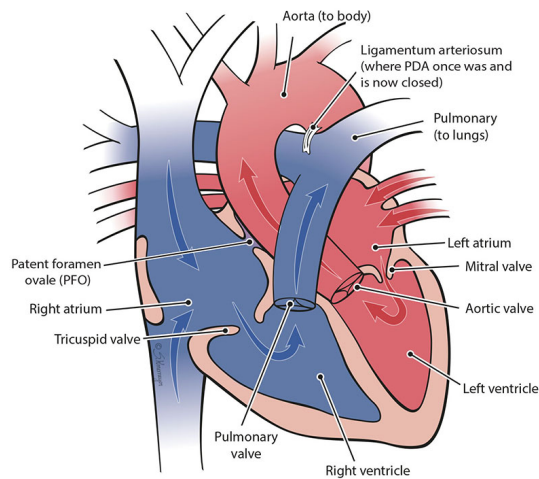


Figura 1: Diagrama de la anatomía del corazón [18].

6.1.2. Función pulmonar

Los pulmones se encargan del intercambio de gases por medio de la respiración. La ventilación se refiere a la contracción y expansión del pecho, que permite el flujo de aire hasta llegar a los alvéolos; a su vez también implica la resistencia al flujo de gases en las vías respiratorias. La respiración implica transportar oxígeno a través de los pulmones hacia los alvéolos donde se elimina el dióxido de carbono. El paso del oxígeno de los alvéolos hacia los capilares depende del gradiente de concentración de oxígeno entre la sangre y los alvéolos (Figura 2); esto se puede expresar como una presión parcial. El oxígeno en la sangre se transporta a través de la hemoglobina [19].

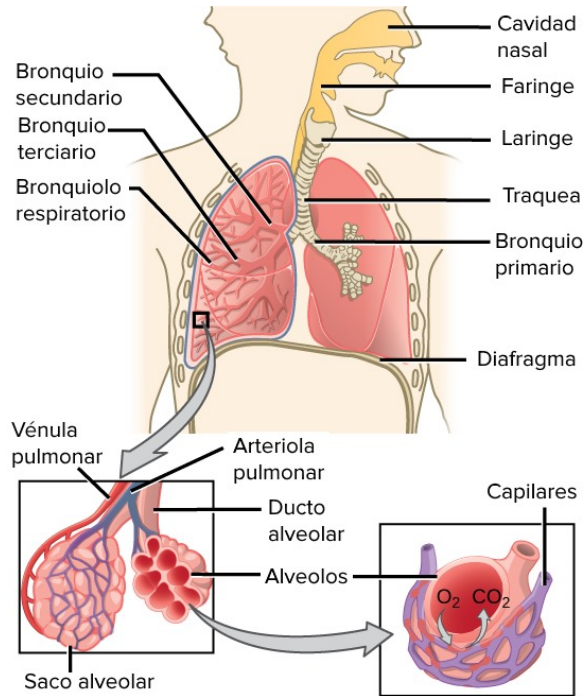


Figura 2: Diagrama de la anatomía y fisiología pulmonar [20].

6.1.3. Sistema cardiorrespiratorio

El sistema cardiorrespiratorio integra las funciones del sistema cardiovascular y del sistema respiratorio, colaborando de manera sinérgica para mantener el flujo constante de oxígeno y la eliminación de dióxido de carbono en el organismo. A nivel general, el corazón actúa como una bomba muscular que impulsa la sangre a través del cuerpo, mientras que los pulmones se encargan del intercambio de gases (Figura 3). Este sistema es esencial para la homeostasis, ya que provee oxígeno a los tejidos y elimina los desechos metabólicos como el dióxido de carbono.

En primer lugar, el corazón bombea sangre desoxigenada desde los tejidos hacia los pulmones, donde ocurre el proceso de oxigenación en los alvéolos (Figura 3). Aquí, la sangre recibe oxígeno y libera dióxido de carbono mediante un gradiente de presión parcial, permitiendo el paso de oxígeno desde los alvéolos a los capilares circundantes. Este oxígeno se une a la hemoglobina, una proteína transportadora en los glóbulos rojos, y es distribuido a través del sistema circulatorio hacia los tejidos que lo necesitan para funciones metabólicas.

Una vez que la sangre es oxigenada, regresa al corazón para ser distribuida por todo el cuerpo. Este circuito cardiorrespiratorio se mantiene mediante una serie de válvulas en el corazón y vasos sanguíneos que aseguran un flujo unidireccional y eficiente de la sangre. Las arterias, que son los vasos sanguíneos principales en esta distribución, transportan la sangre rica en oxígeno desde el corazón a través de arterias y arteriolas hacia los capilares de los tejidos. En los capilares, ocurre el intercambio de oxígeno y nutrientes con las células, mientras que los productos de desecho, como el dióxido de carbono, son recolectados para ser eliminados.

El retorno de la sangre desoxigenada ocurre a través de las venas, que la conducen nuevamente al corazón. Las venas poseen válvulas que previenen el reflujo y facilitan el flujo de regreso en dirección al corazón, incluso en condiciones de baja presión. Una vez de vuelta en el corazón, la sangre es bombeada a los pulmones para repetir el ciclo de intercambio gaseoso y asegurar un suministro continuo de oxígeno.

En conjunto, el sistema cardiorrespiratorio regula el equilibrio de gases en el cuerpo y permite que las células obtengan el oxígeno necesario para sus funciones vitales. Este sistema no solo soporta el intercambio de gases, sino que también juega un rol crucial en la distribución de nutrientes y hormonas, así como en la eliminación de productos de desecho. La eficiencia de este sistema es esencial para el funcionamiento del organismo y la adaptación a diversas demandas metabólicas [21].

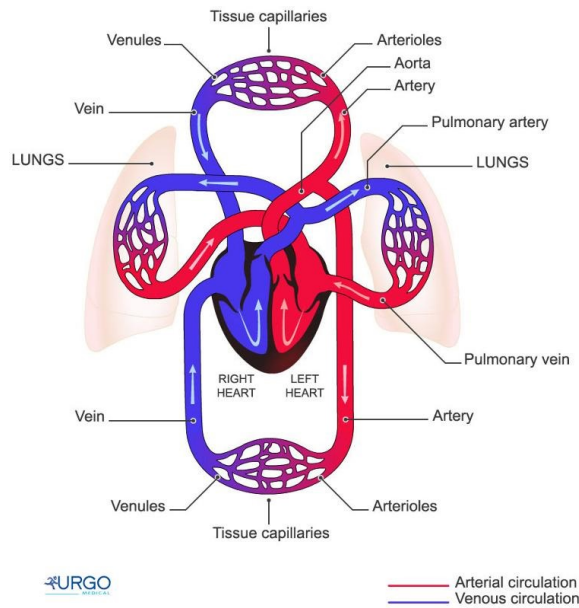


Figura 3: Diagrama de la anatomía y fisiología cardiopulmonar [22].

6.2. Paro cardíaco: Definición

El paro cardíaco es una condición médica grave que ocurre cuando el corazón deja de bombear sangre de manera efectiva, interrumpiendo el suministro de oxígeno a los órganos vitales. Sin una intervención inmediata, la falta de oxígeno puede causar daño cerebral irreversible en menos de cinco minutos y llevar a la muerte [23]. El paro cardíaco se define como el cese súbito e inesperado de la actividad mecánica del corazón, confirmado por la ausencia de pulso palpable, inconsciencia y apnea o respiración agónica. Es crucial diferenciarlo del infarto de miocardio, que es una obstrucción en las arterias coronarias que puede causar daño al músculo cardíaco, pero en el que el corazón sigue latiendo [24].

6.3. Determinantes para la necesidad de reanimación cardiopulmonar

Es necesario que la persona que está encargada de determinar si la víctima necesita RCP tenga un entrenamiento previo para poder determinar si la víctima no responde y su respiración es irregular, llamar a la emergencia y comenzar con la resucitación si así lo cree correcto. El espectador encargado de la víctima con entrenamiento en primeros auxilios se debe de sospechar de paro cardíaco si tiene convulsiones y/o asesorar si la víctima tiene respiraciones irregulares [25].

Es importante identificar la causa de paro cardíaco de la víctima, ya que si es por asfixia el procedimiento es distinto. El reconocimiento es la parte más crucial de todo el procedimiento, ya que si no se reconoce adecuadamente podría dañar más a la víctima que ayudarle. Por ejemplo, lo que podría ser un determinante son las respiraciones lentas y profundas, seguido de un ronquido característico. Este ronquido se origina en el tronco del encéfalo que es la parte del cerebro que puede seguir funcionando luego de un paro cardíaco, incluso luego de que se prive el oxígeno a la víctima. Es importante conocer cómo se escucha este ronquido ya que la respiración agónica puede interpretarse erróneamente como evidencia que no hay circulación y en este caso no es necesario realizar reanimación cardiopulmonar. La respiración agónica podría estar presente en hasta el 40 % de las personas en los primeros minutos luego del paro cardíaco. Si se identifica adecuadamente podría ayudar a la supervivencia de la víctima [25].

El paro cardíaco súbito es una de las principales causas de muerte en América Latina, incluyendo Guatemala. Se estima que entre el 30 % y el 50 % de las personas presentan fibrilación ventricular al momento del colapso. Sin embargo, es probable que muchas personas experimenten fibrilación o taquicardia ventricular rápida inmediatamente después del colapso, pero para cuando el personal médico registra la actividad cardíaca mediante un electrocardiograma, el ritmo ya se ha degradado a asistolia. Esto se evidencia en estudios donde, al utilizar un desfibrilador externo automático (DEA) en el lugar del suceso, la proporción de personas en fibrilación ventricular es tan alta como 76 %. La probabilidad de supervivencia disminuye significativamente una vez que el ritmo se deteriora a asistolia. [26]

El tratamiento recomendado para el paro cardíaco por fibrilación ventricular es la resucitación cardiopulmonar inmediata por parte de los espectadores, y/o utilizar un desfibrilador externo automático, estas dos medidas se deben realizar lo más pronto posible. La mayoría de paros cardíacos de origen no cardíaco tienen causas respiratorias, como el ahogamiento que se da más frecuentemente en niños y la asfixia. Es crítico utilizar ventilaciones de rescate y compresiones torácicas, ya que esto garantiza un mayor éxito [25].

6.4. Principios y práctica de la reanimación cardiopulmonar

6.4.1. Importancia de la reanimación cardiopulmonar

La reanimación cardiopulmonar (RCP) es una intervención crucial en situaciones de paro cardíaco, ya que busca restablecer la circulación sanguínea y la oxigenación de los órganos

vitales, en especial el cerebro y el corazón. Sin intervención inmediata, la falta de oxígeno puede causar daño neurológico irreversible en menos de cinco minutos y, en última instancia, la muerte [27].

El objetivo de la RCP es mantener la perfusión cerebral y coronaria mediante compresiones torácicas y ventilaciones artificiales, favoreciendo así la posibilidad de una recuperación espontánea de la circulación. Estudios han demostrado que la aplicación rápida de RCP por testigos presenciales puede duplicar o triplicar la tasa de supervivencia en comparación con los casos en los que no se administra [27]. Por esta razón, la capacitación en RCP básica y avanzada es una prioridad en la atención médica y comunitaria.

6.4.2. Fundamentos fisiológicos de la reanimación cardiopulmonar

Existe un modelo llamado “Modelo de la bomba cardíaca” este modelo sugiere que las compresiones torácicas son comparables a un masaje cardíaco a pecho abierto, se comprimen los ventrículos y estos logran expulsar la sangre a las arterias. La relajación del miocardio durante la fase de descompresión logra que los ventrículos se llenen de sangre. Para poder comprobar esta teoría indujeron a algunos perros a un paro cardíaco y luego realizaron ecocardiogramas durante la resucitación cardiopulmonar manual. Durante estos experimentos se observó que la válvula aórtica se abre durante la fase de compresión y se cierra cuando se libera la presión en el pecho. Además se puede observar una deformación del ventrículo izquierdo cuando se hace la compresión en el esternón y un cierre de la válvula mitral. Para continuar con las observaciones se realizaron ecocardiogramas transesofágicos a pacientes que sufrieron un paro cardíaco. Se puede ver que el tamaño de la cavidad ventricular disminuye con las compresiones. En consecuencia de esto el corazón funcionaba más que solo un conducto pasivo, esto quiere decir que el modelo de la bomba torácica es real [28].

La caída de presión en el tórax entre impresiones sería responsable de un flujo venoso hacia el ventrículo derecho. Esto sucede en el modelo de la bomba torácica que tiene de inconsistencia el cierre de la válvula mitral observada en las experimentaciones que comprueban el modelo. Aún así se sabe que el fenómeno no es consistente en todos los pacientes que son sometidos a RCP. Se puede aceptar ambos modelos ya que pueden generar el flujo sanguíneo en el cuerpo. Este modelo se describe con las presiones dentro del ventrículo izquierdo, aorta, aurícula derecha y arteria pulmonar las cuales son idénticas a la presión intratorácica por un balón esofágico. Existen maniobras que elevan la presión intratorácica y estas también logran mejorar la presión sistólica aórtica y el flujo carotídeo. La caída de la presión dentro del tórax entre compresiones es la encargada del flujo venoso de la sangre hacia el ventrículo derecho [28].

Uno de los objetivos principales de la resucitación cardiopulmonar es aumentar la diferencia de presión entre la aorta y la aurícula derecha y el flujo de la sangre en el cerebro. Este flujo sanguíneo cerebral podría verse afectado negativamente por la RCP estándar por las olas venosas de alta presión y la depresión del retorno venoso al corazón. En los pulmones durante el intercambio de gases la ventilación con presión intratorácica excesiva podría limitar el retorno venoso y generar una impedancia para la eyección del ventrículo derecho. Esto quiere decir que la modulación de presiones en el tórax y la ventilación adecuada afectan directamente a la hemodinámica durante la reanimación cardiopulmonar [28].

6.4.3. Técnica apropiada para la reanimación cardiopulmonar

Para hacer reanimación cardiopulmonar es importante comprimir fuerte, al menos 5 centímetros de profundidad o 2 pulgadas y rápido, entre 100 a 120 compresiones por minuto, y permitir una expansión torácica completa. Es muy importante reducir lo más posible las interrupciones entre compresiones, además se debe cambiar de compresor cada dos minutos máximo o antes si está cansado. Si no hay un dispositivo de manejo avanzado de la vía aérea se debe considerar una relación de compresión-ventilación debe ser de 30:2, asimismo la ventilación excesiva debe ser evitada [27].



Figura 4: Demostración de resucitación cardiopulmonar [29].

Las mejores respuestas experimentales hemodinámicas se logran cuando las compresiones torácicas se realizan en la parte de la mitad inferior del esternón. Es recomendable enseñar la ubicación adecuada de manera simplificada, colocando el talón de la mano en el centro del pecho con la otra mano encima. Además las compresiones torácicas se administran de mejor manera cuando un solo proveedor de RCP está arrodillado al lado de la víctima (Figura 4), ya que este logra facilitar el movimiento entre las compresiones. Por otro lado, las ventilaciones se deben de administrar con el menor tiempo de interrupción posible, para administrar oxígeno al cerebro en la mayor cantidad posible. Si el paciente se encuentra en un espacio confinado se recomienda hacer las compresiones sobre la cabeza cuando solo es un proveedor de RCP o en posición de montura cuando son dos (Figura 5) [25].



Figura 5: Posición de montura RCP [30].

La fatiga que pueden experimentar los proveedores de RCP, y el miedo a hacer daño con una compresión muy fuerte pueden ser motivos por los cuales no se realicen compresiones de pecho con la profundidad necesaria. Se sabe que después de la guía de 2010 de la American Heart Association la compresión de pecho con rango de profundidad entre 4.5-5.5cm en adultos puede resultar en mejores resultados que en otras profundidades en la compresión de RCP. Una profundidad de 4.6cm está asociada con las mejores probabilidades de supervivencia. También una profundidad de 6cm está asociada con una mayor probabilidad de lastimar al paciente. Se debe apuntar a hacer compresiones no mayor de 5cm y con poca frecuencia en 6cm de profundidad. Se sabe que puede ser difícil estimar la profundidad de las compresiones y se prefiere que sean profundas en vez de que sean superficiales, ya que si son superficiales podrían no ser suficientes para resucitar al paciente [25].

Se recomienda realizar compresiones torácicas a una tasa de 100-120 por minuto. La tasa de compresión torácica se define como la velocidad real a la que se administran las compresiones. Las tasas de más de 140 compresiones por minuto ya que es una tasa muy alta se puede asociar con una disminución en la profundidad, y esto resulta en una resucitación cardiopulmonar de baja calidad. Es importante minimizar las pausas en las compresiones torácicas, asegurando que los proveedores de RCP trabajen de manera eficaz. Las pausas deben de ser menores de 10 segundos ya que están asociadas a mejores resultados. Estas pausas se pueden dar por la administración de respiraciones de rescate, choques, ventilaciones y análisis de ritmo. Por otro lado, un aspecto importante es que la resucitación cardiopulmonar se debe hacer sobre una superficie firme siempre que sea posible. Además durante las compresiones se debe cuidar que el pecho tenga espacio para rebotar luego de hacer cada

compresión, rebotes completos resultan en un mejor retorno venoso hacia el pecho y puede mejorar la efectividad de la RCP. Se debe tener cuidado de que los proveedores de RCO no se apoyen después de cada compresión torácica [25].

6.4.4. Diferencias en la reanimación cardiopulmonar entre adultos, niños, lactantes y neonatos

Más de veinte mil niños y bebés tienen un ataque cardíaco cada año en Estados Unidos. Han mejorado notablemente las reanimaciones pediátricas dentro de los hospitales, pero lamentablemente fuera del hospital los porcentajes de supervivencia de los infantes no ha tenido una mejoría. Las causas de ataque cardíaco en niños son totalmente distintas a las causas en adultos [27]. El RCP en el área pediátrica difiere en un principio en la profundidad en la que se tiene que hacer ya que se sugiere que se compresione al menos un tercio del diámetro anteroposterior del pecho. La frecuencia de las compresiones continúa igual para casos pediátricos y en adultos, estas deben ser de 100 a 120 compresiones por minuto y se debe dejar que el pecho rebote de regreso completamente para permitir un flujo sanguíneo adecuado [27].

En el caso de los neonatos, las técnicas de reanimación cardiopulmonar presentan diferencias importantes debido a la fragilidad y las necesidades fisiológicas únicas de este grupo. La proporción recomendada de compresiones-ventilaciones es de 3:1, ya que la mayoría de los paros cardíacos neonatales tienen causas respiratorias y requieren un mayor enfoque en la ventilación efectiva [27]. Las compresiones deben realizarse con los pulgares o con dos dedos, dependiendo del acceso al tórax, y la profundidad debe ser de aproximadamente un tercio del diámetro anteroposterior del pecho, asegurándose de permitir el retroceso completo para un flujo sanguíneo adecuado. Además, las ventilaciones deben administrarse a una frecuencia de 40 a 60 por minuto para garantizar la oxigenación y perfusión necesarias en los neonatos [27], [31].

El soporte vital básico mejor conocido como “basic life support” es presentado como una serie de eventos secuenciales que se deben llevar a cabo para poder resucitar a la víctima. Normalmente el procedimiento para adultos asume que solo una persona puede hacer todo el trabajo y ya luego muestra cómo se realizaría con varias personas, en cambio para los infantes no se muestra de la misma manera en la guía de la American Heart Association ya que muestra que es un ambiente en el que varios rescatistas están disponibles para auxiliar a la víctima pediátrica. En ambas situaciones se toma en cuenta que es un desafío organizar el equipo de rescatistas para salvar una vida eficientemente [31].

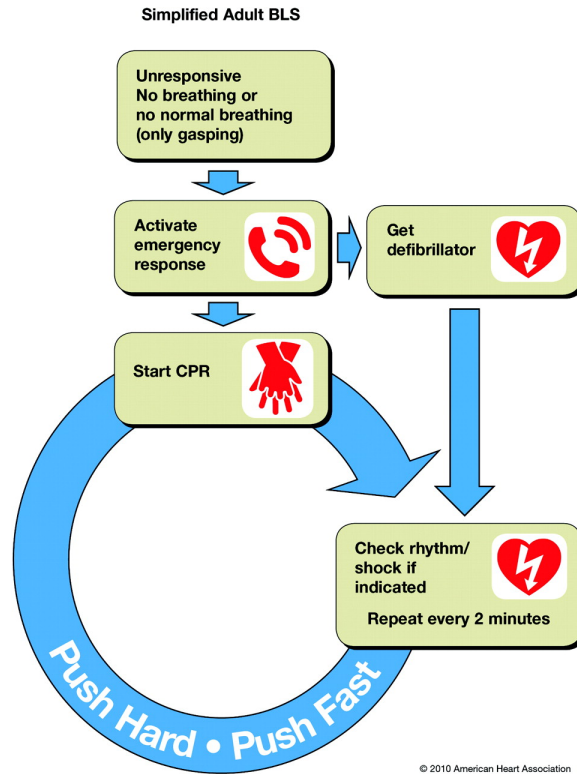


Figura 6: Procedimiento para hacer RCP de alta calidad [32].

Ya sea una víctima adulta o pediátrica asumiendo que hay varios rescatistas, se debe inmediatamente empezar las compresiones por un rescatista, mientras que otro de los ayudantes comienza a preparar las ventilaciones con la bolsa y la mascarilla adecuada según el tamaño. Antes que suceda todo esto es de extrema importancia asignar a una persona (aunque esta no sea rescatista) para llamar a la emergencia (Figura 6). La ventilación es de extrema importancia para los pacientes pediátricos porque en porcentaje la mayoría de personas de un paro cardíaco es por asfixia. Desafortunadamente se pueden retrasar las ventilaciones debido a la preparación de la mascarilla y la bolsa, además de asegurarse que la vía aérea esté despejada [31], [32].

En ambos casos es importante asegurarse de dar una resucitación cardiopulmonar de alta calidad, esto quiere decir que si uno de los rescatistas se cansa debe avisarlo inmediatamente a su equipo para que ese pueda ser relevado y seguir dando compresiones de calidad para darle un mejor porcentaje de supervivencia al paciente. El ritmo de compresiones debe tener como mínimo 100 compresiones por minuto. Además según la edad de las personas se debe asegurar una profundidad adecuada de compresiones según el caso. Para lactantes se recomienda al menos 4 cm de profundidad y en niños al menos 5 cm. Nunca está de más recordar que se debe dejar que el pecho rebote de regreso para permitir el flujo sanguíneo. En adultos las compresiones deben de ser entre 5 cm y 6 cm (Cuadro 1) [31].

Grupo	Frecuencia de compresiones (por minuto)	Proporción compresiones: Ventilaciones	Profundidad de compresiones	Técnica de compresión
Adultos	100-120	30:2	5-6 cm	Dos manos sobre el esternón
Niños	100-120	30:2 (1 rescatista) / 15:2 (2 rescatistas)	Al menos 5 cm	Una mano o dos manos, dependiendo del tamaño
Lactantes	100-120	30:2 (1 rescatista) / 15:2 (2 rescatistas)	Al menos 4 cm	Dos dedos o los pulgares alrededor del tórax
Neonatos	100-120	3:1	Un tercio del diámetro anteroposterior	Pulgares o dos dedos sobre el esternón

Cuadro 1: Diferencias en técnicas de reanimación cardiopulmonar según grupo etario.

6.5. Consecuencias de una práctica inadecuada en la reanimación cardiopulmonar

Como consecuencia de una resucitación cardiopulmonar que no se realiza de manera adecuada pueden resultar huesos fracturados en la víctima. Generalmente estas fracturas se han encontrado en o muy cerca de la línea medioclavicular. Esto quiere decir que han habido fracturas en el esternón, 87.7% de estas lesiones se localizaron en el cuerpo del esternón y el 14.3% en el manubrio. También se puede decir que de 88 casos de mal praxis sólo el 26.1% presentan fracturas costales, la mayoría de estas rupturas se localizan en las costillas superiores. Además el 17.4% son rupturas costales y esternales. Por otro lado, también se han registrado lesiones de tejidos blandos, generalmente se han encontrado del lado izquierdo con un 10.5% de incidencia. Ninguna de las lesiones por RCP resultó letal para las personas. Se puede decir que el 16% de las lesiones se catalogan como suaves, el 48% resultan catalogadas como moderado nivel de lesión y el 35% de los casos se cataloga severo [33].

Las lesiones más frecuentes según las investigaciones son en las estructuras traqueales y fracturas en los huesos costales. Lesiones menos frecuentes incluyen lesiones en la pleura, pericardio, miocardio y otros órganos internos; en esta lista se pueden incluir vasos sanguíneos y estructuras cartilaginosas específicamente en la laringe. Además se han registrado casos que conllevan a daños en los órganos abdominales como el hígado, estómago y en el bazo [34]. Si las personas sobreviven el RCP pueden sufrir secuelas neurológicas severas luego de recibir un retorno sostenido de la circulación espontánea (ROSC) debido a la reanimación cardiopulmonar de mala calidad. Esta mala consecuencia resulta en un aumento de costos médicos y aún más importante disminuye la calidad de vida de los pacientes después de que se les ha dado de alta del hospital [35].

6.6. Reanimación cardiopulmonar automatizada

6.6.1. Dispositivos de reanimación cardiopulmonar automática

LUCAS-2

Desarrollado en Lund University, LUCAS-2 (Lund University Cardiopulmonary Assist System) (LUCAS-2, Physio-Control, Suecia) funciona con un pistón que comprime el pecho de la víctima con SHM (“Simple Harmonic Motion”) con movimientos armónicos simples continuos (Figura 7). La fuerza está motorizada y obtiene su energía de una fuente motorizada eléctrica. La fuerza de reacción del dispositivo está compensada por brazos simétricos. LUCAS-2 tiene un 45 % de probabilidad de fractura de costilla [35].



Figura 7: LUCAS-2 dispositivo automatizado portátil [8].

Thumper

Por otro lado, el modelo de la empresa Michigan Instruments, el Thumper (Thumper, Michigan Instruments, Estados Unidos), al igual que LUCAS-2 (LUCAS-2, Physio-Control, Suecia) utiliza un pistón, pero este funciona con aire comprimado, este aire comprimado puede modificarse por escalas para ajustarse al ritmo de las compresiones y la profundidad necesaria (Figura 8) [35].



Figura 8: Thumper dispositivo automatizado [36].

AutoPulse

Es un dispositivo que fue creado por Revivant, con una banda de distribución de carga y funciona a través de una banda ancha que se ajusta en el pecho de la víctima (Figura 9). La circunferencia del dispositivo puede acortarse y alargarse de manera alternada para poder proporcionar las compresiones torácicas de manera rítmica. Esta solución se encontró que tiene un 39 % de fracturas de costillas observadas con su uso [35].

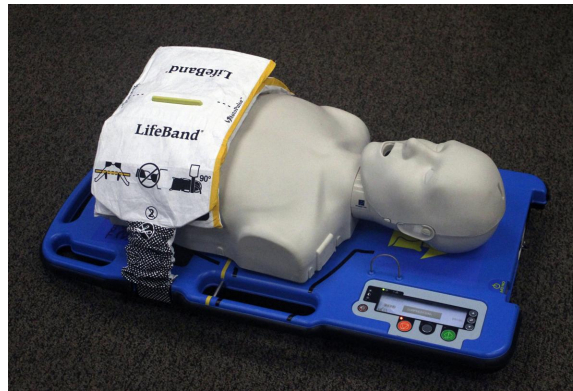


Figura 9: AutoPulse dispositivo automatizado [37].

6.6.2. Similitudes y diferencias de dispositivos automatizados

LUCAS-2, Thumper y AutoPulse (AutoPulse, ZOLL Medical Corporation, Estados Unidos) son dispositivos aprobados por la Administración de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos que tienen un muy buen desempeño en la resucitación cardiopulmonar. Los tres diseños de los dispositivos tienen limitaciones que se traducen en falta de accesibilidad en situaciones clínicas (Cuadro 2). La fuente de energía es uno de los aspectos más importantes ya que si se acaba la energía no es posible que el mecanismo siga funcionando como se espera. LUCAS-2 funciona con una conexión a la energía eléctrica, esto no lo hace tan portátil pero la energía no se acaba. Por otro lado Thumper utiliza gas comprimido, lo que

puede llegar a ser una limitación si no se dispone de una fuente de gas en el lugar de la emergencia, y por último AutoPulse opera también con energía constante eléctrica [35].

Con respecto a la profundidad y frecuencia de las compresiones, el que tiene mayor profundidad es Thumper con hasta 8 cm de profundidad. En frecuencia de compresiones Thumper y LUCAS-2 tienen el rendimiento muy similar al hablar de 100 compresiones por minuto, aunque Thumper si tiene un margen de error de 6 compresiones. Autopulse es el menos exacto porque su frecuencia de de masomenos 80 compresiones por minuto, y el diámetro se comprime un 20 % ya que es una banda, y funciona de esta manera comprimiendo la banda alrededor del tórax de la víctima, este en ese sentido es un poco distinto a los otros dos mecanismos automatizados [35].

Los tres dispositivos están configurados para utilizarse únicamente en adultos. Esto quiere decir que los dispositivos no se pueden usar en menores ni en mujeres embarazadas. Para utilizar LUCAS-2 tiene una limitación de peso torácico de menos de 45kg por la tabla donde se coloca el cuerpo del paciente, mientras que los otros dos candidatos no tienen esta limitación [35].

Con respecto al almacenamiento y portabilidad de los dispositivos, el AutoPulse es el que requiere menos espacio de almacenamiento por sus medidas, aunque es el dispositivo más pesado de los tres. Ahora LUCAS-2 es el dispositivo más compacto y fácil de transportar por su versatilidad [35].

Elemento	LUCAS-2	Thumper	AutoPulse
Mecanismo	Pistón	Pistón	Banda de carga
Tamaño (cm)	57 x 52 x 54	48 x 56 x 23	83 x 45 x 8
Peso (kg)	7.8	8.6	9.3
Fuente de energía	Eléctrico	Gas comprimido	Eléctrico
APD (cm)	17-30	N/A	N/A
Peso torácico	< 45	Sin limitación	Sin limitación
Profundidad de compresión (cm)	5.3 ± 0.2	0-8	20 % de AP
Frecuencia de compresión (compresiones por minuto)	100	100 ± 6	80 ± 5
Tiempo de configuración (segundos)	20-40	N/A	N/A
Pacientes	Solo adultos	Solo adultos	Solo adultos

Cuadro 2: Comparación de dispositivos automáticos [35].

6.6.3. Riesgos de utilizar dispositivos automatizados para la reanimación cardiopulmonar

Los dispositivos de RCP automatizado actuales no se pueden utilizar en mujeres embarazadas ni en bebés, porque existen largos tiempos de reconfiguración para poder utilizarlos lo que resulta en una interrupción de la RCP y pueden causar isquemia cerebral en los pacientes. Este padecimiento se puede dar cuando un paciente se encuentra en una posición tal en que su corazón no logra recibir una compresión optimizada. El tiempo para reconfigurar necesita la interrupción de la RCP, lo que puede prolongar el tiempo de isquemia cerebral y también puede aumentar la probabilidad de resultados negativos. Al utilizar LUCAS-2 o Trumper, el reanimador podría mover al paciente si así lo desea pero el dispositivo no lo puede desplazar debido a limitaciones en la arquitectura mecánica de los dispositivos. Al utilizar AutoPulse, se puede mover al paciente pero se debe aflojar y reajustar la banda. Es importante destacar que mover a un paciente requiere tiempo y puede aumentar la demanda de mano de obra, cosa que en situaciones críticas no es recomendable [35].

Los dispositivos que pueden realizar RCP automatizado en adultos no pueden funcionar en ángulos inclinados, sino que sólo en superficies planas. No se han probado en mujeres embarazadas porque idealmente para realizarles RCP se debe inclinar el cuerpo 30 grados hacia el lado izquierdo, ya que esto facilita el retorno de la sangre y podría prevenir el síndrome de la vena cava inferior en mujeres embarazadas que sufren de un paro cardíaco. Para utilizarlo en lactantes tampoco es factible por la profundidad de compresión y tamaño del pistón ya que estos parámetros no se pueden modificar para poder utilizar los dispositivos en bebés [35].

6.6.4. Beneficios de utilizar dispositivos automatizados para la reanimación cardiopulmonar

La reanimación cardiopulmonar de alta calidad es tradicionalmente la herramienta más utilizada para resucitar a las personas que lo requieran. Los problemas que se pueden presentar por la resucitación por humanos se puede disminuir al utilizar máquinas mecánicas que realicen este trabajo. Puede reducir la falla en profundidad de compresiones torácicas, además de una frecuencia insuficiente por parte de un reanimador calificado. Aún la resucitación cardiopulmonar de la mayor calidad posible realizada por un resucitador calificado provee solo entre el 20-30 % del gasto cardíaco habitual, lo que puede reducir de gran manera la tasa de retorno de pulso palpable, además que podría provocar resultados neurológicos negativos. Las máquinas de resucitación automáticas tienen ventajas sobre la resucitación manual ya que estas tienen la capacidad de proporcionar una frecuencia y profundidad de compresión muy estables en todo momento, durante un período prolongado. Se ha demostrado que la resucitación automatizada tiene la ventaja de que la resucitación cardiopulmonar es más larga en entornos de reanimación críticos. Además se sabe que con la máquina automatizada podrían realizarse compresiones torácicas en situaciones en que no sería posible o sería difícil si fuera una persona [35].

7.1. Determinación de parámetros

7.1.1. Medición de fuerza

Se emplea un enfoque experimental cuantitativo con el objetivo de determinar la fuerza necesaria para comprimir el pecho de un lactante durante la reanimación cardiopulmonar. Para ello, se utiliza un dinamómetro de mano Biopac SS25LB (BIOPAC Systems, Goleta, California, Estados Unidos), dispositivo que permite medir con precisión las fuerzas aplicadas. El procedimiento inicia con la calibración del dinamómetro mediante el software de Biopac (Figura 10). El dinamómetro se coloca sobre el esternón de un maniquí de lactante diseñado para simulación médica “Little Baby QCPR” (Laerdal, Stavanger, Noruega).

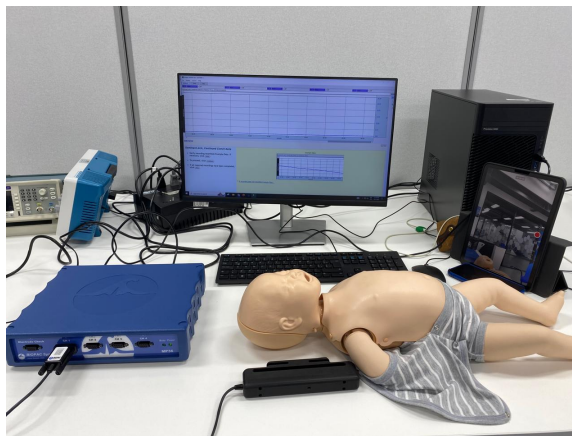


Figura 10: Experimentación y calibración para encontrar fuerza.

Durante el experimento, se aplican compresiones torácicas manuales con una frecuencia de al menos 110 compresiones por minuto al maniquí, mientras el dinamómetro registra la fuerza ejercida en cada compresión. Además, el maniquí cuenta con un módulo Bluetooth, lo que permite que los datos de profundidad de compresión se transmitan en tiempo real a la aplicación móvil, proporcionando una visualización instantánea de la fuerza aplicada y permitiendo realizar ajustes inmediatos si es necesario. La aplicación utilizada es “QCPR Mobile App” (Laerdal, Stavanger, Noruega), compatible con los dispositivos mencionados y que ofrece herramientas para el monitoreo y registro detallado de los datos (Figura 11). Esta aplicación indica cuántas compresiones por minuto se realizan en la sesión, además de la posición de la mano y la media de profundidad.

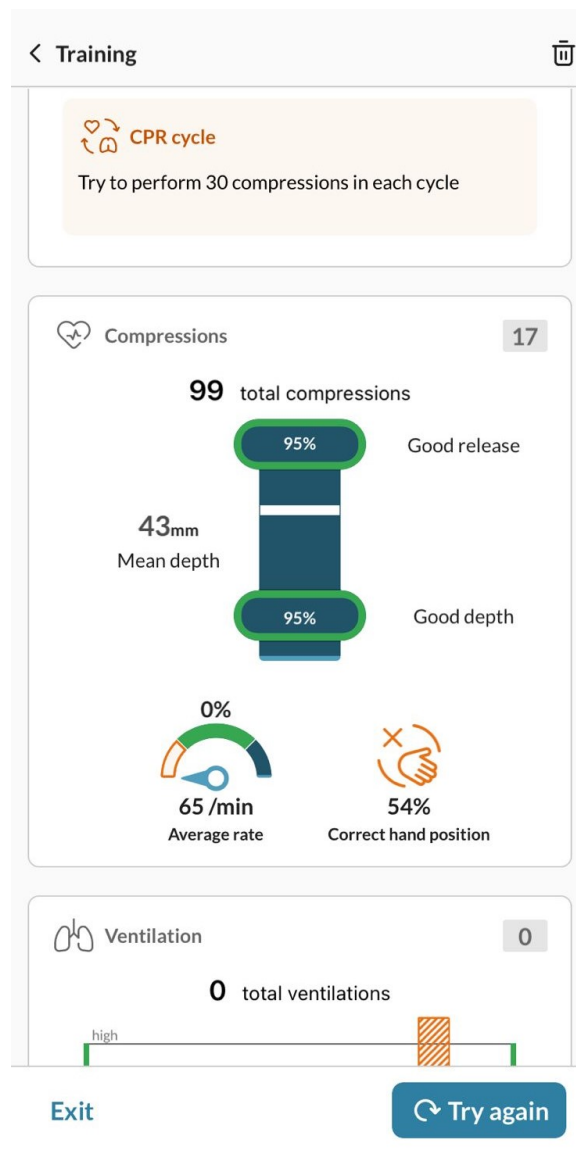


Figura 11: Ilustración de aplicación móvil de monitoreo QRCP Laerdal.

7.1.2. Medición de pecho

Para determinar la profundidad del pecho de los lactantes, se realiza un censo con bebés de entre 3 y 12 meses de edad. La medición se lleva a cabo colocando al lactante en posición supina sobre una superficie plana y utilizando una regla o metro en posición vertical para registrar la altura del pecho (Figura 12). Estas mediciones son realizadas por un pediatra en el “Hospital General de Accidentes Ceibal” en la zona 9 de la ciudad de Guatemala.

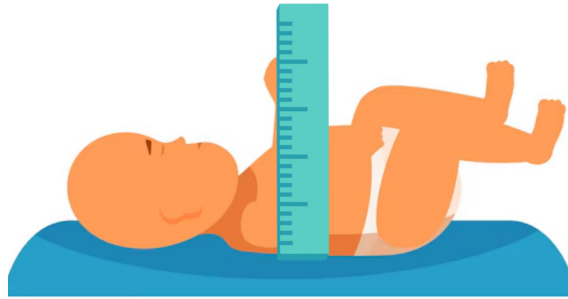


Figura 12: Ilustración de toma de medición altura de pecho en lactantes [38].

7.2. Definición de modelo

7.2.1. Prototipo manivela-corredera

Se diseña un mecanismo de manivela-corredera para convertir movimiento circular en movimiento lineal. Este mecanismo permite generar compresiones rítmicas y controladas sobre el pecho de un lactante.

El mecanismo consta de una manivela (barra 2 en la Figura 13) que, al girar, desplaza la corredera (elemento 3) de manera lineal. El punto de pivote de la manivela (punto B) es el lugar donde se coloca el actuador, y la longitud de la corredera se calcula para asegurar que la profundidad de compresión se mantenga dentro de los valores recomendados por las guías internacionales (alrededor de 4 cm, que corresponde a un tercio del diámetro torácico del lactante).

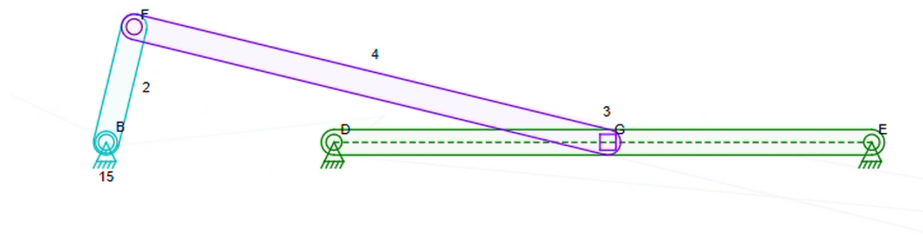


Figura 13: Mecanismo manivela corredera.

7.2.2. Prototipo leva

Se diseña un mecanismo basado en una leva que, al girar con una velocidad angular (ω_{leva}), genera un movimiento lineal en el seguidor situado en la parte superior (Figura 14). A medida que la leva gira, su contorno empuja al seguidor, produciendo un desplazamiento lineal hacia arriba y hacia abajo, como se indica con $V_{seguidor}$.

Inicialmente, se contempla la incorporación de un resorte para mantener el contacto constante entre la leva y el seguidor. Sin embargo, se determina que su presencia aumenta la resistencia del sistema, requiriendo una mayor fuerza para alcanzar la velocidad de 120 rpm. Debido a esta limitación, en la versión final del diseño se prescinde del resorte y se optimiza el sistema para garantizar el contacto continuo entre la leva y un seguidor de cara plana.

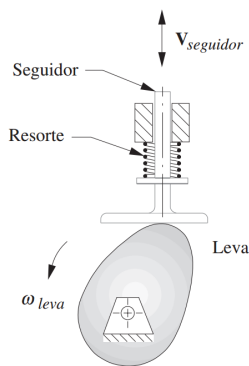


Figura 14: Mecanismo leva 39.

7.2.3. Actuador

Para accionar el mecanismo, se utiliza un barreno como actuador (Figura 15), configurado para operar a aproximadamente 120 rpm, que es la frecuencia recomendada para

compresiones en maniobras de reanimación en lactantes.



Figura 15: Barreno marca Duropro como actuador 40.

7.3. Modelado 3D

7.3.1. Diseño de manivela-corredera

El diseño del mecanismo manivela-corredera se realizó utilizando el software *Linkage* (Linkage, Estados Unidos). En la sección *selection*, se seleccionaron los componentes a trabajar mediante la opción *select all* o *select elements*. Se establecieron los puntos fijos B y D como anclajes inmóviles, asegurando su configuración como pivotes fijos. Posteriormente, en la sección *modify*, se utilizó la herramienta *add* para dibujar el eslabón 2 entre el punto fijo B y el punto móvil F.

El punto B fue configurado como un pivote fijo mediante la herramienta *fasten*, mientras que el punto F se definió como un pivote móvil. A continuación, se añadió el eslabón 3 conectando el punto F del eslabón 2 con el punto fijo D mediante la herramienta *connect*, asegurando la correcta unión. Finalmente, el eslabón 4 se dibujó desde el punto F hasta el punto E, configurando E como otro punto de apoyo fijo.

En la sección *properties*, el eslabón 2 se definió como la entrada del sistema, configurando el tipo de movimiento (rotatorio o lineal) y ajustando la velocidad o frecuencia para la simulación. La herramienta *properties* permitió revisar y configurar las restricciones de cada pivote, asegurando que los puntos fijos y móviles se comportaran según lo esperado.

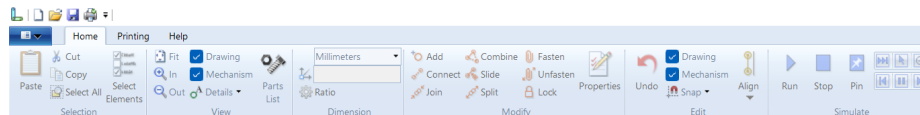


Figura 16: Cinta de opciones para diseñar mecanismos en Linkage.

7.3.2. Diseño de leva

Para diseñar la leva, se tomaron en cuenta los parámetros establecidos en la sección 7.1, específicamente la altura del pecho de los lactantes. Se determinó que era necesario diseñar

dos levas: una para comprimir el pecho del lactante 4 cm y otra para comprimir 2 cm, debido a la variabilidad en el tamaño de los bebés durante sus primeros meses de vida.

El diseño de la leva se realizó en *Autodesk Inventor* (Autodesk, San Francisco, California, Estados Unidos), utilizando una herramienta de diseño específica dentro del módulo de ensamblaje. Para acceder a esta herramienta, se creó un nuevo ensamblaje y, en la pestaña de diseño, se seleccionó la opción *disc cam* dentro de la sección *power transmission*. Esta herramienta permitió configurar parámetros específicos para la leva y otros componentes.

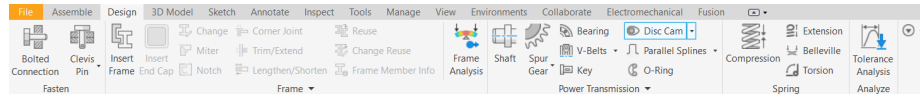


Figura 17: Cinta de opciones de *Autodesk Inventor* 2024.

7.4. Generador de componentes de leva de disco

En la sección *cam* (leva), se seleccionó una cara de tipo *cylindrical face*, ya que proporciona una configuración robusta y adecuada para movimientos suaves y repetitivos. El radio base (r_0) se estableció en 25 mm para garantizar un perfil estable y una distribución uniforme de la fuerza sobre el seguidor. El ancho de la leva (b_0) se ajustó según las necesidades de resistencia mecánica, asegurando un contacto seguro con el seguidor sin comprometer la integridad estructural del sistema.

Para el seguidor (*follower*), se definió un radio de rodillo (r_r) de 12 mm, garantizando un contacto amplio con la superficie de la leva y reduciendo el desgaste por fricción. Se estableció una excentricidad (e) de 0 mm, asegurando que el seguidor permaneciera alineado con el eje de la leva, lo que minimiza la posibilidad de desajustes durante el funcionamiento.

En la configuración del *actual segment*, se dividió el perfil de la leva en segmentos para personalizar el movimiento del sistema. Se seleccionó una función de movimiento de tipo *harmonic* (sinusoidal), proporcionando un desplazamiento continuo y reduciendo impactos en el seguidor. La posición final del movimiento se estableció en 90 grados, permitiendo un ciclo adecuado sin exigir giros excesivos.

La velocidad angular (*Speed*) se configuró en 120 revoluciones por minuto (120 rpm), simulando la frecuencia recomendada para compresiones en RCP pediátrica. La carga sobre el seguidor se definió en 110 N ($F = 110 \text{ N}$), con un peso acelerado de 8 kg ($m = 8 \text{ kg}$). Estos valores fueron seleccionados para reflejar condiciones reales y evaluar el desempeño del mecanismo.

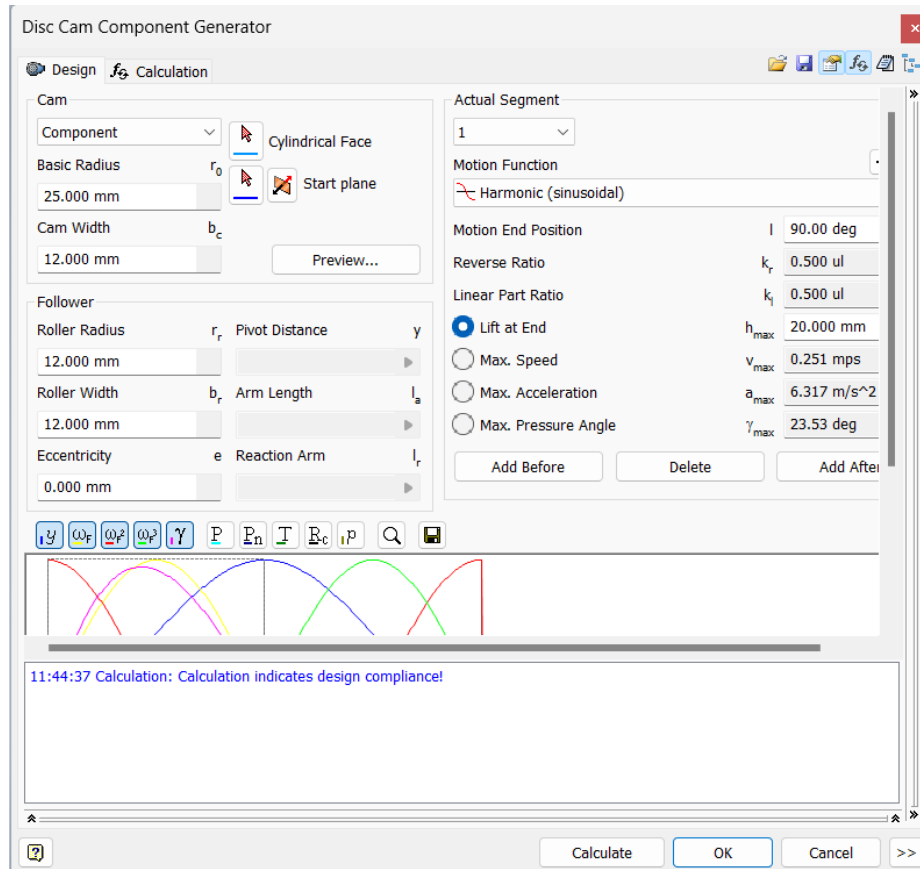


Figura 18: Diseño de leva en la pestaña de diseño.

En la pestaña de cálculos, se definieron los materiales de la leva y el seguidor con propiedades mecánicas adecuadas. La leva se configuró con una presión admisible de 60 MPa, un módulo de elasticidad de 3500 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.33, valores característicos de materiales plásticos como el PLA. Por otro lado, el seguidor se diseñó con una presión admisible de 50 MPa, un módulo de elasticidad de 11000 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.40, representativo de maderas duras como el roble.

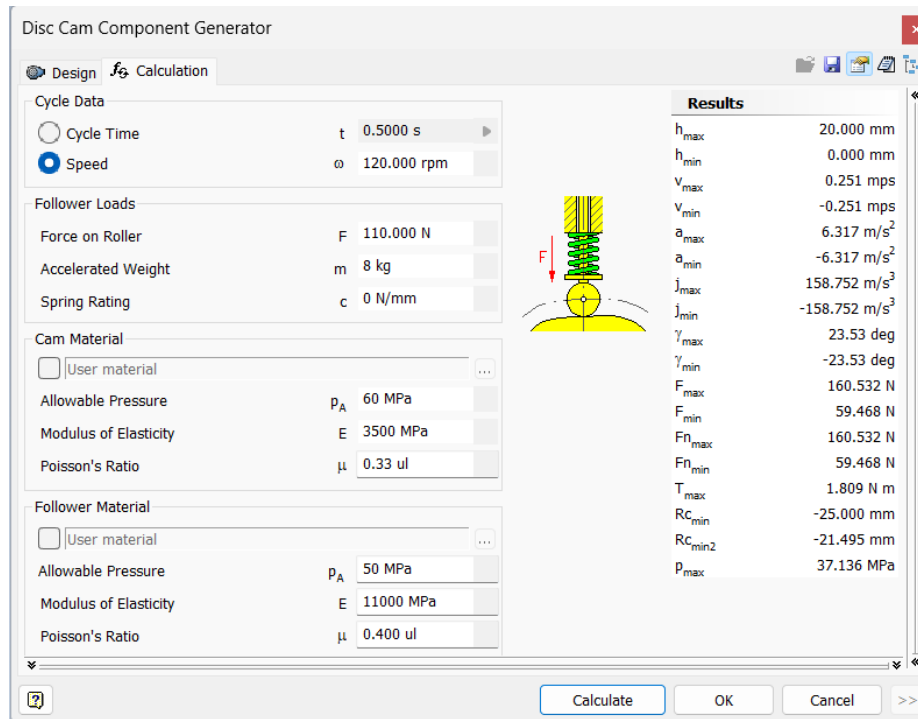


Figura 19: Diseño de leva en la pestaña de cálculos.

7.5. Diseño de la carcasa

La carcasa de la máquina es diseñada considerando las dimensiones y necesidades específicas para su uso con lactantes entre 2 y 12 meses de edad. Este diseño es desarrollado en el software *Autodesk Inventor*, lo que permite una modelación precisa de la estructura con los parámetros y medidas adecuadas para este rango de edad. La carcasa es configurada con dimensiones basadas en medidas promedio de lactantes en ese grupo, con el objetivo de proporcionar un espacio seguro y adecuado para la reanimación cardiopulmonar (RCP).

El diseño del prototipo se estructura para su fabricación mediante corte láser, por lo que todas las piezas son modeladas en *Autodesk Inventor*, considerando las limitaciones de grosor y los detalles necesarios para su precisión en el corte. Para el material del prototipo, se selecciona madera de 6 mm de espesor, ya que ofrece una estructura robusta y resistente ante las presiones aplicadas durante la RCP. Además, el uso de madera permite que el prototipo tenga suficiente resistencia sin deformarse, facilitando su ensamblaje mediante técnicas de fabricación digital.

7.6. Fabricación del prototipo

7.6.1. Materiales

El modelo se realiza en dos planchas de MDF con grosor de 6 mm. Otras partes de soporte son elaboradas con retazos de MDF de 3 mm de grosor. Las levas se imprimen en 3D utilizando una impresora *Ultimaker 3* (Ultimaker, Utrecht, Países Bajos), con ácido poliláctico (PLA) y un relleno del 20% en el primer modelo y del 50% en el segundo modelo, como se muestra en la Figura 20.

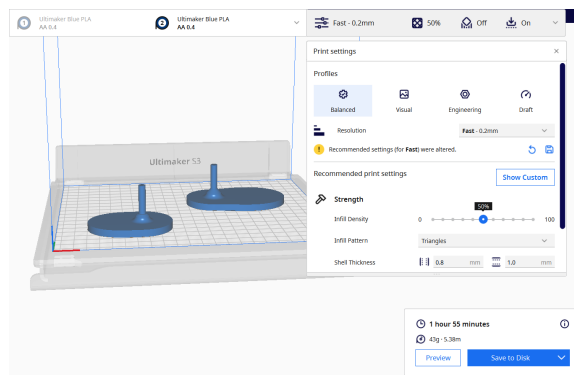


Figura 20: Parámetros de impresión 3D para el tercer prototipo de leva.

7.6.2. Impresión de levas

Se desarrollan tres prototipos de levas con distintos métodos de fabricación y configuraciones estructurales. Cada prototipo es diseñado con el objetivo de evaluar su resistencia y funcionalidad dentro del sistema.

Primer prototipo de leva

El primer prototipo se fabrica con una cortadora láser, uniéndolo posteriormente a un perno en forma de L mediante la aplicación de silicona como adhesivo.

Segundo prototipo de leva

En el segundo prototipo, se utiliza impresión 3D en ácido poliláctico (PLA) con un relleno del 20%. Se emplea un eje de giro de 3 mm de diámetro, como se aprecia en la Figura 21 (A) y (B).

Tercer prototipo de leva

El tercer prototipo es optimizado mediante impresión 3D en PLA con un relleno del 50 %, incrementando la densidad y rigidez de la pieza. Además, el diámetro del eje de giro se aumenta a 6 mm para proporcionar mayor resistencia estructural. En la Figura 21 (C) y (D) se ilustran las dimensiones de cada leva.

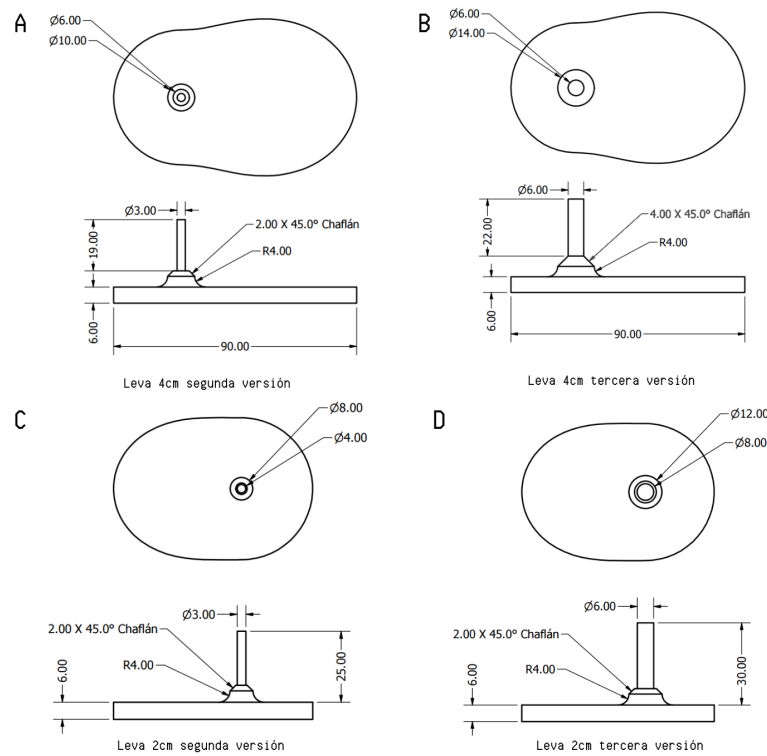


Figura 21: Diseño de levas: (A) Leva de 4 cm segunda versión, (B) Leva de 4 cm tercera versión, (C) Leva de 2 cm segunda versión, (D) Leva de 2 cm tercera versión.

7.6.3. Corte láser para la carcasa

Para la preparación de las piezas de la carcasa, se diseñan los componentes en *Autodesk Inventor*. Una vez generados los modelos tridimensionales, se crean los planos en 2D con contornos rojos, como se aprecia en la Figura 22.

Los planos 2D se exportan en formato DXF para su compatibilidad con la cortadora láser. Este proceso asegura que el diseño se adapte correctamente a las especificaciones de la máquina.

Las piezas de MDF se cortan con una cortadora láser *PLS 4.75* (Universal Laser Systems, Scottsdale, Arizona, Estados Unidos). Posteriormente, las piezas se ensamblan utilizando pegamento para madera "*Pégalo*" (Pegamex, Ciudad de México, México) y se refuerzan con clavos de 8 mm.

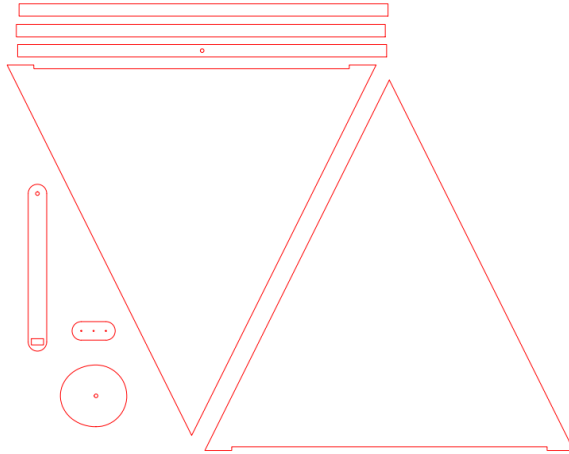


Figura 22: Planos para corte láser.

7.6.4. Primer prototipo de carcasa

Como parte del primer prototipo de la carcasa, se colocan resortes en la base para recibir la barra horizontal, la cual se mueve verticalmente impulsada por la leva, como se observa en la Figura 23. Esta configuración busca amortiguar el impacto y limitar la compresión en el mecanismo.



Figura 23: Colocación de resortes como medida de seguridad.

8.1. Relación entre profundidad del tórax y meses de vida de lactantes

La evolución de la profundidad del tórax de los lactantes en función de su edad en meses (Figura 24). Los datos indican que las mediciones varían entre los 6 y 14 centímetros entre los primeros tres meses a el primer año de vida. A partir de los tres meses, se detecta una dispersión en las medidas, con profundidades de 6 a 9 centímetros. Conforme los bebés alcanzan los cinco meses, la mayoría de las mediciones se concentran entre los 7 y 9 centímetros. A los nueve meses, se registra una estabilización en las mediciones en torno a los 10 centímetros, con un aumento progresivo hasta los 13 y 14 centímetros entre los 10 y 11 meses. Este comportamiento sugiere un patrón de crecimiento en la profundidad del tórax, con una tendencia más pronunciada hacia el final del período analizado.

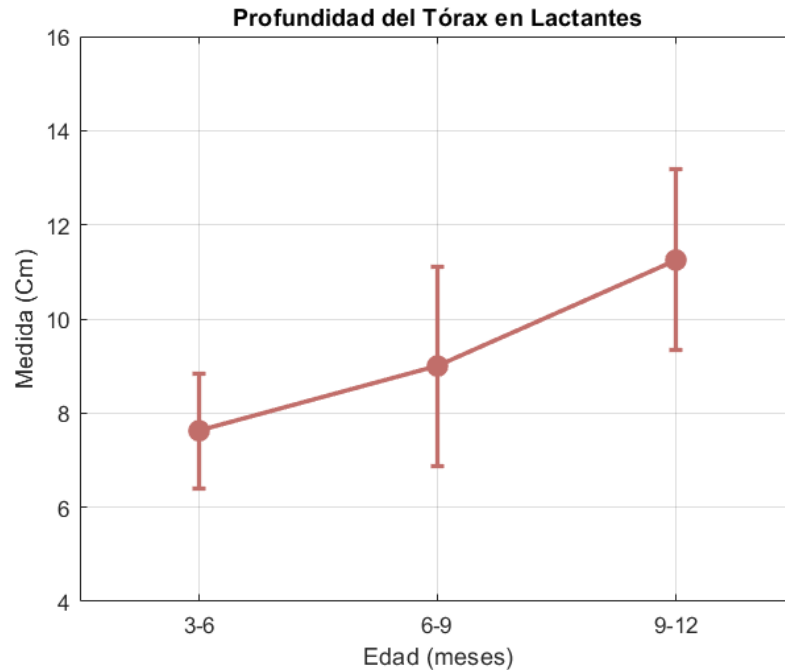


Figura 24: Evolución de la profundidad del tórax en lactantes entre los tres meses y primer año de vida.

Con el objetivo de ilustrar la medida de profundidad de pecho de los lactantes se presenta una comparación entre la medida calculada de la profundidad del tórax y la medida tomada durante el estudio en los lactantes. En el Cuadro 3 se puede observar la medida calculada, que se obtiene a partir de las guías generales de compresión torácica, es de 12 cm. Por otro lado, la medida real tomada en los sujetos de estudio de lactantes en Guatemala mostró un promedio de 9,35 cm, lo que representa una diferencia notable respecto a la medida calculada. La desviación estándar de las mediciones tomadas fue de 2,43 cm, lo que indica una variabilidad importante en la profundidad del tórax entre los distintos lactantes evaluados.

Profundidad del tórax	Valor (cm)
Cálculo de teoría	12
Medición física	9,35
Desviación estándar de medición física	2,43

Cuadro 3: Comparación de medidas calculadas y tomadas con su desviación estándar.

8.2. Fuerza

La fuerza máxima de compresión fue registrada en diferentes intervalos de tiempo y representada en la Figura 25 junto con sus respectivas barras de error. En cada intervalo, los valores medios de la fuerza fueron calculados y graficados, permitiendo observar la variabilidad de los datos a lo largo del tiempo. La fuerza máxima se mantuvo dentro de un rango

aproximado de 7 a 9 kg, sin que se identificara una tendencia clara de aumento o disminución a medida que transcurría el tiempo. Además, la dispersión de los datos fue indicada mediante las barras de error, las cuales fueron utilizadas para representar la variabilidad de las mediciones en cada intervalo.

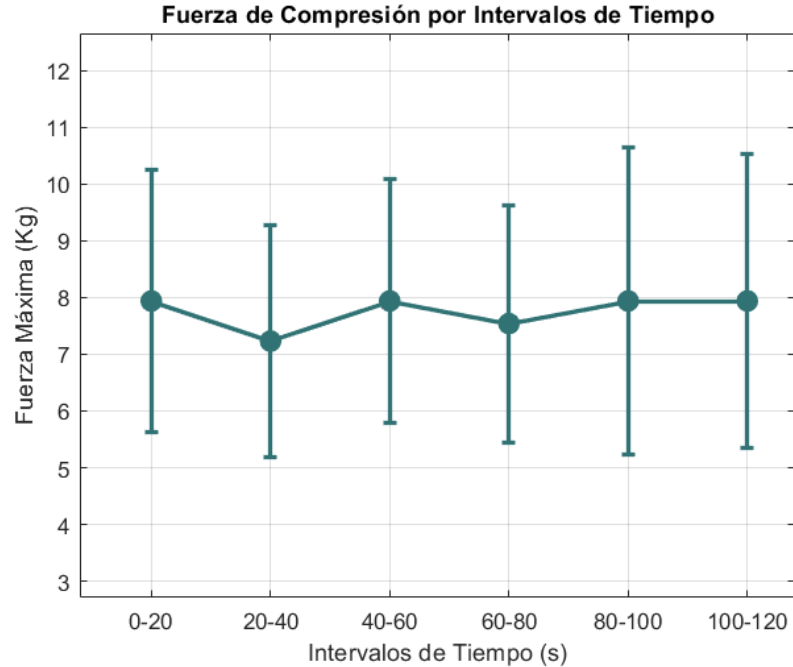


Figura 25: Fuerza de compresión de pecho de lactantes vs número de muestras

8.2.1. Ensamblaje inventor

Se hizo un modelo de una máquina para realizar compresiones de reanimación cardiopulmonar (RCP) en Autodesk inventor. La estructura (Figura 26) está compuesta por una base plana y dos paneles triangulares en rojo que sirven de soporte. En el centro, una leva se encuentra posicionada para empujar una barra horizontal (en gris) hacia abajo, simulando el movimiento de compresión necesario para el RCP. La disposición de la leva y la barra impulsa a un mecanismo donde la rotación de la leva genera la fuerza descendente sobre la barra, que sería el componente encargado de realizar las compresiones en el pecho del lactante, o en su defecto el bebé de prueba.

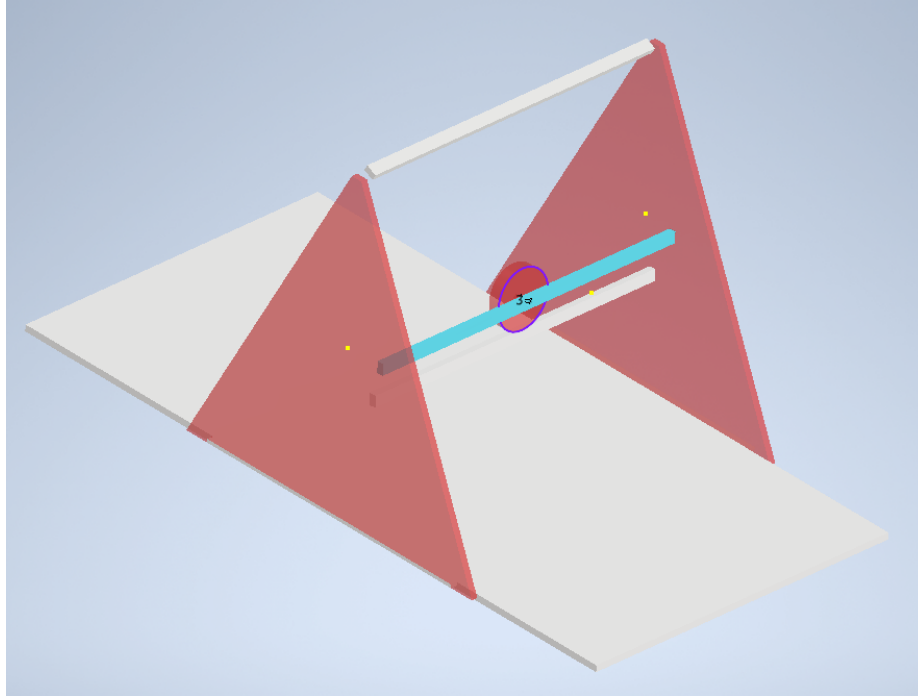


Figura 26: Ensamblaje de piezas en inventor

8.2.2. Ensamblaje físico

Se ensambló un prototipo fabricado de la máquina para realizar compresiones de reanimación cardiopulmonar (RCP) en bebés. El dispositivo está compuesto principalmente por una estructura triangular hecha de madera. Dentro de la estructura se encuentra un maniquí de un bebé en posición horizontal, simulando un paciente lactante.

En la primera vista (frontal) (Figura 27), una persona está utilizando un resucitador manual (Ambú) para simular la ventilación, mientras el bebé permanece debajo de una barra horizontal que forma parte del mecanismo pero es movable. Esta barra es el componente que aplica las compresiones al pecho del bebé.

En la segunda vista (derecha)(Figura 27), se observa la máquina desde arriba. El maniquí está alineado debajo de la barra, que está diseñada para moverse hacia abajo cuando se activa, ejerciendo presión en el lugar indicado para realizar compresiones torácicas. La estructura triangular asegura la estabilidad del dispositivo, mientras que el diseño permite un acceso claro al lactante.



Vista frontal

Vista superior

Figura 27: Ensamblaje de piezas en inventor

8.2.3. Análisis del sistema y mejoras

Se muestra un diseño mejorado de una máquina para realizar compresiones de reanimación cardiopulmonar (RCP) en bebés, con diversas actualizaciones que mejoran su funcionalidad y seguridad. El sistema nuevo (Figura 28) incluye resortes que actúan como amortiguadores para garantizar un movimiento controlado de la barra que hace compresiones sobre el pecho del lactante proporcionando mayor seguridad durante las compresiones. Además, la estructura incorpora un espacio dedicado para alojar el circuito y el controlador, lo que sugiere un funcionamiento automatizado para gestionar las compresiones de manera consistente. Para garantizar la ergonomía y efectividad, el diseño incluye una campana especialmente diseñada para aplicar las compresiones directamente sobre el pecho del bebé, distribuyendo la fuerza de manera uniforme y precisa. También se han añadido carriles lineales en los laterales que mantienen la barra que sube y baja perfectamente alineada, evitando movimientos imprecisos o deslizamientos. La estructura en general mantiene su estabilidad gracias a los paneles triangulares de soporte, mientras que los refuerzos adicionales aseguran un rendimiento robusto y confiable.

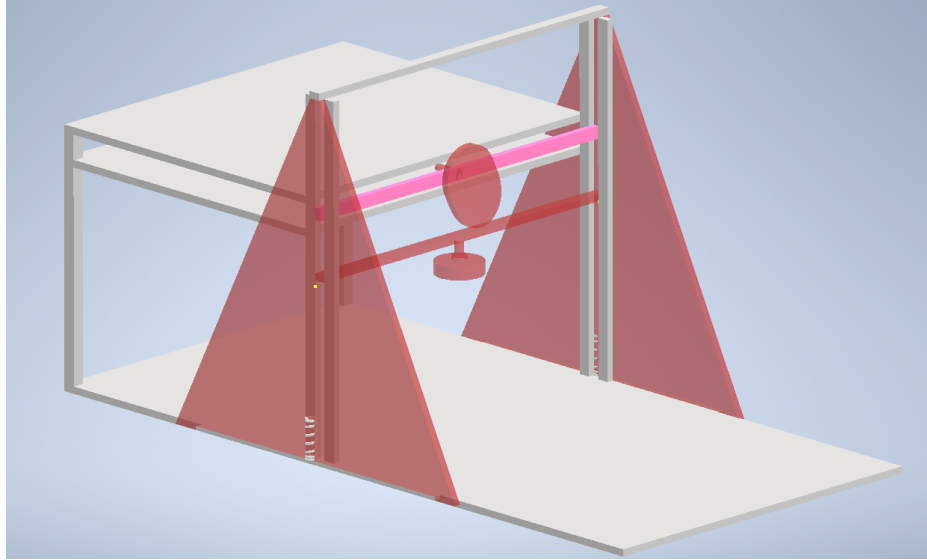


Figura 28: Ensamblaje de piezas en inventor

Para la determinación de parámetros necesarios para diseñar la máquina adecuadamente se tuvieron que hacer dos pruebas: medir a lactantes entre los 2 y 12 meses de edad en el área del tórax y pruebas de fuerza a los lactantes de simulación. Los datos indican un incremento en la profundidad del tórax a medida que los lactantes crecen. A los 3-6 meses, la profundidad promedio es de aproximadamente 7 cm; a los 6-9 meses, la profundidad aumenta a 9 cm; y en el rango de 9-12 meses, alcanza los 12 cm. Esta progresión lineal sugiere que el crecimiento del tórax en los lactantes es consistente a lo largo de los primeros meses de vida, lo cual es esperado dado el desarrollo rápido en esta etapa [41].

Guatemala tiene una de las estaturas promedio más bajas del mundo. La altura promedio de los adultos guatemaltecos es significativamente menor que la de países como Noruega, donde la estatura promedio es considerablemente más alta. En Guatemala, la estatura promedio para los hombres es de aproximadamente 163 cm y para las mujeres es de 150 cm, mientras que en Noruega la estatura promedio de los hombres es de alrededor de 179 cm y para las mujeres es de 165 cm [42]. Esta diferencia en estatura promedio refleja factores genéticos, de nutrición y de salud que pueden influir en el crecimiento de la población en diferentes regiones. En el caso de Noruega, donde se desarrolló el "Little Baby QCPR" (Laerdal, Stavanger, Noruega) para entrenamiento médico en reanimación y otros procedimientos clínicos, el diseño probablemente esté adaptado a las características físicas de los bebés noruegos, quienes pueden ser proporcionalmente más grandes que los bebés guatemaltecos en términos de peso y estatura.

Este resultado sugiere que, aunque las guías de reanimación cardiopulmonar (RCP) en lactantes establecen una profundidad de compresión basada en estimaciones generales, las características anatómicas individuales pueden variar considerablemente. Esto muestra la importancia de realizar mediciones específicas de profundidad según el país de diseño, especialmente para RCP, donde una profundidad de compresión precisa puede ser crucial para la eficacia del procedimiento. Así, los hallazgos (Figura 24) respaldan la necesidad

de adaptar las recomendaciones de compresión de acuerdo con la anatomía particular de cada lactante, en lugar de aplicar una guía única para todos, mejorando potencialmente los resultados clínicos en emergencias [43].

La segunda prueba permitió analizar la variación de la fuerza de compresión en función del tiempo (Figura 25). En este caso, las compresiones fueron aplicadas manualmente sobre el tórax del maniquí neonatal, registrando fuerzas máximas que oscilaron entre aproximadamente 6 y 9 kg en intervalos regulares. La variabilidad observada sugiere inconsistencias en la aplicación de fuerza, posiblemente debido a la fatiga del operador o a diferencias en la técnica utilizada a lo largo del ensayo. Además, los márgenes de error reflejan una dispersión significativa en los datos, lo que indica que la presión ejercida no fue uniforme en todo el periodo evaluado. Estos resultados proporcionan un punto de referencia para comparar con el desempeño del prototipo automatizado y resaltar la importancia de mejorar la estabilidad y precisión del mecanismo en futuras versiones. [41], [43].

La variabilidad observada en la fuerza sugiere fluctuaciones en la técnica de compresión, lo cual es común en ejercicios manuales. Estas variaciones pueden afectar la efectividad de la RCP, ya que la calidad de la compresión influye directamente en los resultados clínicos, especialmente en lactantes y niños [44]. La gráfica destaca la importancia de mantener una fuerza constante para optimizar la eficacia de los procedimientos de RCP, respaldando la recomendación de estudios que sugieren el uso de dispositivos de compresión automática para mejorar la consistencia [45].

En el desarrollo de dispositivos para la reanimación cardiopulmonar (RCP) en lactantes, es fundamental garantizar que las compresiones torácicas sean efectivas y seguras. El modelo inicial diseñado en Autodesk Inventor presentaba una barra como elemento compresor. Sin embargo, se identificaron varios problemas asociados con este diseño. Primero, la barra aplicaba presión de manera no uniforme sobre el tórax del lactante, lo que podía provocar compresiones ineficaces y aumentar el riesgo de lesiones en los pulmones. Según las guías de la American Heart Association, las compresiones torácicas deben realizarse en el centro del pecho, evitando la aplicación de fuerza en las costillas o el abdomen, para minimizar el riesgo de lesiones internas [24].

Para abordar estos problemas, se rediseñó el dispositivo incorporando un disco circular (Figura 26) como elemento compresor. Este disco se centra en el punto adecuado del esternón, asegurando una distribución uniforme de la fuerza y reduciendo la posibilidad de lesiones pulmonares. Estudios han demostrado que la aplicación de compresiones torácicas con dispositivos que utilizan superficies circulares centradas mejora la eficacia de la RCP y disminuye el riesgo de daños en órganos internos [24].

Uno de los principales problemas identificados en el modelo inicial fue el movimiento no controlado de la barra que sostenía el disco compresor. Este movimiento generaba inestabilidad durante las compresiones torácicas como se puede ver la barra torcida (Figura 27), lo que podía provocar una distribución inconsistente de la fuerza aplicada y comprometer la efectividad del procedimiento. Según las guías internacionales de RCP, la estabilidad y precisión en las compresiones son esenciales para garantizar una presión uniforme en el esternón y minimizar el riesgo de lesiones [46].

Para resolver este problema, se implementaron carriles lineales en el nuevo diseño. Los

carriles lineales proporcionan una trayectoria fija para la barra que sostiene el disco compresor, eliminando cualquier movimiento lateral o no deseado. Esta mejora garantiza que el disco aplique la fuerza exclusivamente en el punto adecuado del esternón del lactante, lo que aumenta la precisión de las compresiones y mejora la seguridad del procedimiento. La alineación adecuada durante las compresiones torácicas es fundamental para maximizar la eficacia de la reanimación cardiopulmonar (RCP). Un estudio publicado en *Resuscitation* evaluó el impacto de las superficies de compresión en la calidad de las compresiones torácicas. Los autores concluyeron que la estabilidad y alineación del reanimador son esenciales para mantener la profundidad y frecuencia óptimas de las compresiones, lo que influye directamente en la perfusión coronaria y cerebral durante la RCP [47]. Además, las guías del *European Resuscitation Council* enfatizan la importancia de una técnica adecuada en las compresiones torácicas, destacando que una alineación correcta del reanimador sobre el paciente mejora la eficacia de las compresiones y reduce la fatiga del reanimador [48].

Además, los carriles lineales reducen significativamente el desgaste de los componentes mecánicos del dispositivo, lo que prolonga su vida útil y asegura un funcionamiento más confiable en aplicaciones clínicas. La implementación de estos carriles también facilita el mantenimiento del dispositivo, ya que reduce la necesidad de ajustes frecuentes en la barra compresora. Estas características están alineadas con los estándares modernos de diseño para dispositivos médicos, que priorizan tanto la efectividad clínica como la durabilidad de los equipos [41].

En el rediseño del dispositivo de reanimación cardiopulmonar (RCP) para lactantes, se implementaron resortes como una medida de seguridad para evitar que la máquina ejerza una presión excesiva sobre el tórax del bebé. Estos resortes permiten limitar la fuerza aplicada durante las compresiones, asegurando que el dispositivo se mantenga dentro de los rangos recomendados por las guías internacionales de RCP pediátrica. Esto es fundamental para prevenir lesiones como fracturas costales o daño a los órganos internos, complicaciones que pueden surgir de compresiones torácicas inadecuadas [43].

Además, se añadió una estructura elevada diseñada para albergar el circuito del dispositivo, posicionándolo por encima del bebé. Esta disposición tiene como objetivo evitar interferencias con las piernas del lactante, permitiendo a los reanimadores un acceso directo para observar indicadores visuales críticos, como la posible aparición de cianosis periférica. La cianosis, caracterizada por una coloración azulada de la piel, especialmente en las extremidades, es un signo clínico que indica hipoxemia o insuficiente oxigenación de la sangre [49].

El desarrollo del prototipo de una máquina automatizada para la administración de RCP en lactantes permitió evaluar la viabilidad técnica de un mecanismo mecánico de compresión torácica. Se establecieron parámetros clave como la profundidad, fuerza y frecuencia de las compresiones, basados en datos anatómicos y guías internacionales. Sin embargo, los resultados demostraron que el prototipo no cumplió con los criterios esperados de estabilidad y efectividad.

Uno de los principales objetivos era diseñar un sistema capaz de realizar compresiones torácicas de manera consistente. Sin embargo, las pruebas en el maniquí neonatal evidenciaron una alta variabilidad en la aplicación de fuerza y profundidad, lo que impidió generar compresiones uniformes. Además, la estructura del dispositivo no resistió el uso prolongado, lo que imposibilitó la realización de pruebas continuas durante 30 minutos. Estas deficiencias estructurales y mecánicas limitaron la evaluación completa del rendimiento del sistema.

Otro objetivo del proyecto era analizar las limitaciones del diseño para proponer mejoras futuras. A partir de los resultados, se identificaron áreas críticas que deben optimizarse en versiones posteriores, incluyendo una mayor estabilidad en el mecanismo de compresión, materiales más resistentes y un sistema que garantice una aplicación de fuerza más precisa.

Aunque el prototipo no logró cumplir con los parámetros esperados, el proceso permitió recopilar información valiosa para mejorar el diseño en futuras iteraciones, contribuyendo a la exploración de soluciones tecnológicas para la automatización de la RCP en lactantes.

Una de las principales recomendaciones para el futuro desarrollo de este proyecto es optimizar la calibración de los resortes utilizados como medida de seguridad para limitar la presión sobre el tórax del lactante. Si bien los resortes actuales ofrecen un control básico de la fuerza, sería ideal realizar un análisis más detallado para garantizar que su respuesta sea uniforme y precisa en todas las condiciones de operación. Esto podría incluir pruebas adicionales con materiales de diferentes propiedades elásticas y una evaluación computacional del comportamiento del sistema bajo diversas cargas.

Además, se sugiere incorporar sensores de presión y profundidad que permitan monitorear en tiempo real las compresiones torácicas realizadas por el prototipo. Esto no solo ayudaría a garantizar que las compresiones sean consistentes y adecuadas, sino que también proporcionaría datos objetivos para validar el desempeño del dispositivo en comparación con los parámetros recomendados en guías internacionales. La implementación de un sistema de retroalimentación basado en estos sensores podría facilitar la supervisión y el ajuste del prototipo durante su uso.

Para mejorar la estabilidad del dispositivo, sería recomendable explorar opciones de diseño más avanzadas para los carriles lineales, como sistemas de guiado con cojinetes de baja fricción. Esto permitiría un movimiento más fluido y reduciría el desgaste mecánico, asegurando que el dispositivo mantenga su alineación incluso tras un uso prolongado. Además, se podría considerar la integración de materiales más ligeros y resistentes en la estructura general del dispositivo para facilitar su transporte y manejo.

Dado que el diseño actual no cumple con estándares internacionales, se recomienda realizar una revisión exhaustiva de estas normativas e identificar los ajustes necesarios para lograr una alineación completa con ellas. Esto podría incluir modificaciones en los parámetros de compresión, como la profundidad y frecuencia, así como una validación formal del dispositivo en un entorno clínico controlado. Esta alineación aumentaría la viabilidad del prototipo para ser utilizado como una herramienta médica confiable.

Otra recomendación importante es realizar pruebas adicionales con diferentes modelos de

- [1] AHA. “History of CPR.” (2018), dirección: <https://cpr.heart.org/en/resources/history-of-cpr#1970s>.
- [2] M. G. M. Brit Long MD, “Cardiopulmonary Resuscitation: The Importance of the Basics,” *Emergency Medicine Clinics of North America*, vol. 41, n.º 3, págs. 509-528, 2022.
- [3] AHA, “New survey: Only 6 out of 10 adults feel comfortable taking charge and giving CPR,” American Heart Association, 2022.
- [4] S. A. Schlesinger. “Cardiopulmonary Resuscitation (CPR) in Infants and Children.” (2023), dirección: <https://www.msmanuals.com/professional/critical-care-medicine/cardiac-arrest-and-cpr/cardiopulmonary-resuscitation-cpr-in-infants-and-children>.
- [5] I. El-Assaad, S. G. Al-Kindi, B. McNally et al., “Automated External Defibrillator Application Before EMS Arrival in Pediatric Cardiac Arrests,” *Pediatrics*, vol. 142, n.º 4, 2018. DOI: [10.1542/peds.2017-1903](https://doi.org/10.1542/peds.2017-1903), dirección: <https://publications.aap.org/pediatrics/article/142/4/e20171903/37402/Automated-External-Defibrillator-Application>.
- [6] D. Markenson, L. Pyles, S. Neish y et al., “Ventricular Fibrillation and the Use of Automated External Defibrillators on Children,” *Pediatrics*, vol. 120, n.º 5, e1368-e1379, 2007. DOI: [10.1542/peds.2007-2679](https://doi.org/10.1542/peds.2007-2679), dirección: <https://publications.aap.org/pediatrics/article/120/5/e1368/71074/Ventricular-Fibrillation-and-the-Use-of-Automated>.
- [7] G. C. Cho, K. J. Oh, D. K. Kim, J. H. Lee, I. S. Jeong y S. P. Chung, “Comparison of CPR quality and rescuer fatigue between standard 30:2 CPR and chest compression-only CPR: a randomized crossover manikin trial,” *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, vol. 22, n.º 1, pág. 59, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1186/s13049-014-0059-x>, dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4219085/>.
- [8] L. C. C. System, *LUCAS Chest Compression System*, <https://www.lucas-cpr.com>, Accessed: 2024-05-31, 2024.

- [9] A. H. Association, *2020 Highlights of the AHA's Guidelines for CPR and ECC*, https://cpr.heart.org/-/media/cpr-files/cpr-guidelines-files/highlights/hghlights_2020eccguidelines-spanish.pdf, Accessed: 2024-05-31, 2020.
- [10] F. J. L. Rodríguez y C. R. Salazar, "Valoración del nivel de conocimientos y su adecuación en materia de RCP en el personal sanitario de los servicios de urgencias hospitalarios de la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia," *Enfermería Global*, vol. 13, n.º 4, págs. 352-368, 2014. dirección: <https://doi.org/10.6018/eglobal.14.3.197791>.
- [11] A. H. Association, "2020 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care," *Circulation*, 2020. DOI: [10.1161/CIR.000000000000265](https://doi.org/10.1161/CIR.000000000000265). dirección: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIR.000000000000265>.
- [12] A. García-Salido y M. Botrán, "Conocimientos actuales sobre reanimación cardiopulmonar en pediatría," *Pediatrics*, 2021. dirección: <https://www.elsevier.es/es-revista-pediatrics-10-articulo-conocimientos-actuales-sobre-reanimacion-cardiopulmonar-13130275#:~:text=Cada%20a%C3%B1o%2C%20aproximadamente%2016.000%20ni%C3%B1os,a%C3%B1o>.
- [13] e. a. Paul Zoll, "Improving Survival from Sudden Cardiac Arrest: The Role of the Automated External Defibrillator," *Circulation*, 2021. DOI: [10.1161/CIRCULATIONAHA.110.971085](https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.971085). dirección: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.971085>.
- [14] e. a. Mark E. Kleinman, "Part 14: Pediatric Advanced Life Support: 2010 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care," *Circulation*, vol. 122, n.º 18, *suppl*₃, S876-S908, 2010. DOI: [10.1161/CIRCULATIONAHA.107.711820](https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.711820). dirección: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.711820>.
- [15] e. a. Robert A. Berg, "Part 5: Adult Basic Life Support: 2010 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care," *Circulation*, vol. 122, n.º 18, *suppl*₃, S685-S705, 2010. DOI: [10.1161/CIRCULATIONAHA.107.189380](https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.189380). dirección: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.189380>.
- [16] Y. Wang, S. Ma, Z. Chen, B. Fan y S. Hou, "Feedback Devices for Cardiopulmonary Resuscitation: A Narrative Review," *Applied Sciences*, vol. 13, n.º 18, pág. 10 222, 2023. DOI: [10.3390/app131810222](https://doi.org/10.3390/app131810222). dirección: <https://www.mdpi.com/2076-3417/13/18/10222>.
- [17] A. Weinhaus, "Anatomy of the Human Heart," en *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*, P. Iaizzo, ed. Springer, Cham, 2015. DOI: [10.1007/978-3-319-19464-6_5](https://doi.org/10.1007/978-3-319-19464-6_5). dirección: https://doi.org/10.1007/978-3-319-19464-6_5.
- [18] "Heart Anatomy." Accessed: 2024-08-02. (2024), dirección: <https://www.nationwidechildrens.org/family-resources-education/health-wellness-and-safety-resources/resources-for-parents-and-kids/congenital-heart-defects/heart-anatomy>.
- [19] D. Baker, "How the Lungs Work: Mechanics and Gas Exchange with the Blood," en *Artificial Ventilation*. Springer, Cham, 2020. DOI: [10.1007/978-3-030-55408-8_3](https://doi.org/10.1007/978-3-030-55408-8_3). dirección: https://doi.org/10.1007/978-3-030-55408-8_3.

- [20] K. Academy, *Revisión del sistema respiratorio*, 2024. dirección: <https://es.khanacademy.org/science/high-school-biology/hs-human-body-systems/hs-the-circulatory-and-respiratory-systems/a/hs-the-respiratory-system-review>.
- [21] T. M. Syed F Khan S, “Modeling Dynamics of the Cardiovascular System Using Fluid-Structure Interaction Methods,” *Biology*, vol. 12, n.º 7, pág. 1026, 2023. DOI: [10.3390/biology12071026](https://doi.org/10.3390/biology12071026). dirección: <https://doi.org/10.3390/biology12071026>.
- [22] B. U. S. of Public Health, *Physiology of the Heart*, 2023. dirección: https://sphweb.bumc.bu.edu/otlt/mph-modules/ph/ph709_heart/ph709_heart2.html.
- [23] E. R. Council, “European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2021,” *Resuscitation*, vol. 161, págs. 1-60, 2021. dirección: [https://www.resuscitationjournal.com/article/S0300-9572\(21\)00055-1/fulltext](https://www.resuscitationjournal.com/article/S0300-9572(21)00055-1/fulltext).
- [24] M. E. Kleinman, E. E. Brennan, Z. D. Goldberger et al., “2015 American Heart Association Guidelines Update for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care,” *Circulation*, vol. 132, n.º 18_suppl_2, S444-S464, 2015, Accessed: 2024-11-15. DOI: [10.1161/CIR.000000000000252](https://doi.org/10.1161/CIR.000000000000252). dirección: <https://www.ahajournals.org/doi/full/10.1161/CIR.000000000000252>.
- [25] G. D. Perkins, A. J. Handley, R. W. Koster, G. Ristagno y J. Soar, “European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015 Section 2. Adult basic life support and automated external defibrillation,” *Resuscitation*, vol. 96, págs. 1-80, 2015. DOI: [10.1016/j.resuscitation.2015.07.015](https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2015.07.015). dirección: <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2015.07.015>.
- [26] H. Rodríguez-Reyes, M. Muñoz Gutiérrez y M. F. Márquez, “Muerte súbita cardiaca. Estratificación de riesgo, prevención y tratamiento,” *Archivos de cardiología de México*, vol. 85, n.º 4, págs. 329-337, 2015. dirección: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?pid=S1405-99402015000400329&script=sci_arttext.
- [27] A. H. Association, *Highlights of the 2020 American Heart Association Guidelines for CPR and ECC*, 2020. dirección: https://cpr.heart.org/-/media/CPR-Files/CPR-Guidelines-Files/Highlights/Hghlghts_2020ECCGuidelines_Spanish.pdf.
- [28] S. Bernard, R. A. Pashun, B. Varma y E. Yuriditsky, “Physiology-Guided Resuscitation: Monitoring and Augmenting Perfusion during Cardiopulmonary Arrest,” *Journal of Clinical Medicine*, vol. 13, n.º 12, pág. 3527, 2024. DOI: [10.3390/jcm13123527](https://doi.org/10.3390/jcm13123527). dirección: <https://doi.org/10.3390/jcm13123527>.
- [29] E. F. Results, *First Aid Information*, Imagen recuperada el 28 de noviembre de 2024, 2024. dirección: https://explorefreeresults.com/First_Aid.cfm?domain=preppers.cl.
- [30] O. M. Naveira, *Estudio y análisis de técnicas de aprendizaje automático para la detección y clasificación de fallos en sistemas mecánicos*, Accessed: 2024-08-02, 2022. dirección: https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/31634/MexigosNaveira_Orlando_TFG_2022.pdf?sequence=2.
- [31] R. A. Berg, R. Hemphill, B. S. Abella et al., “Part 5: Adult basic life support. 2010 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care,” *Circulation*, vol. 122, n.º 18_suppl_3, S685-S705, 2010. DOI: [10.1161/CIRCULATIONAHA.110.971101](https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.971101). dirección: <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.971101>.

- [32] W. Nichols, M. O'Rourke y C. Vlachopoulos, "Clinical Applications of the Vascular Biology of Arterial Stiffness: Clinical Implications," *Circulation*, vol. 121, n.º 10, págs. 1094-1105, 2011. DOI: [10.1161/CIRCULATIONAHA.110.970913](https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.970913), dirección: <https://www.ahajournals.org/doi/full/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.970913>.
- [33] A. Deliliga, F. Chatzinikolaou y D. Koutsoukis, "Cardiopulmonary resuscitation (CPR) complications encountered in forensic autopsy cases," *BMC Emerg Med*, vol. 19, pág. 23, 2019. DOI: [10.1186/s12873-019-0234-5](https://doi.org/10.1186/s12873-019-0234-5), dirección: <https://doi.org/10.1186/s12873-019-0234-5>.
- [34] T. M. Buschmann CT, "Frequent and rare complications of resuscitation attempts," *Intensive Care Med*, vol. 35, n.º 3, págs. 397-404, 2009. DOI: [10.1007/s00134-008-1255-9](https://doi.org/10.1007/s00134-008-1255-9), dirección: <https://doi.org/10.1007/s00134-008-1255-9>.
- [35] C. Sung, H. Wang, J. Shieh y F. Jaw, *A novel mechanical chest compressor with rapid deployment in all population cardiopulmonary resuscitation*, 2020.
- [36] "Thumper CPR Device." (), dirección: <https://www.michiganinstruments.com/automated-cpr/thumper/>.
- [37] "ZOLL AutoPulse CPR Device." Accessed: 2024-08-02. (), dirección: <https://www.biomedsuppliers.com/zoll-autopulse-cpr-device/>.
- [38] Vecteezy, *Fetal position vectors*, Recuperado el 15 de noviembre de 2024, de <https://www.vecteezy.com/free-vector/fetal-position>, s.f.
- [39] R. L. Norton, *Diseño de maquinaria: Síntesis y análisis de máquinas y mecanismos*, 5a. México, D.F.: McGraw-Hill Education, 2012, Imagen tomada del capítulo 8, página 271. Recuperado el 10 de noviembre de 2024.
- [40] M. Libre, *Taladro atornillador inalámbrico 20V DuroPro 2 baterías litio*, Imagen recuperada el 28 de noviembre de 2024, 2024. dirección: <https://www.mercadolibre.com.mx/taladro-atronillador-inalambrico-20v-duropro-2baterias-litio/p/MLM21311121>.
- [41] I. K. Maconochie, R. Bingham, C. Eich et al., "European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2015 section 6. Paediatric life support," *Resuscitation*, vol. 95, págs. 223-248, 2015. DOI: [10.1016/j.resuscitation.2015.07.007](https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2015.07.007).
- [42] D. Mundial, *Estatura promedio mundial*, 2024. dirección: <https://www.datosmundial.com/estatura-promedio.php>.
- [43] R. W. Koster, M. A. Baubin, L. L. Bossaert et al., "European Resuscitation Council guidelines for resuscitation 2010 section 2. Adult basic life support and use of automated external defibrillators," *Resuscitation*, vol. 81, n.º 10, págs. 1277-1292, 2010. DOI: [10.1016/j.resuscitation.2010.08.021](https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2010.08.021).
- [44] G. D. Perkins, A. J. Handley, R. W. Koster, M. Castrén, M. A. Smyth y T. Olasveengen, "European resuscitation council guidelines for resuscitation 2015 section 2. Adult basic life support and automated external defibrillation," *Resuscitation*, vol. 95, págs. 81-99, 2015. DOI: [10.1016/j.resuscitation.2015.07.015](https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2015.07.015).
- [45] R. S. de Investigación, "Comparativa de eficacia de distintos dispositivos de compresión mecánica con respecto a la RCP manual en el entorno extrahospitalario," *Revista Sanitaria de Investigación*, 2023.

- [46] I. K. Maconochie, R. Bingham, C. Eich et al., “European resuscitation council guidelines for resuscitation 2015 section 6. Paediatric life support,” *Resuscitation*, vol. 95, págs. 223-248, 2015. DOI: [10.1016/j.resuscitation.2015.07.007](https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2015.07.007).
- [47] A. García-Hernández, E. García-Alonso, P. López-Rodríguez y S. Martín-Pérez, “Evaluación sobre la técnica de compresiones torácicas en diferentes superficies,” *Medicina Intensiva*, vol. 42, págs. 247-256, 2024. DOI: [10.1016/j.medin.2024.01.002](https://doi.org/10.1016/j.medin.2024.01.002), dirección: <https://www.medintensiva.org/es-evaluacion-sobre-tecnica-compresiones-toracicas-articulo-S0210569118302444>.
- [48] G. D. Perkins, A. J. Handley, R. W. Koster, M. Castrén, M. A. Smyth y T. M. Olasveengen, “European Resuscitation Council Guidelines 2020: Adult basic life support and automated external defibrillation,” *Resuscitation*, vol. 156, págs. 81-99, 2020. DOI: [10.1016/j.resuscitation.2020.01.003](https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2020.01.003), dirección: <https://www.elsevier.es/es-revista-medicina-familia-semergen-40-articulo-mantenimiento-habilidad-compresiones-toracicas-reanimacion-S113835932400087X>.
- [49] P. Gómez J. y Ramírez, “Semiología clínica de la cianosis,” *Medicina UPB*, vol. 33, n.º 1, págs. 45-52, 2024. dirección: <https://revistas.upb.edu.co/index.php/Medicina/article/view/2692>.