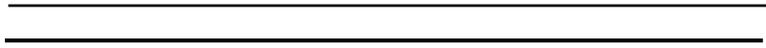




UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE AGUASCALIENTES



CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓN

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MECANISMO PARA
SIMULAR LA PLEURA PULMONAR**

Tesis que presenta Erik Morones Rodríguez para optar por
el grado de:

MAESTRO EN CIENCIAS CON OPCIONES A LA COMPUTACIÓN Y
MATEMATICAS APLICADAS

DIRECTORA DE TESIS: DOCTORA IVONNE BAZÁN TRUJILLO

ASESOR: DOCTOR ALFREDO RAMÍREZ GARCÍA

ASESOR: DOCTOR HERMILO SÁNCHEZ CRUZ

Aguascalientes, Ags. A 19 de Julio del 2023

Autorizaciones

CARTA DE VOTO APROBATORIO INDIVIDUAL

Mtro. en C. Jorge Martín Alférez Chávez
DECANO (A) DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS

PRESENTE

Por medio del presente como TUTORA designada del estudiante **ERIK MORONES RODRÍGUEZ** con ID 194829 quien realizó la tesis titulado: **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MECANISMO PARA SIMULAR LA PLEURA PULMONAR**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que él pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

ATENTAMENTE

"Se Lumen Proferre"

Aguascalientes, Ags., a 28 día de junio de 2023.



Dra. Ivonne Bazán Trujillo
Tutora de tesis

c.c.p.- Interesado
c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

Elaborado por: Depto. Apoyo al Posgrado.
Revisado por: Depto. Control Escolar/Depto. Gestión de Calidad.
Aprobado por: Depto. Control Escolar/ Depto. Apoyo al Posgrado.

Código: DO-SEE-FO-07
Actualización: 01
Emisión: 17/05/19

CARTA DE VOTO APROBATORIO
INDIVIDUAL

Mtro. en C. Jorge Martín Alférez Chávez
DECANO (A) DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS

PRESENTE

Por medio del presente como ASESOR designado del estudiante **ERIK MORONES RODRÍGUEZ** con ID 194829 quien realizó la tesis titulado: **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MECANISMO PARA SIMULAR LA PLEURA PULMONAR**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que él pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

ATENTAMENTE

"Se Lumen Proferre"

Aguascalientes, Ags., a 28 día de junio de 2023.


Dr. Alfredo Ramírez García
Asesor de tesis

c.c.p.- Interesado
c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

Elaborado por: Depto. Apoyo al Posgrado.
Revisado por: Depto. Control Escolar/Depto. Gestión de Calidad.
Aprobado por: Depto. Control Escolar/ Depto. Apoyo al Posgrado.

Código: DO-SEE-FO-07
Actualización: 01
Emisión: 17/05/19

CARTA DE VOTO APROBATORIO
INDIVIDUAL

Mtro. en C. Jorge Martín Alférez Chávez
DECANO (A) DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS

PRESENTE

Por medio del presente como ASESOR designado del estudiante **ERIK MORONES RODRÍGUEZ** con ID 194829 quien realizó la tesis titulado: **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MECANISMO PARA SIMULAR LA PLEURA PULMONAR**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que él pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

ATENTAMENTE

"Se Lumen Proferre"

Aguascalientes, Ags., a 28 día de junio de 2023.



Dr. Hermilo Sánchez Cruz
Asesor de tesis

c.c.p.- Interesado
c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

Elaborado por: Depto. Apoyo al Posgrado.
Revisado por: Depto. Control Escolar/Depto. Gestión de Calidad.
Aprobado por: Depto. Control Escolar/ Depto. Apoyo al Posgrado.

Código: DO-SEE-FO-07
Actualización: 01
Emisión: 17/05/19



DICTAMEN DE LIBERACIÓN ACADÉMICA PARA INICIAR LOS TRÁMITES DEL EXAMEN DE GRADO



Fecha de dictaminación: 29/06/2023

NOMBRE: Erik Morones Rodríguez ID 194829

PROGRAMA: Maestría en Ciencias con Opciones a la Computación, Matemáticas Aplicadas LGAC (del posgrado): Computación - Ingeniería de Software

TIPO DE TRABAJO: (x) Tesis () Trabajo Práctico

TITULO: Diseño y Construcción de un Mecanismo para Simular la Pleura Pulmonar

IMPACTO SOCIAL (señalar el impacto logrado): Mecanismo diseñado para simular el tórax, incluyendo la pleura pulmonar y llevar a cabo investigación de técnicas no invasivas y de bajo costo para apoyo al diagnóstico de enfermedades pleurales.

INDICAR SI NO N.A. (NO APLICA) SEGÚN CORRESPONDA:

Elementos para la revisión académica del trabajo de tesis o trabajo práctico:	
SI	El trabajo es congruente con las LGAC del programa de posgrado
SI	La problemática fue abordada desde un enfoque multidisciplinario
SI	Existe coherencia, continuidad y orden lógico del tema central con cada apartado
SI	Los resultados del trabajo dan respuesta a las preguntas de investigación o a la problemática que aborda
SI	Los resultados presentados en el trabajo son de gran relevancia científica, tecnológica o profesional según el área
SI	El trabajo demuestra más de una aportación original al conocimiento de su área
SI	Las aportaciones responden a los problemas prioritarios del país
N.A.	Generó transferencia del conocimiento o tecnológica
SI	Cumple con la ética para la investigación (reporte de la herramienta antiplagio)
El egresado cumple con lo siguiente:	
SI	Cumple con lo señalado por el Reglamento General de Docencia
SI	Cumple con los requisitos señalados en el plan de estudios (créditos curriculares, optativos, actividades complementarias, estancia, predoctoral, etc)
SI	Cuenta con los votos aprobatorios del comité tutorial, en caso de los posgrados profesionales si tiene solo tutor podrá liberar solo el tutor
N.A.	Cuenta con la carta de satisfacción del Usuario
SI	Coincide con el título y objetivo registrado
SI	Tiene congruencia con cuerpos académicos
SI	Tiene el CVU del Conacyt actualizado
N.A.	Tiene el artículo aceptado o publicado y cumple con los requisitos institucionales (en caso que proceda)
En caso de Tesis por artículos científicos publicados	
N.A.	Aceptación o Publicación de los artículos según el nivel del programa
N.A.	El estudiante es el primer autor
N.A.	El autor de correspondencia es el Tutor del Núcleo Académico Básico
N.A.	En los artículos se ven reflejados los objetivos de la tesis, ya que son producto de este trabajo de investigación.
N.A.	Los artículos integran los capítulos de la tesis y se presentan en el idioma en que fueron publicados
N.A.	La aceptación o publicación de los artículos en revistas indexadas de alto impacto

Con base a estos criterios, se autoriza se continúen con los trámites de titulación y programación del examen de grado: Si No

Elaboró: FIRMAS

* NOMBRE Y FIRMA DEL CONSEJERO SEGÚN LA LGAC DE ADSCRIPCIÓN: Dr. Francisco Javier Álvarez Rodríguez

NOMBRE Y FIRMA DEL SECRETARIO TÉCNICO: Dr. Hermilio Sánchez Cruz

* En caso de conflicto de intereses, firmará un revisor miembro del NAB de la LGAC correspondiente distinto al tutor o miembro del comité tutorial, asignado por el decano

Revisó: Dr. Juan Jauregui Rincon

Autorizó: Mtro. En C. Jorge Martín Alferez Chávez

Nota: procede el trámite para el Depto. de Apoyo al Posgrado
 En cumplimiento con el Art. 105C del Reglamento General de Docencia que a la letra señala entre las funciones del Consejo Académico: ... Cuidar la eficiencia terminal del programa de posgrado y el Art. 105F las funciones del Secretario Técnico, llevar el seguimiento de los alumnos.

Agradecimientos

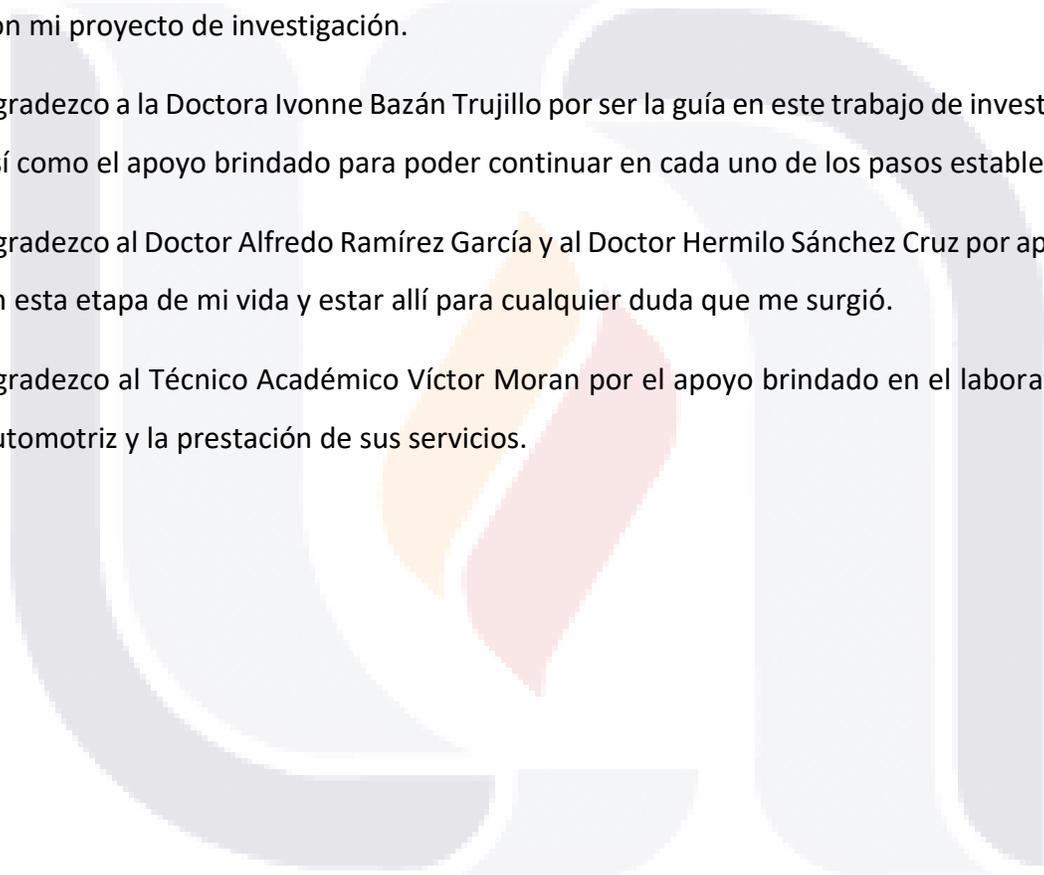
Primeramente, quiero agradecer a mi esposa por estar conmigo y apoyarme en el transcurso de toda mi maestría.

Agradezco a la Universidad Autónoma de Aguascalientes por darme la posibilidad de continuar aprendiendo y mejorar profesionalmente, así como por la infraestructura prestada en el laboratorio de biomédica y el laboratorio de automotriz para lograr culminar con mi proyecto de investigación.

Agradezco a la Doctora Ivonne Bazán Trujillo por ser la guía en este trabajo de investigación, así como el apoyo brindado para poder continuar en cada uno de los pasos establecidos.

Agradezco al Doctor Alfredo Ramírez García y al Doctor Hermilo Sánchez Cruz por apoyarme en esta etapa de mi vida y estar allí para cualquier duda que me surgió.

Agradezco al Técnico Académico Víctor Moran por el apoyo brindado en el laboratorio de automotriz y la prestación de sus servicios.



Dedicatorias

Esta tesis se la dedico a mi esposa, como el trabajo realizado durante estos dos años que han transcurrido y en donde ella ha estado a mi lado para seguir y terminar con mis estudios, así como el apoyo brindado para continuar con mi carrera profesional. También se la dedico a mis padres, los cuales han sido de gran ayuda y apoyo durante todo este tiempo para seguir adelante y terminar con una etapa más en mi vida.



Índice general

Índice general..... 1

Índice de tablas (o cuadros) 3

Índice de gráficas o figuras..... 4

Resumen..... 6

Abstract 7

Capítulo 1: Introducción..... 8

 1.1 Descripción de capítulos 9

 1.2 Objetivo general..... 10

 1.3 Objetivos específicos..... 10

Capítulo 2: Anatomía y fisiología de la pleura 10

 2.1 Anatomía 11

 2.2 Fisiología..... 11

 2.3 Espacio pleural 12

 2.4 Líquido pleural..... 12

 2.5 Presión pleural 13

 2.6 Efusión pleural 14

 2.7 Ultrasonido..... 14

 2.8 Estado del arte 16

 2.9 Imagenología ultrasónica en un derrame pleural..... 18

Capítulo 3: Modelado del sistema y elementos a considerar sobre las características de la pleura para el diseño del dispositivo mecánico 19

 3.1 Pared torácica 20

 3.2 Pleura visceral y parietal 20

 3.3 Líquido pleural..... 20

 3.4 Espacio pleural 21

 3.5 Dispositivo 21

 3.6 Phantom de Tórax..... 22

 3.6.1 Zona para el músculo y costilla 22

 3.6.2 Zona para la pleura parietal 24

 3.6.3 Zona para la pleura visceral 25

 3.6.4 Acoplamiento de pleura visceral con la pleura parietal..... 27

3.6.5 Zona para el líquido pleural	30
3.6.6 Mecanismo de movimiento preciso.....	30
3.6.7 Dimensiones generales	34
Capítulo 4: Phantom de músculo	35
4.1 Elaboración de Phantom	35
4.2 Inspección ultrasónica.....	37
4.3 Inspección ultrasónica en vaso de precipitado	38
4.4 Inspección ultrasónica utilizando disco con escalón de 5mm	42
4.5 Inspección ultrasónica utilizando molde con escalón de 5mm y transductor ubicado en el centro	45
Capítulo 5: Pruebas de precisión del dispositivo PLEFUS-V1	48
Capítulo 6: Implementación del sistema de control para PLEFUS-V1	54
6.1 Sistema de control	54
6.1.1 Software a utilizar:	54
6.1.2 Componentes del sistema de control:	55
6.1.3 Diagrama de conexión.....	55
6.2 Algoritmo de control en Arduino	56
6.3 Algoritmo de interfaz de usuario en Spyder	59
6.4 Sujeción de control electrónico para nuestro dispositivo	59
Capítulo 7. Resultados.....	60
7.1 Determinación de resolución del dispositivo con control electrónico	60
7.1.1 Protocolo de determinación de resolución del dispositivo desarrollado	61
7.2 Protocolo de inspección ultrasónica con dispositivo PLEFUS-V1.....	62
7.2.1 Resultados obtenidos a partir de las inspecciones ultrasónicas.....	64
Capítulo 8. Conclusiones	74
Referencias.....	75
Anexos.....	77

Índice de tablas (o cuadros)

Tabla I. característica ecogénica y color de diferentes tipos de tejidos 15

Tabla II. Estado del arte (simuladores con características similares)..... 16

Tabla III. Características ultrasónicas de los tejidos a simular 19

Tabla IV. Descripción de colores en las piezas utilizadas en el modelo..... 22

Tabla V. Ingredientes de los primeros análisis de Phantom 39

Tabla VI. Velocidades en Phantoms variando la cantidad de aserrín 41

Tabla VII. Atenuación y velocidad variando el tipo de aserrín..... 43

Tabla VIII. Atenuación y velocidad con diferente concentración de aserrín superfino 44

Tabla IX. Velocidad y atenuación utilizando molde con disco (aserrín superfino) 47

Tabla X. Error calculado en avances de 1.5mm 50

Tabla XI. Error calculado en avances negativos de 1.5mm 50

Tabla XII. Error de Backlash calculado en un rango de 0.1mm 51

Tabla XIII. Error de Backlash calculado en un rango de 0.2mm 52

Tabla XIV. Error de Backlash calculado en un rango de 1.5mm..... 53

Tabla XV. Conexión Driver TB6600 / Componente 55

Tabla XVI. Porcentaje de error en el sistema con control de movimiento en avances de 0.999375 mm 61

Tabla XVII. Porcentaje de error en el sistema con control de movimiento en avances de 9.999375 mm 62

Índice de gráficas o figuras

Figura 1. Pleura pulmonar humana 11

Figura 2. Pieza de alojamiento de musculo y costilla..... 23

Figura 3. Pieza de alojamiento de musculo y costilla (vista desde la zona de inspección)..... 23

Figura 4. Sujeción y ubicación de transductor 24

Figura 5. Alojamiento de pleura parietal 24

Figura 6. Pieza de alojamiento para la pleura visceral..... 25

Figura 7. Alojamiento de pleura visceral..... 26

Figura 8. Pieza para recorrido de pleura visceral..... 26

Figura 9. Modo de acoplamiento de la pleura visceral a la pieza de recorrido 27

Figura 10. Acoplamiento de pleura visceral y pleura parietal 28

Figura 11. Espacio pleural de 0.01 mm 28

Figura 12. Espacio pleural de 10 mm 29

Figura 13. Vista de sección de Phantom de tórax..... 29

Figura 14. Empaques para el sistema hermético 30

Figura 15. Columnas de soporte y movimiento 31

Figura 16. Placa de soporte y Sujetadores 32

Figura 17. Deslizador y esparrago de giro 32

Figura 18. Rodamiento superior y soporte 33

Figura 19. Rodamiento inferior 33

Figura 20. Polea de giro con chaveta 34

Figura 21. Dispositivo y dimensiones 34

Figura 22. Phantom de músculo 35

Figura 23. Diagrama de bloques de inspección ultrasónica para medir velocidad..... 38

Figura 24. Inspección ultrasónica en vaso de precipitado 39

Figura 25. Ecos por medio analizado 40

Figura 26. Tiempos de vuelo utilizados..... 40

Figura 27. Disco de aluminio 6061 con escalón de 5 mm 42

Figura 28. Inspección ultrasónica en vaso de precipitado con disco escalonado a 5 mm..... 42

Figura 29. Ecos obtenidos con disco de aluminio 43

Figura 30. Molde de aluminio 6061 con escalón de 5mm 46

Figura 31. Inspección ultrasónica en molde de aluminio con escalón de 5mm sumergido en un recipiente con agua destilada 46

Figura 32. PLEFUS-V1 48

Figura 33. Medición con vernier de alturas digital 49

Figura 34. Graduación de polea 49

Figura 35. Diagrama de conexión..... 56

Figura 36. Algoritmo de Flujo de Arduino UNO 58

Figura 37. Interfaz de usuario en Spyder (Python) 59

Figura 38. Dispositivo con control electrónico..... 60

Figura 39. Experimento con todos los equipos y componentes 63

Figura 40. Dispositivo sumergido en tina de policarbonato con agua destilada 64

Figura 41. Eco generado por Phantom de tórax 65

Figura 42. Eco de Phantom de tórax procesado en Matlab..... 65

Figura 43. Zona de enfoque para análisis 66

Figura 44. Eco enfocado en Phantom de tórax..... 67

Figura 45. Resultados obtenidos con separaciones de 0.999375 mm..... 68

Figura 46. Resultados obtenidos con separaciones de 0.999375 mm(2) 69

Figura 47. Resultados obtenidos con separaciones de 0.009375 mm..... 70

Figura 48. Resultados obtenidos con separaciones de 0.009375 mm(2) 71

Figura 49. Ecos generados para un enfoque mayor 72

Figura 50. Zona de enfoque en eco generado por pleura visceral..... 73

Figura 51. Enfoque en eco para mejor visibilidad..... 73

Resumen

En la presente tesis se realiza el diseño y construcción de un mecanismo para simular un tórax humano incluyendo la pleura pulmonar humana con el objetivo de recrear las condiciones de una efusión pleural para su análisis por medio de diagnóstico ultrasónico estudiando los ecos presentados a medida que el espacio pleural incrementa su tamaño. El dispositivo realizado simula la región torácica, está orientado a simular casos y condiciones saludables al igual que casos con enfermedades que causan una efusión pleural. El derrame o efusión pleural se produce cuando las membranas pleurales se separan debido a la acumulación de líquido interpleural.

El sistema consta de tres partes esenciales, la primera donde se acopla un tejido artificial de músculo y pleura, para simular la cavidad torácica, la segunda, el mecanismo de movimiento que simula la separación de las membranas pleurales obteniendo separaciones con una resolución de 0.009375 mm y la tercera donde se encuentra el sistema de control electrónico del mecanismo.

La investigación consta de cinco etapas esenciales; la primera es donde se realiza la investigación del tema para poder tener los fundamentos necesarios para comenzar con la segunda etapa, donde se ejecuta el diseño del dispositivo cubriendo todas las necesidades de la investigación previa; la tercera etapa consta de la elaboración y construcción del dispositivo, obteniendo un dispositivo acorde a los planos de fabricación de cada una de las piezas, así como del ensamble de este. La cuarta etapa es donde se construye y se programa el sistema de control electrónico para el movimiento mecánico de nuestro dispositivo y la última etapa consiste en realizar las pruebas de validación (pruebas de precisión y de inspección ultrasónica del dispositivo).

Palabras clave: Efusión pleural, simulador de pleura, diseño mecánico, ultrasonido

Abstract

In the present thesis, the design and construction of a mechanism to simulate a human thorax including the human pulmonary pleura is carried out with the aim of recreating the conditions of a pleural effusion for its analysis by means of ultrasonic diagnosis, studying the echoes presented as the pleural space increases in size. The device made simulates the thoracic region, it is oriented to simulate healthy cases and conditions as well as cases with diseases that cause pleural effusion. Pleural effusion occurs when the pleural membranes separate due to the accumulation of interpleural fluid.

The system consists of three essential parts, the first where an artificial tissue of muscle and pleura is coupled to simulate the thoracic cavity, the second, the movement mechanism that simulates the separation of the pleural membranes, obtaining separations with a resolution of 0.009375 mm. And the third where the electronic control system of the mechanism is located.

The investigation consists of five essential stages; The first is where the investigation of the subject is carried out in order to have the necessary foundations to start with the second stage, where the design of the device is carried out, covering all the needs of the previous investigation; The third stage consists of the elaboration and construction of the device, where a device is obtained according to the manufacturing plans of each one of the pieces, as well as the whole of this. The fourth stage is where the electronic control system for the mechanical movement of our device is built and programmed, and the last stage consists of performing the validation tests (precision tests and ultrasonic inspection of the device).

Keywords: Pleural effusion, pleura simulator, mechanical design, ultrasound

Capítulo 1: Introducción

La efusión o derrame pleural tiene la particularidad de ser un trastorno pulmonar en el cual se acumula una gran cantidad de líquido dentro del espacio pleural causando daños pulmonares, infecciones y en los casos más graves colapso pulmonar (Neumotórax). La dificultad de diagnosticar la causa de una efusión pleural es un reto clínico muy grande, tomando en cuenta que el espacio pleural, es una zona de alto riesgo, no se pueden realizar análisis directos. Para el diagnóstico eficiente se considera realizar un examen clínico, estudio de imágenes y del líquido pleural tomando una pequeña biopsia pleural para descartar algunas patologías. [1]

Dentro del estudio clínico se revisan enfermedades previas del paciente como cuadros respiratorios, traumatismos, uso de medicamentos comúnmente causantes del trastorno como el metotrexato, amiodarona, fenitoína, etc. Al igual que cualquier otro padecimiento, los síntomas en el paciente varían dependiendo de la gravedad del derrame. Estos síntomas pueden ser tos, disneas, dolores torácicos, etc. En cuanto a las imágenes que se toman para estos tipos de diagnósticos; algunas de las técnicas más utilizadas son radiografías postero-anterior y lateral de tórax donde se necesitan al menos 200 ml de líquido acumulado en el espacio pleural para observar un derrame, ecografías pleurales las cuales son procedimientos no invasivos y de bajo costo y tomografías del tórax que deben realizarse antes de realizar cualquier drenaje de líquido. [2]

Sabemos que el proceso de la respiración comienza con la inhalación de oxígeno, pasando por la faringe, la laringe, tráquea, bronquios y finalmente al pulmón. Todos estos órganos se encuentran dentro de la cavidad torácica la cual se divide en dos partes por medio de una partición en donde se ubica el corazón. Estas dos partes de la cavidad torácica contienen cada una un pulmón el cual está envuelto por una fina membrana llamada pleura. Esta pleura se divide en dos; la pleura parietal que se encuentra en la superficie de la cavidad torácica interior y la pleura visceral se encuentra cubriendo el exterior de los pulmones. Por lo tanto, existe un espacio entre la pleura parietal y visceral nombrado espacio pleural en el cual se encuentra líquido pleural que sirve como lubricante para evitar

el contacto directo entre estas dos pleuras y permitir el movimiento libre y sin fricción de las pleuras. [3]

El objetivo con el dispositivo descrito en este trabajo es simular la zona lateral del tórax con fines de inspección ultrasónica, teniendo en cuenta un espacio intercostal, la pleura parietal y visceral, el aire en el pulmón y el espacio pleural, con la capacidad de que el espacio pleural incremente su tamaño debido a la acumulación masiva de líquido pleural. De esta manera podremos controlar las condiciones de la pleura desde un punto de vista mecánico y estructural y poder analizar los ecos generados en un osciloscopio.

1.1 Descripción de capítulos

En el capítulo uno se menciona lo que implica una efusión pleural, así como sus consecuencias y su estudio clínico, se plantea el objetivo general y los específicos.

En el capítulo dos se describe la anatomía y fisiología de la cavidad torácica, haciendo un enfoque en la pleura pulmonar humana, donde se describen las características anatómicas y fisiológicas de la pleura, así como de algunos de los órganos relacionados como los pulmones y diafragma.

En el capítulo tres se mencionan las características necesarias tomadas en cuenta para la elaboración del dispositivo en cuanto a materiales, elementos y diseño.

En el capítulo cuatro se describen los protocolos utilizados para realizar Phantom de músculo, los ingredientes y equipo utilizado para la elaboración de los tejidos de prueba con las características ultrasónicas necesarias para las inspecciones.

En el capítulo cinco se hace mención sobre los protocolos utilizados para obtener la información necesaria sobre la precisión de nuestro dispositivo PLEFUS-V1.

En el sexto capítulo se desarrolla un sistema de control electrónico el dispositivo desarrollado con el fin de no utilizar el dispositivo de manera manual consiguiendo una precisión mucho mayor.

En el séptimo capítulo se muestran los resultados obtenidos con el equipo completo necesario para las inspecciones ultrasónicas con ayuda de un transductor de 1 MHz.

En el octavo capítulo se muestran las conclusiones obtenidas con base a toda la investigación, pero específicamente de la metodología utilizada y los resultados obtenidos.

1.2 Objetivo general

Desarrollar una herramienta que aproxime los movimientos pleurales de acuerdo con el ciclo respiratorio dando prioridad a la separación entre membranas pleurales.

1.3 Objetivos específicos

- Lograr una precisión de 0.009375 mm de movimiento
- Desarrollar Phantom de músculo para la inspección ultrasónica
- Tener un control electrónico para el movimiento mecánico
- El mecanismo debe poder sujetar diferentes tipos de transductores
- Dispositivo portátil, ligero y pequeño para su sumersión en agua destilada

Capítulo 2: Anatomía y fisiología de la pleura

La pleura se divide en pleura visceral y pleura parietal las cuales son membranas serosas semipermeables, entre estas dos membranas existe una cavidad en la cual se aloja el líquido pleural. Al ser membranas semipermeables, permiten que la concentración de las moléculas del líquido sea similar al del plasma. La pleura visceral recubre la superficie del pulmón y la pleura parietal recubre la superficie interna de la pared torácica. La función de la pleura es obtener la mayor superficie para permitir que el líquido pleural viaje sin obstrucciones permitiendo el flujo. La pleura parietal drena el líquido pleural en el lado derecho del corazón y la pleura visceral drena el lado izquierdo. [4]

2.1 Anatomía

La pleura pulmonar es una membrana serosa que se divide en pleura visceral y parietal, donde la primera está ubicada en la superficie del pulmón y la segunda recubre la superficie interior de la cavidad torácica. Esta membrana protege y amortigua los pulmones secretando cierta cantidad de lubricante para el movimiento libre y suave de los pulmones dentro de la cavidad torácica como se observa en la figura 1. [5], [6]

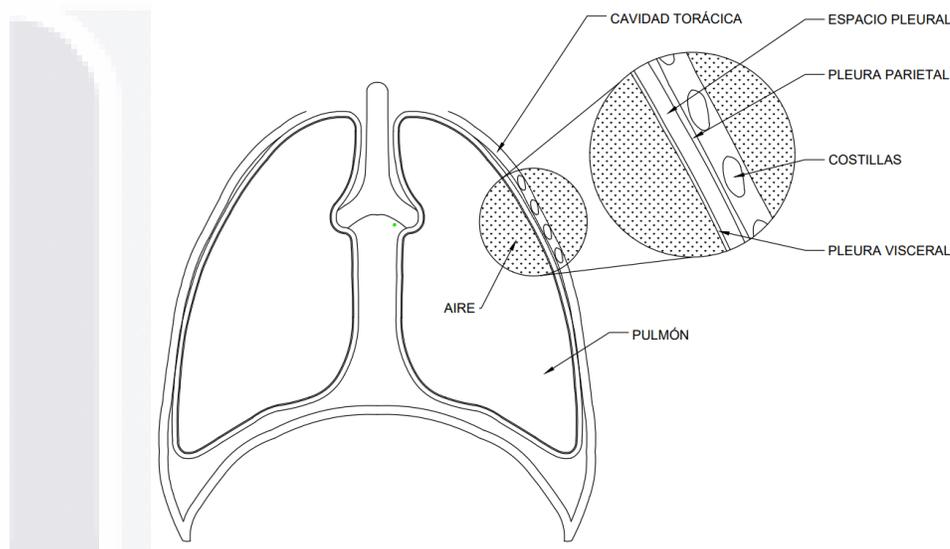


Figura 1. Pleura pulmonar humana

2.2 Fisiología

La pleura parietal está formada por una estructura irregular de tejido conjuntivo. En el interior de la capa conjuntiva existen vasos sanguíneos y linfáticos, que permiten el movimiento de líquido desde el espacio pleural hacia los linfáticos. Existen también las lagunas linfáticas las cuales se conectan con la cavidad pleural por medio de aberturas de entre 2 y 6 micras de diámetro llamadas estomas. La pleura visceral se compone de dos capas, mesotelial y conjuntiva, separadas por una capa de tejido conjuntivo y se irriga por la circulación sistémica a través de las arterias bronquiales. La función primordial de la pleura es facilitar el movimiento del pulmón en el interior de la caja torácica mientras se da el proceso de la respiración. La porción de la pleura parietal es recibida por las arterias

intercostales y mamarias internas. La porción de la pleura visceral es recibida por la circulación bronquial. La pleura visceral drena hacia las venas pulmonares y la parietal drena hacia las venas bronquiales. El sistema linfático de la pleura parietal es la vía principal para el drenaje de líquido y células del espacio pleural, mientras que la pleura visceral no comparte las mismas características, donde no se encuentran estomas y sus vasos linfáticos no se comunican al espacio pleural. [7]

2.3 Espacio pleural

El espacio pleural esta dado por las dos membranas llamadas pleura parietal y pleura visceral. El grosor total del espacio pleural junto a sus membranas es de 0.2 – 0.4 mm. Lo que quiere decir que el espacio pleural tiene un grosor de entre 10 y 20 μm en estado sano, es por esta razón, por la cual se considera un espacio virtual. El espacio pleural alberga una pequeña cantidad de líquido, lo que en condiciones normales esta entre 0.1-0.2 ml/kg de líquido en la cavidad pleural, el cual se desplaza a través de la pleura visceral hacia el espacio pleural para luego ser devuelto al sistema linfático. Cambios en la presión interpleural, en el sistema linfático o en la permeabilidad de la pleura afectan el funcionamiento de esta. [8], [9]

2.4 Líquido pleural

Según estudios realizados, el transporte de líquidos en el espacio pleural se regula por la ley de intercambio transcápsular, de acuerdo con la ley de Starling:

$$Q_f = L_p A[(P_{cap} - P_{pl}) - \sigma d(\pi_{cap} - \pi_{pl})]$$

Donde Q_f es el movimiento del líquido; L_p el coeficiente de filtración de líquido a través de la membrana; A es el área de membrana; P es la presión hidrostática y π la presión oncótica en capilares (cap) o pleura (pl); y σd es el coeficiente de filtración de las proteínas.

En la pleura parietal se produce la filtración de líquido hacia la cavidad pleural, este hecho es el resultado de la presión hidrostática de la microcirculación, que es de unos 30 cmH₂O; la presión pleural es variable durante el ciclo respiratorio, pero al considerar un valor de reposo o CRF, es de -5 cmH₂O.

La información de los experimentos y análisis sobre este transporte de líquido pleural posiblemente este recopilada en base a estudios con animales. La producción de líquido pleural se ha estimado entre 0.01 y 0.02 ml/Kg/h y la absorción se produce en el sistema linfático de la pleura parietal a través de las estomas donde el musculo liso y los vasos se contraen. En conjunto, en el sistema linfático pleural se genera una presión subatmosférica de -10 cmH₂O, cuya negatividad es superior en zonas basales y máxima en la pleura diafragmática. En condiciones normales, la capacidad de absorción del líquido pleural es mayor a la capacidad de filtración, impidiendo la acumulación de líquido. [7]

2.5 Presión pleural

- Presión interpleural: esta presión va en el interior de la cavidad pleural la cual se produce entre la pared torácica y los pulmones. Esta presión nos ayuda a que exista expansión pulmonar para no generar fricciones.
- Presión pleural: es la presión del líquido que se encuentra en el espacio pleural.

Durante la relajación, la presión retráctil del pulmón y la presión expansiva de la cavidad torácica producen una presión negativa en el espacio pleural la cual recibe el nombre de presión pleural. Esta presión se puede obtener de forma directa, al insertar un dispositivo en la cavidad pleural, o indirecta, mediante la obtención de un equivalente como la presión esofágica. La presión pleural durante la respiración normal suele ser negativa, es decir, subatmosférica y no es uniforme en las diferentes zonas de la pleura. Los valores menores se producen en el ápice, con aumentos cercanos a 0.3 cmH₂O. La presión se hace menor durante la inspiración y mayor durante la espiración. [10], [11]

2.6 Efusión pleural

El líquido pleural puede ser acumulado debido a una filtración de líquido excesiva o una disminución en la capacidad de drenaje. En ambos casos se produce un derrame pleural. Lo más común es que se acumule líquido pleural por aumento en la producción de líquido. Si algún linfático fuera obstruido, el derrame se acumularía a una velocidad de 0.02 ml/Kg/h, lo que equivale a 14.4 ml/día en un individuo de 60 kg de peso. Algunas causas de disminución de drenaje esta la alteración del sistema linfático. [7]

Un derrame pleural consiste en el aumento del líquido pleural en la cavidad pleural siendo algunas causas: fumar, tomar licor, enfermedades cardiacas y pulmonares, etc. [12] Existen dos tipos de derrames pleurales:

- Trasudado: este es causado por líquido filtrado hacia el espacio pleural provocado por una presión elevada en los vasos sanguíneos o bajo índice de proteínas en la sangre.
- Exudado: este es causado por vasos sanguíneos o linfáticos bloqueados, inflamación, infecciones, lesiones de pulmón y tumores.

En un derrame pleural no varía la concentración de proteínas al irse reabsorbiendo dicho derrame. Si el líquido se absorbiera por difusión, las proteínas difundirían más lentamente, por lo que la concentración aumentaría en el líquido pleural. La vía principal de salida del líquido pleural debe ser a través de los orificios lo suficientemente grandes como para mantener cierto grado de absorción de líquido y proteínas. La vía sería las estomas y los linfáticos de la pleura parietal. [2]

El diagnóstico requiere de radiografías para confirmar la presencia de líquido acumulado y la biopsia de líquido pleural. Cuando la radiografía no funciona y aun se tienen dudas de si existe líquido pleural acumulado se recurre a radiografías en decúbito lateral y ecografías.

2.7 Ultrasonido

El ultrasonido se ha usado cada vez más en la última década debido a sus ventajas para los diagnósticos médicos y/o el estudio médico de la cavidad torácica. Este ha sido de mucha utilidad para la guía de procedimientos invasivos como por ejemplo el drenaje de líquido pleural, toma de biopsias y colocación de catéteres torácicos. [13]

El ultrasonido trabaja con impulsos eléctricos que son dirigidos al transductor y estas ondas eléctricas generan, a través de piezas cerámicas, ondas sonoras. Cuando las ondas sonoras pasan por un tejido se comportan de diferente manera dependiendo del grado de la impedancia que el tejido le imponga. Algunas ondas sonoras se propagan en los tejidos en especial cuando el tejido tiene alto contenido de agua, como el hígado, músculos, etc. Y algunas otras se regresan al transductor lo que es conocido como reflectancia debido a tejidos no comprimibles como el hueso y donde existe presencia de aire. Entre las ondas sonoras que hay que destacar son las siguientes:

- Longitud de onda: distancia entre dos bandas adyacentes. Permite definir características de los tejidos.
- Frecuencia: número de ondas por segundo con unidad de Hertz.
- Período: tiempo que tarda en finalizar un ciclo de onda.
- Velocidad: velocidad que tarda en propagarse una onda sonora.

Existen también propiedades acústicas de los tejidos que proporcionaran diferentes características ecogénicas, mostrando tonos de blanco, gris y negro. Estas propiedades se muestran a continuación en la tabla I.

Tabla I. característica ecogénica y color de diferentes tipos de tejidos

Tipo de tejido	Característica	Color
Hueso	Diferente al aire	Blancos y grises
Aire	Muy ecogénico	Color blanco
Músculo	Ecogénico	Color gris
Hígado y riñón	Ecogénico	Color gris

Grasa	Hipoecogénico	Color negro
Sangre y fluidos	Hipoecogénico	Color negro

Los transductores de alta frecuencia dan mejor definición en las imágenes que se obtienen, pero tiene poca penetración en los tejidos, y los de baja frecuencia tienen menor definición en las imágenes, pero tienen mejor penetración en los tejidos. Para la parte del tórax y ver la zona de la cavidad pleural es ideal utilizar un transductor de 3.5 a 5 MHz. Se puede ajustar la imagen manipulando la ganancia de ecogenicidad para una mejor definición y también se puede ajustar la profundidad para mejorar los detalles de los tejidos. La pleura se distingue como dos líneas hiperecoicas y el espacio pleural es difícil de definir ya que es un espacio de menos de 0.3mm de grosor, es por eso por lo que se dice que el espacio pleural es un espacio virtual. [14]

2.8 Estado del arte

En la siguiente tabla se pueden observar dispositivos en los cuales se utilizan características similares a las que se pretenden simular donde se describe la propuesta realizada por el autor y su estrategia de simulación, mostradas en la tabla II.

Tabla II. Estado del arte (simuladores con características similares)

Título	Propuesta	Estrategia para simular la pleura
Development of a model to mimic pleural space mechanics. [15]	Simular el sistema respiratorio de un humano adulto permitiendo exhalar un volumen de aire de 500 ml y para la inhalación un volumen de	En este caso la cavidad pleural está dada por el espacio que existe entre el balón interior que representa al pulmón y el balón exterior que representa la pared torácica.

	<p>2000 ml. De esta manera el sistema puede elegirse para representar a un paciente con un sistema de drenaje pleural o no, para ayudar a entender las cirugías de drenaje pleural cuando se presenta una efusión pleural</p>	
<p>Unidad diafragmática del simulador físico de la biomecánica respiratoria. [16]</p>	<p>Simular respiraciones espontaneas y espiraciones forzadas con una unidad diafragmática que permite analizar la capacidad de realizar espiraciones activas para entender el funcionamiento del sistema respiratorio</p>	<p>La pleura no se simula en este dispositivo</p>
<p>Detección no invasiva de efusiones pleurales mediante el análisis de señales ultrasónicas adquiridas de un phantom de pleura. [17]</p>	<p>Simular la propagación del pulso ultrasónico al utilizar un ultrasonido en pacientes con efusión pleural</p>	<p>Se simula la pleura con pliegos de LDPE montados en piezas para de esta manera simular el espacio pleural</p>

<p>Diseño de un sistema de análisis para las señales acústicas pulmonares [18]</p>	<p>Simular los sonidos acústicos respiratorios como una herramienta de diagnóstico.</p>	<p>La pleura no se simula en este dispositivo</p>
<p>Diseño e implementación de un simulador para drenaje pleural con fines educativos para estudiantes de medicina de la Fundación Valle del Lili [19]</p>	<p>Simular el tórax para la práctica del drenaje pleural teniendo en consideración que el modelo podrá presentar un neumotórax y un hemotórax</p>	<p>La pleura se simula con dos piezas simulando cada pleura para realizar una punción permitiendo la salida del aire contenido en el contenedor de aire que corresponde al espacio pleural</p>
<p>An organosynthetic soft robotic respiratory simulator [20]</p>	<p>Simular el movimiento y la función del diafragma usando robótica y tejido orgánico usando termoplásticos y elastómeros.</p>	<p>El espacio pleural no está definido, por lo que la cavidad pleural está representada por la modulación del volumen de gas entre los pulmones y las paredes torácicas.</p>

2.9 Imagenología ultrasónica en un derrame pleural

En modo-B Suele definirse como un color muy oscuro al ser anecoico, una banda delgada hiperecoica que va con el movimiento de la respiración y por el pulmón colapsado. Puede no haber ecos hasta que el derrame comprima el pulmón y aparece como una imagen triangular isoecoica flotando en el espacio pleural. En modo-M el derrame se muestra con una banda anecoica que separa las líneas de los tejidos blandos.

Se puede medir el espesor de la pleura e identificar si hay engrosamientos y también la cantidad de líquido en la cavidad pleural en una radiografía de decúbito lateral. Se estima que el líquido pleural tiene una cantidad de 170 ml si la separación es de 1 cm, 580 ml si es de 2.5 cm y de 1000 ml si esta separación es de 4 cm. [21]

El ultrasonido es seguro, rápido y eficaz al utilizarse como una guía para colocar un catéter o una sonda para el drenaje del líquido pleural para de esta manera identificar estructuras como el diafragma, parénquima pulmonar o vísceras. Para esto se marca el sitio del ultrasonido, se ajusta la ganancia y la profundidad para saber cuánto debe introducirse el catéter. Aunque si el derrame pleural es muy grave se debe evitar el drenaje masivo de líquido pleural ya que puede ocasionar un edema pulmonar por reexpansión. Es recomendable medir la presión pleural ya que si esta presión llega a ser de -20 cm de H₂O se debe parar de drenar el líquido. [2]

Capítulo 3: Modelado del sistema y elementos a considerar sobre las características de la pleura para el diseño del dispositivo mecánico

El Phantom de tórax es una de las zonas más importantes de nuestro dispositivo, puesto que se deben igualar las propiedades acústicas de los tejidos artificiales a los tejidos del cuerpo humano tomando en consideración la siguiente tabla. [22]

Tabla III. Características ultrasónicas de los tejidos a simular

Tejido	Velocidad (m/s)	Atenuación (dB/cmMHz)
Músculo	1500	3.2
Pleura	1540	0.7
Aire	330	12.0
Agua	1480	0.0

Con base en estos datos, obtenemos que la velocidad promedio en nuestros tejidos debe ser de 1540 m/s la cual es la constante a igualar.

3.1 Pared torácica

Para la pared torácica se toma en cuenta características acústicas del músculo para de esta manera simular un estudio de ultrasonido de la manera más real posible. Tomando en cuenta que la velocidad del sonido en el tejido blando, músculo y grasa tienen valores de entre 1450 a 1540 m/s se utilizara una capa de músculo con la velocidad más alta. En esta consideración se toma en cuenta que se tiene que desarrollar un Phantom de músculo con las características acústicas deseadas con una mezcla de agua destilada, aserrín y agar[23], [24]. Otra característica acústica que se debe tener en cuenta es la atenuación de la capa a simular, en este caso tiende a ser de entre 1.3 a 3.3 dB/cm/MHz. Y la impedancia del musculo es de 1.7 g/cm²seg, esta característica únicamente se toma en cuenta para futuros desarrollos de Phantom de músculo. [17], [25]

3.2 Pleura visceral y parietal

Se debe tomar en cuenta el espesor de la pleura visceral y parietal, así como algunas propiedades acústicas (velocidad, atenuación e impedancia) al ser un tejido blando el valor de la velocidad es de 1540 m/s, la atenuación de 0.7 dB/cm/MHz y la impedancia puede ir desde 1.38 a 1.7 g/cm²seg. Los valores sobre las características acústicas son similares a la capa de músculo a simular por lo que se agregaran dos capas de pleura respectivamente de LDPE debido a que la velocidad del sonido en el material es de 2080 m/s y su elasticidad nos permite obtener un material impermeable y con un grosor de 0.02 mm. [17], [26]

3.3 Líquido pleural

Para el líquido pleural se toma en cuenta igualmente sus propiedades acústicas siendo estas de 1571 m/s de velocidad de sonido, 0.01 dB/cm/MHz de atenuación y la impedancia de entre 1.38 a 1.7 g/cm²seg. Para esta consideración se debe tener en cuenta que el líquido pleural tiene que estar siempre dentro de la cavidad pleural sin cambiar la dimensión del espacio pleural debido a la presión que se ejercen dentro de este espacio.

3.4 Espacio pleural

Para el espacio pleural se toma en cuenta la dimensión de este de 10 a 20 μm de grosor y se toma en cuenta que habrá líquido pleural, se toma como consideración obtener un espacio pleural inicial de 0.01 a 0.02 mm de espesor. En un caso donde se produce una efusión pleural, la distancia máxima que puede alcanzar esta separación entre membranas pleurales es de 1cm de espesor.

3.5 Dispositivo

Para el diseño del dispositivo se toma en cuenta la cavidad para músculo y costilla, la ubicación y acoplamiento de las pleuras, la cavidad del líquido pleural, la ubicación y acoplamiento del transductor y el movimiento a simular con un control electrónico, considerando que se requiere simular una efusión pleural donde existe un aumento del líquido pleural que colapsa al pulmón entonces se debe tener en cuenta que la pleura visceral tiene que alejarse de la pleura parietal haciendo que exista una mayor cantidad de líquido pleural dentro de la cavidad pleural. Esta cavidad debe tener una dimensión, en un caso sano, de 10 a 20 μm (0.01 a 0.02 mm) y una dimensión, en un caso con derrame pleural, de hasta 1 cm de distancia. Al ser un dispositivo para el análisis de señales donde el usuario pueda transportarlo de un lado a otro, se toma en cuenta que el dispositivo completo no debe superar los 20 kg de peso, por lo que se utilizaran materiales adecuados para controlar el peso del dispositivo y para la manufactura de ellos obteniendo un alto grado de precisión en cada una de las piezas (± 0.05 mm), así como la factibilidad de procesamiento de las

piezas sabiendo de antemano cuales son las herramientas con las que se cuenta y los procesos que se tienen que realizar.

A continuación, en la tabla IV se describen las piezas que componen el diseño del simulador de tórax.

Tabla IV. Descripción de colores en las piezas utilizadas en el modelo.

Color	Descripción
Rojo	Cavidad de componente hermético (empaque tipo Q-ring)
Verde	Dowel Pin (Pasador de posición)
Amarillo	Almacén de líquido pleural
Magenta	Tornillo
Cian	Cavidad de músculo y costilla
Azul	Ubicación de pleura parietal
Azul claro	Ubicación de pleura visceral

3.6 Phantom de Tórax

Una vez se ha realizado el análisis de los componentes y dimensiones a utilizar, se realiza la siguiente propuesta de diseño.

3.6.1 Zona para el músculo y costilla

En la zona del músculo y costilla (Figura 2) es donde se ubicará el transductor paralelo al Phantom de músculo para el diagnóstico ultrasónico. La zona del transductor que permitirá la adquisición de señales tiene un diámetro máximo de 38.1 mm por lo que la zona de análisis y de alojamiento del musculo debe ser mayor a esta medida. Para un maquinado factible, el espacio de alojamiento del musculo se valoró en 80 mm (Figura 3), siendo esta medida una referencia para todo el dispositivo, de manera que se alojara un Phantom de músculo de 100000 mm³.

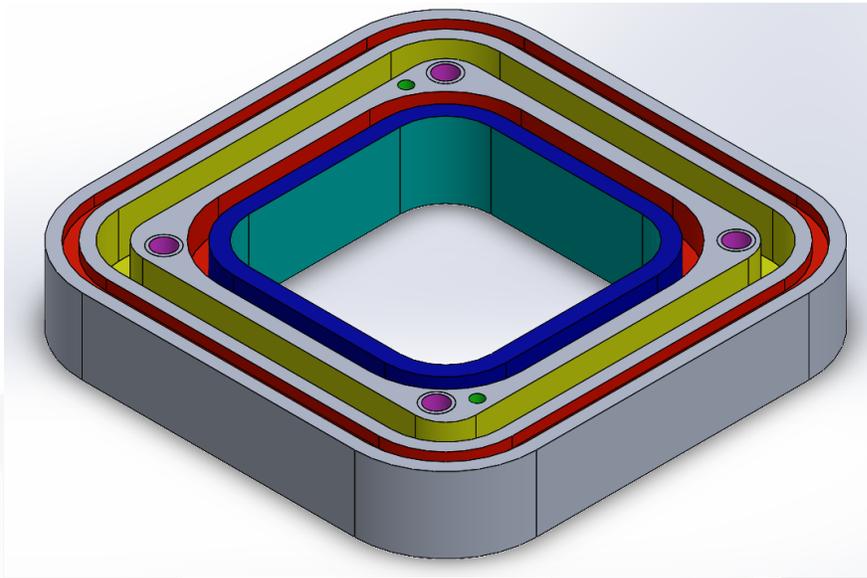


Figura 2. Pieza de alojamiento de musculo y costilla

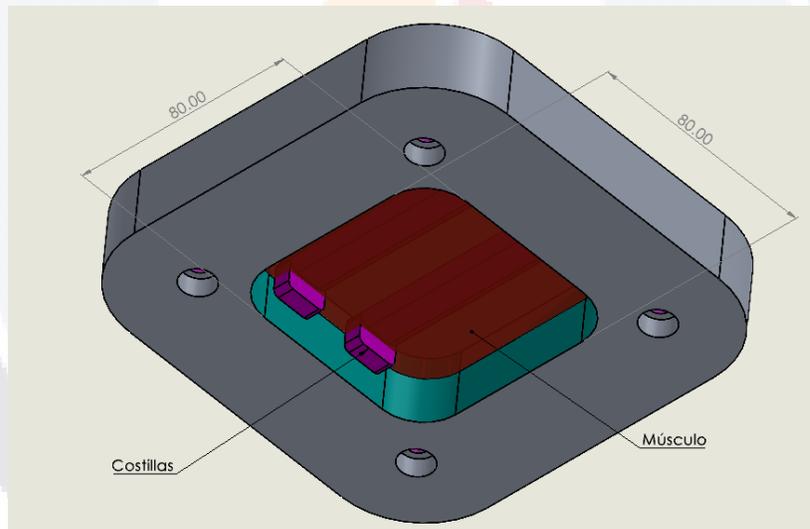


Figura 3. Pieza de alojamiento de musculo y costilla (vista desde la zona de inspección)

Debido a que en esta zona se alojan los tejidos artificiales correspondientes al Phantom de tórax, es donde se ubica el transductor para poder realizar inspecciones ultrasónicas. De esta manera podemos observar en la figura 4 la colocación y sujeción de nuestro transductor.

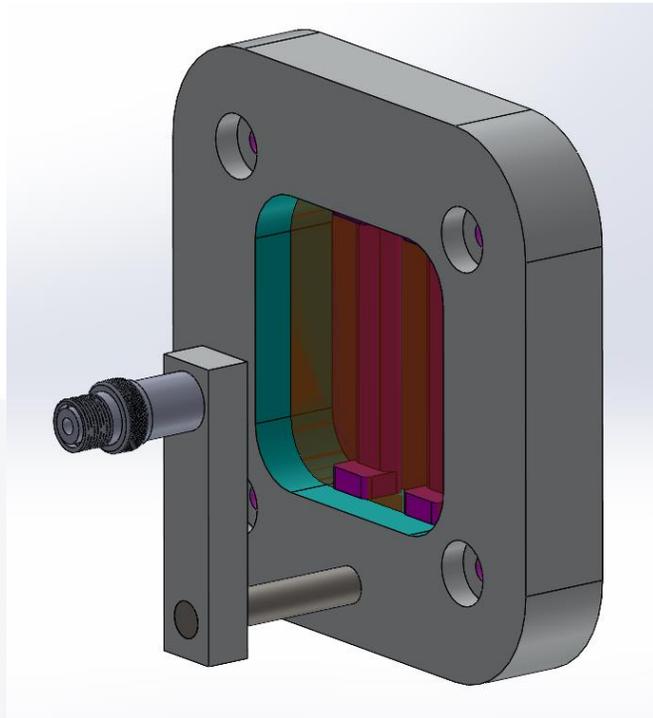


Figura 4. Sujeción y ubicación de transductor

3.6.2 Zona para la pleura parietal

La pleura parietal se encontrará sobre el músculo (Figura 5), estará alojada con Q-ring para la sujeción y tensión de esta y para la no filtración de líquido pleural al exterior. De esta forma en la misma pieza que alberga al musculo y las costillas, se encontrara la pleura parietal.

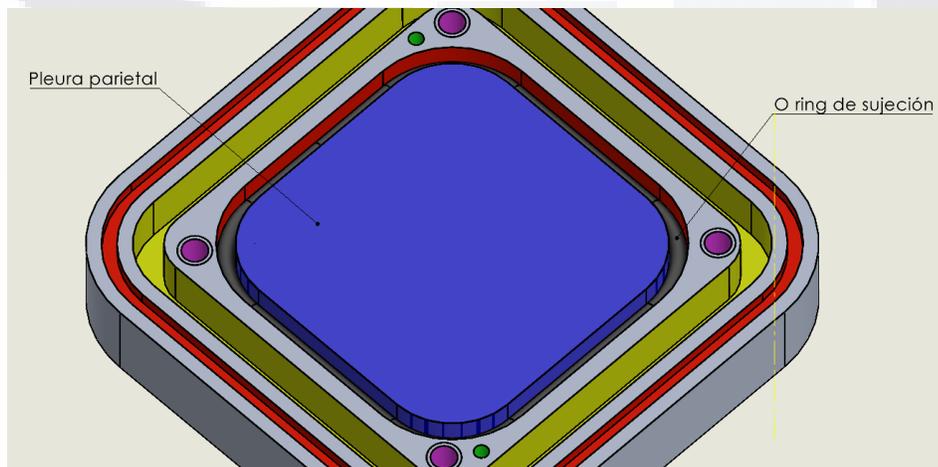


Figura 5. Alojamiento de pleura parietal

Como podemos observar la pleura parietal cubre al músculo, estando por encima de ellos. De esta manera simulamos el tórax y su unión con la pleura parietal.

3.6.3 Zona para la pleura visceral

La pleura visceral es la capa la cual simulara el movimiento actuando como una efusión pleural (Figura 6). Se utiliza el concepto de montaje de la pleura parietal (Figura 7) y considerando que la pieza tendrá un recorrido de 1 cm esta estará insertada en otra pieza para lograr el movimiento sin perder la posición.

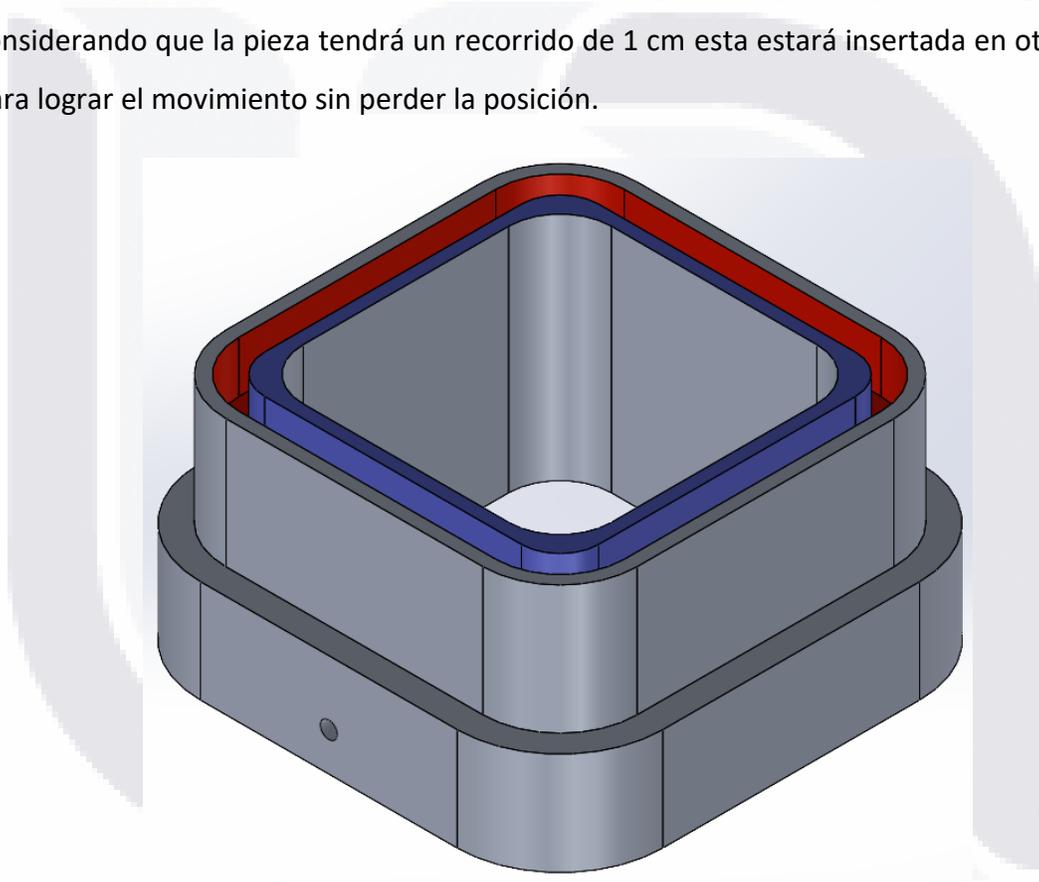


Figura 6. Pieza de alojamiento para la pleura visceral

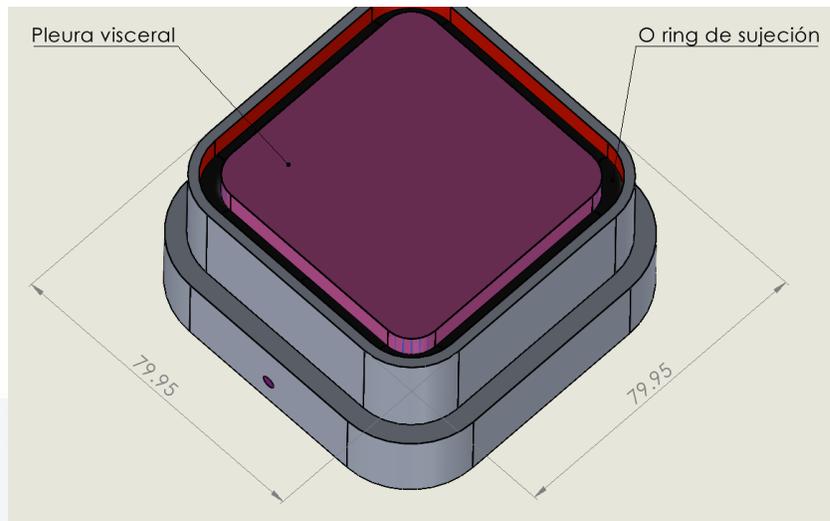


Figura 7. Alojamiento de pleura visceral

En esta parte del diseño se decidió utilizar una pieza extra para el recorrido de la pleura visceral (Figura 8). Logrando un acoplamiento perfecto y un recorrido suave con una holgura de 0.02 mm.

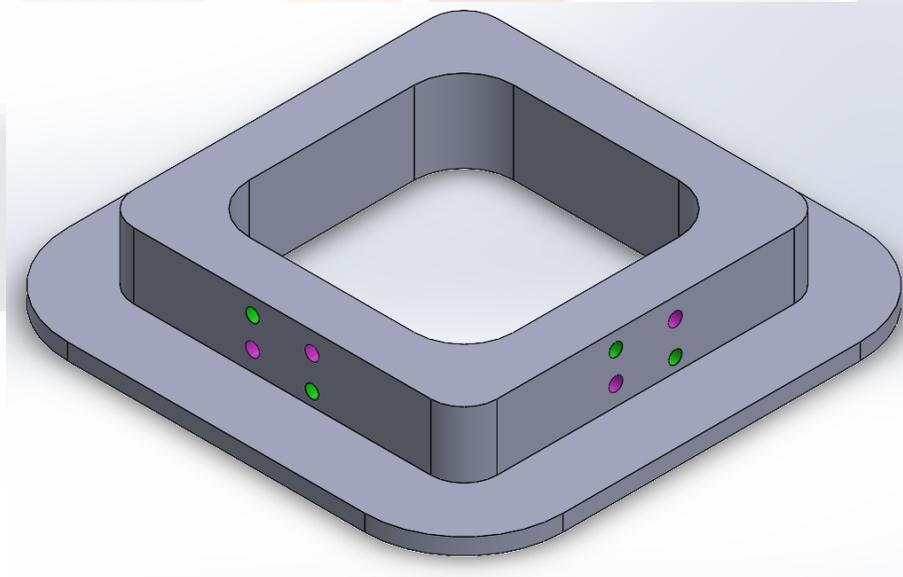


Figura 8. Pieza para recorrido de pleura visceral

En este caso la pieza de recorrido esta modelada de tal forma que se atornilla en la zona de pleura parietal haciendo que el líquido pleural no tenga posibilidad de filtrarse al exterior

con otra pieza de O ring que contiene al líquido pleural. De esta manera la pieza de alojamiento de pleura visceral se coloca de la siguiente manera (Figura 9).

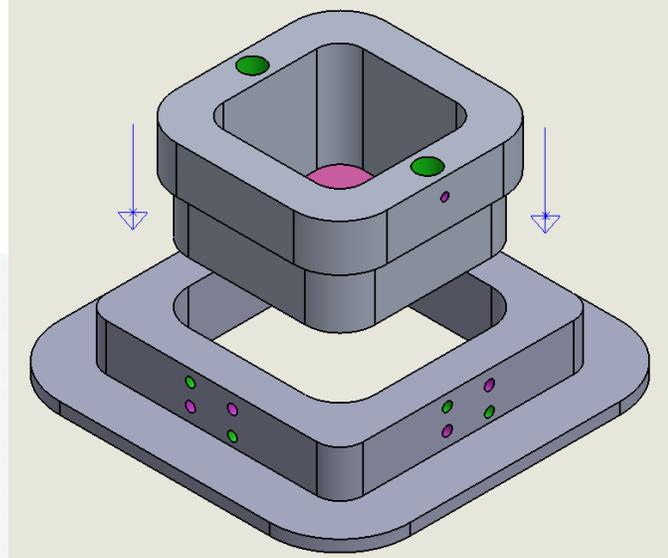


Figura 9. Modo de acoplamiento de la pleura visceral a la pieza de recorrido

Para lograr un recorrido suave y preciso, sin holgura entre las piezas, se fabricarán en centros de maquinado CNC para garantizar una tolerancia de tipo H7.

3.6.4 Acoplamiento de pleura visceral con la pleura parietal

En la figura 10 podremos apreciar las piezas que conforman la parte esencial del dispositivo obteniendo un Phantom de tórax con musculo, pleuras, líquido y espacio pleurales.

La pieza de recorrido (pleura visceral) y la pieza donde se aloja la pleura parietal, el musculo, las costillas y el líquido pleural, se posiciona mediante Dowel pin (pasadores) y tornillos de acero inoxidable para garantizar un ensamble preciso.

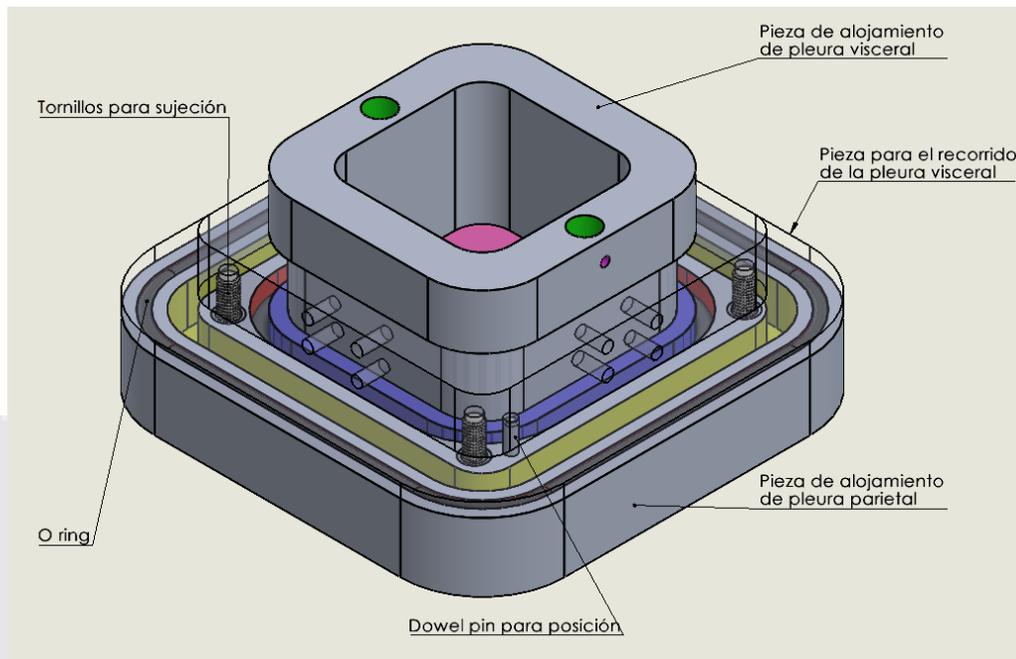


Figura 10. Acoplamiento de pleura visceral y pleura parietal

Como podemos observar en la figura 11 se muestra el dispositivo cerrado logrando un espacio pleural de 0.01 mm hasta lograr un espacio de 10 mm (figura 12).

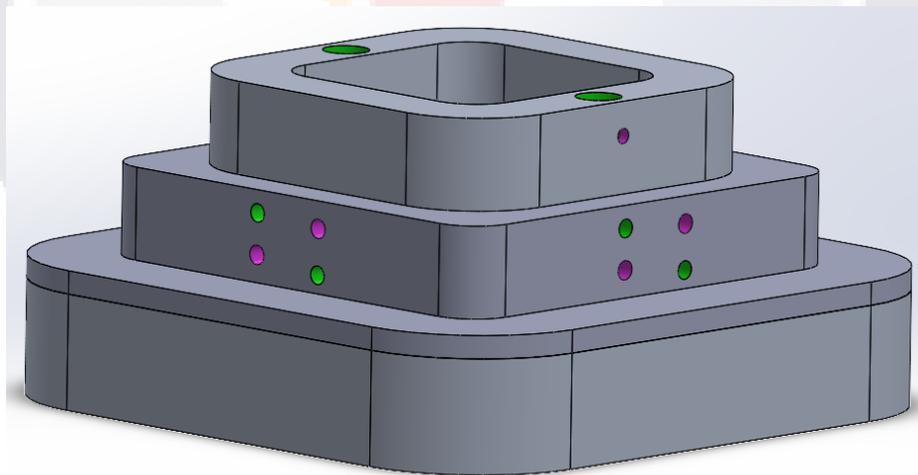


Figura 11. Espacio pleural de 0.01 mm

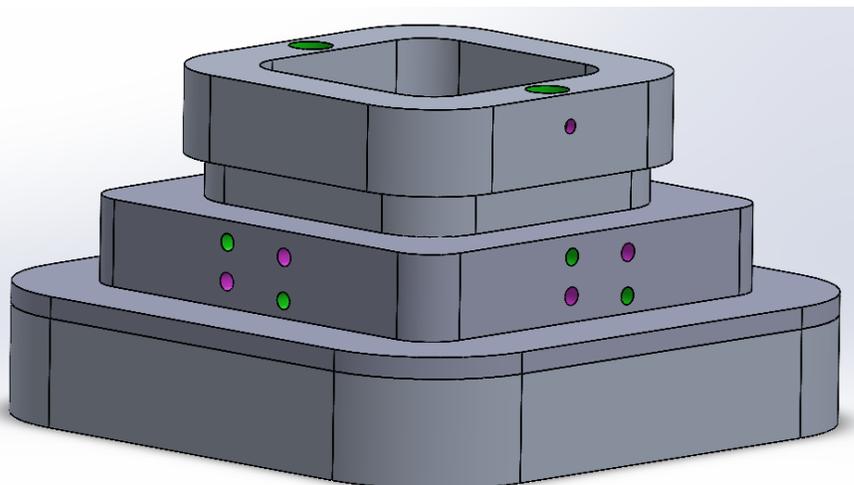


Figura 12. Espacio pleural de 10 mm

El Phantom de tórax con un corte transversal se visualiza de la siguiente manera para ubicar cada pieza como se ha modelado (Figura 13).

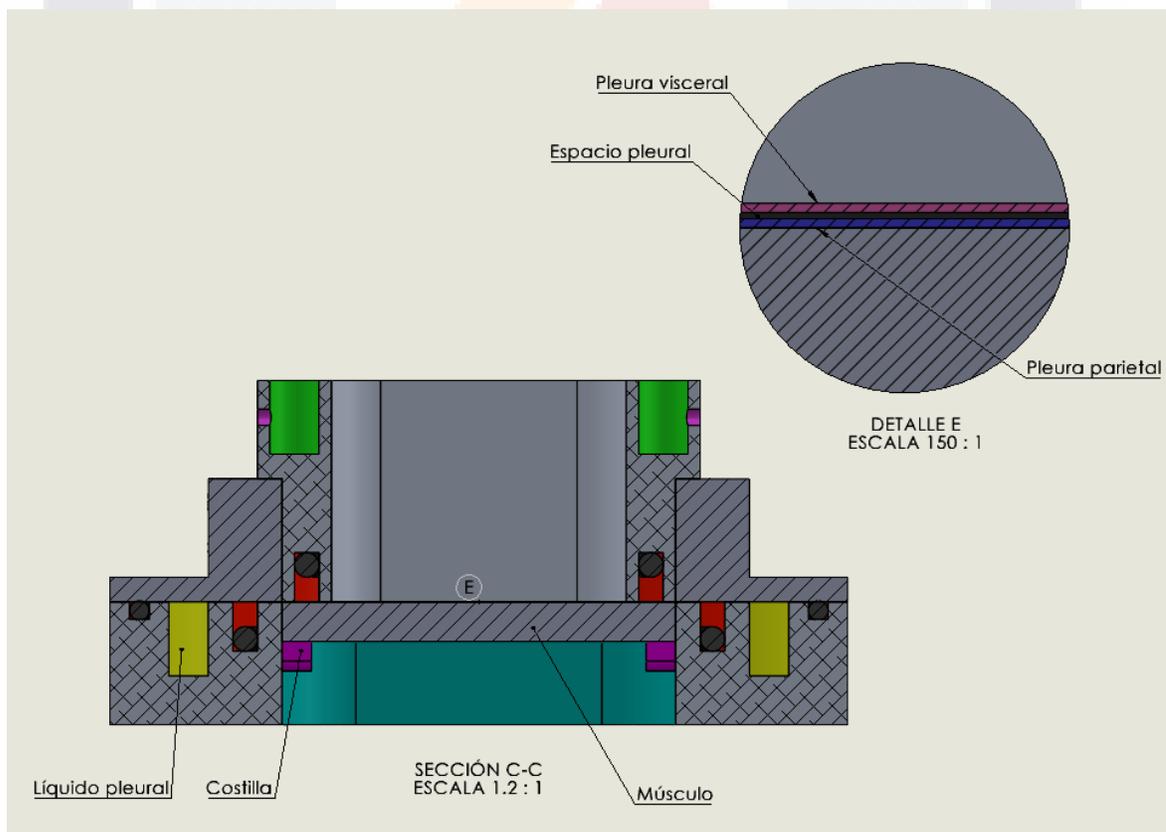


Figura 13. Vista de sección de Phantom de tórax

3.6.5 Zona para el líquido pleural

En la pieza de alojamiento de musculo y costilla se encuentra la zona de almacenamiento del líquido pleural, garantizando que exista siempre la cantidad suficiente de líquido pleural cuando se presenta la efusión pleural, es en esta zona donde se debe tener mucho enfoque haciendo que todas las piezas ensambladas no permitan el filtrado de líquido hacia el exterior, haciendo un almacén de líquido pleural totalmente hermético (Figura 14).

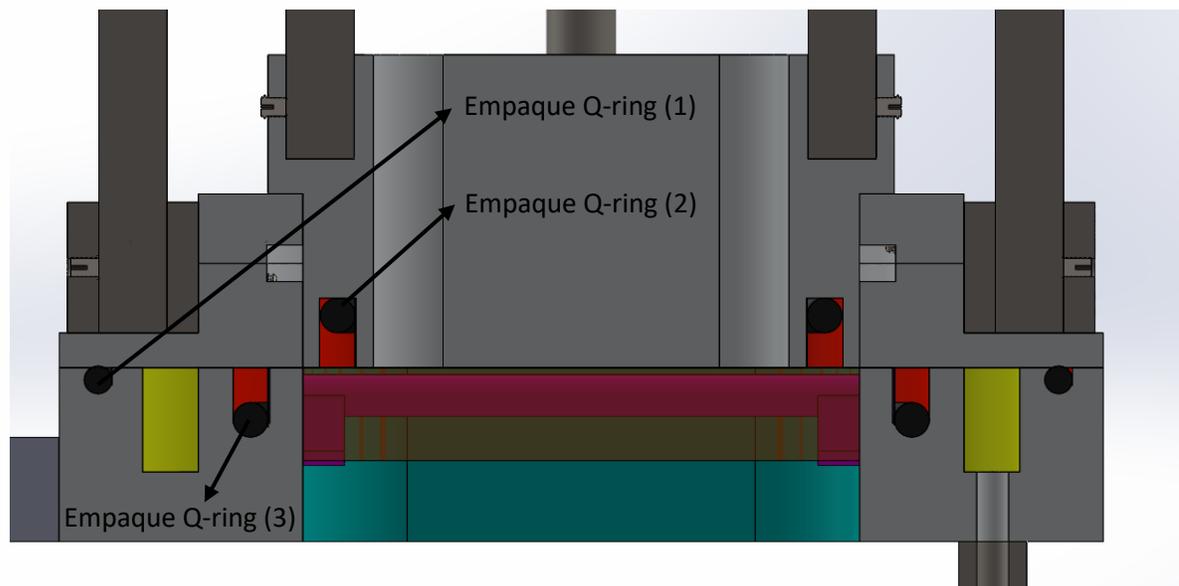


Figura 14. Empaques para el sistema hermético

Cada uno de los empaques corresponde a una función especial en el sistema, el empaque Q-ring (1) impide la filtración de líquido hacia el exterior de la pleura visceral, el empaque Q-ring (2) impide la filtración de líquido hacia el exterior de la pleura parietal y el empaque Q-ring (3) impide la filtración de líquido hacia el exterior del Phantom de tórax.

3.6.6 Mecanismo de movimiento preciso

Para el movimiento de la pleura visceral se utilizan 4 columnas que servirán como soporte (Figura 15), impidiendo obtener cargas transversales, ya que el dispositivo debe estar en

sentido horizontal. También se utilizan 2 columnas que servirán para el movimiento del Phantom

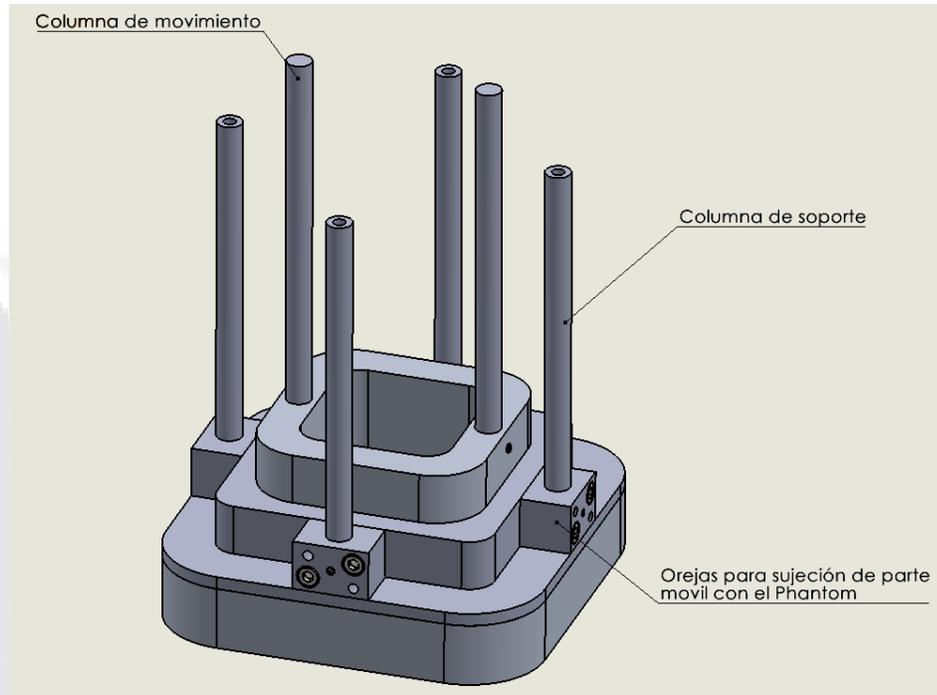


Figura 15. Columnas de soporte y movimiento

Todas las columnas de soporte están empotradas mediante las orejas de sujeción las cuales tienen una posición única utilizando igualmente Dowel Pin para obtener un movimiento totalmente recto.

Cada columna de soporte tiene que ir insertada en la placa de soporte con su sujetador correspondiente para que el Phantom este lo más centrado posible (Figura 16).

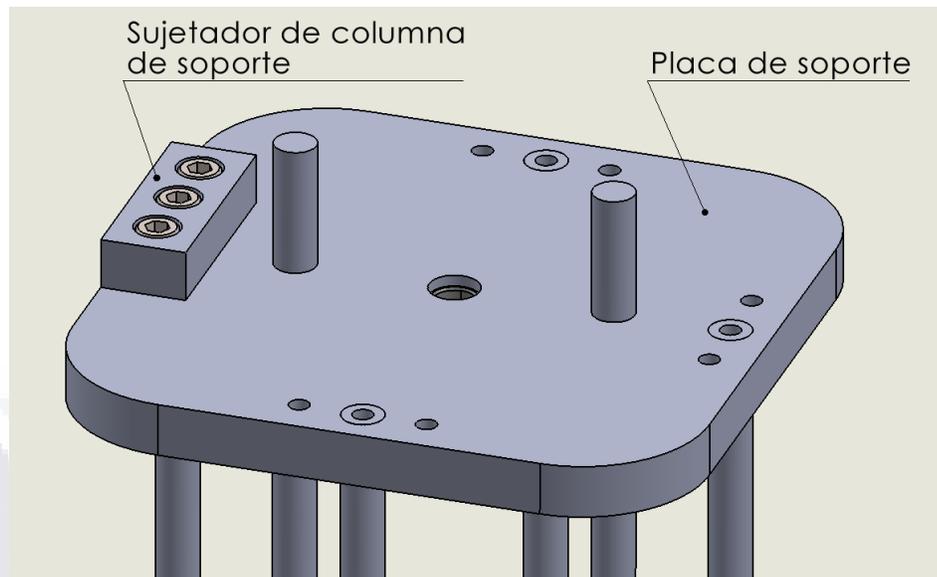


Figura 16. Placa de soporte y Sujetadores

Para el movimiento gradual de la pleura visceral utilizando la varilla roscada M12 x 1.5 mm es necesario utilizar una pieza de sujeción llamada deslizador para el movimiento simultaneo de las columnas de movimiento como se muestra en la figura 17.

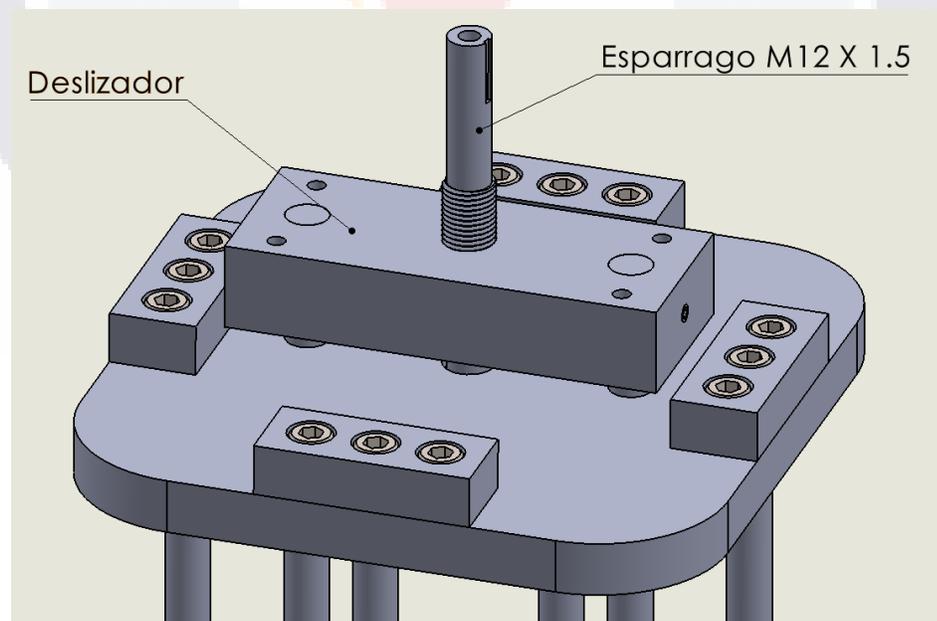


Figura 17. Deslizador y esparrago de giro

La manera de evitar que las columnas de movimiento cambien de su posición será ensamblando una placa llamada backing plate, impidiendo que las dos columnas que sostienen a la pleura visceral superen la pieza de deslizamiento y pierdan la posición establecida (Figura 18).

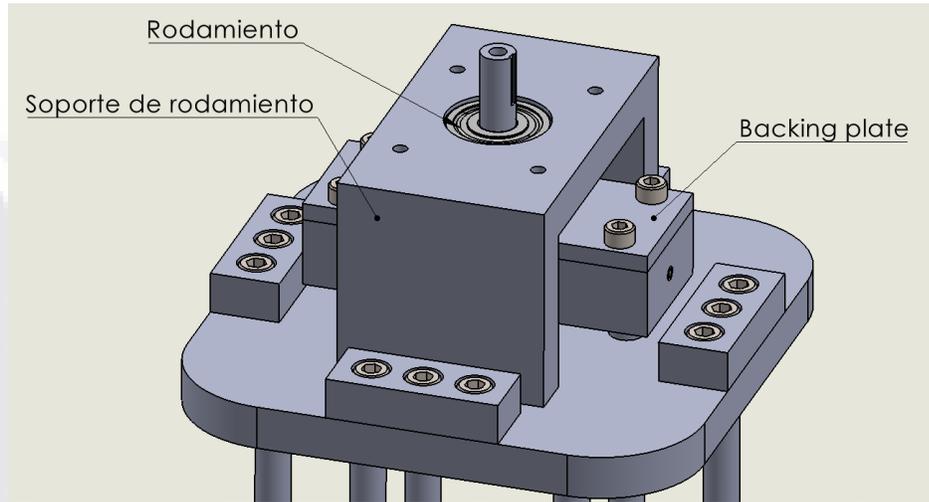


Figura 18. Rodamiento superior y soporte

Como podemos observar en la figura 18 y 19 se ubican los rodamientos para el giro del esparrago para evitar fuerzas axiales debidos al giro del esparrago M12 x 1.5 mm, logrando igualmente un movimiento fluido con un torque de giro muy pequeño.

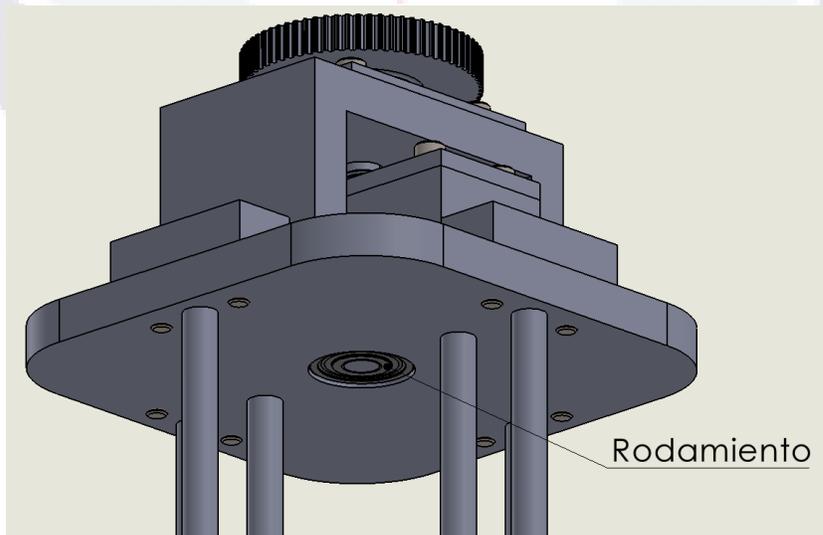


Figura 19. Rodamiento inferior

Para finalizar, el movimiento del esparrago será graduado con una polea de 100 mm de diámetro con ayuda de una varilla roscada M12 x 1.5 mm significa que, por cada vuelta, tendremos una elevación de 1.5 mm. Entonces cada vuelta equivale a 360° lo cual significa que para elevar el dispositivo 0.009375 mm se necesita una rotación de 2.25° de giro (Figura 20).

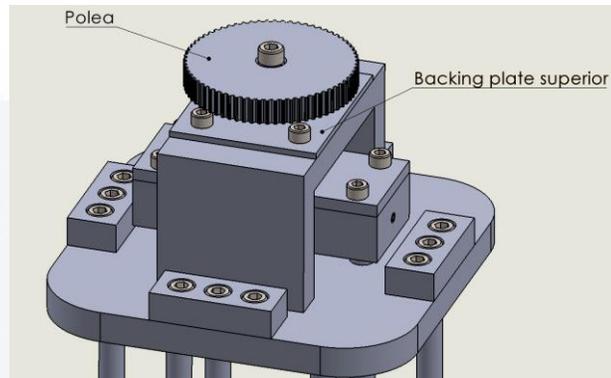


Figura 20. Polea de giro con chaveta

3.6.7 Dimensiones generales

Como podemos observar en la figura 21, se tienen las dimensiones generales del dispositivo.

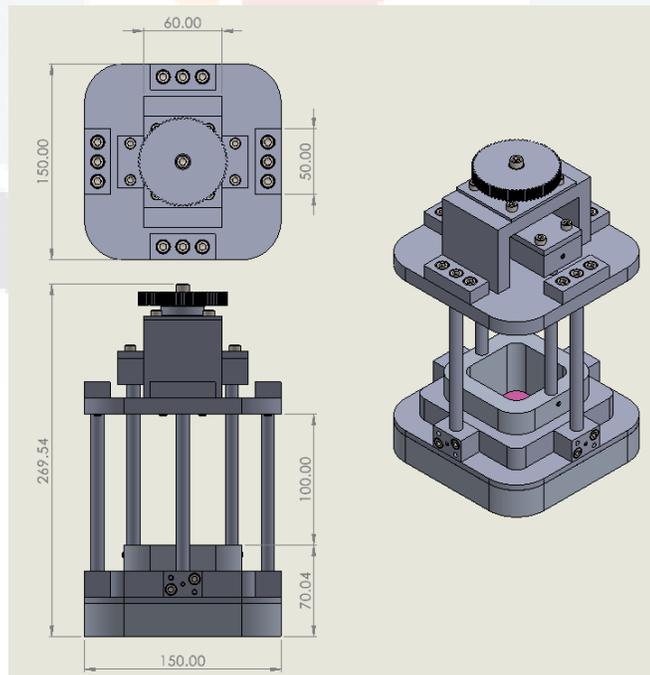


Figura 21. Dispositivo y dimensiones

Cabe aclarar que los terminados redondeados de cada pieza son únicamente para evitar golpes o cortaduras al usuario. Cada pieza debe estar debidamente redondeada y rebabeada.

Capítulo 4: Phantom de músculo

Para la elaboración del phantom de músculo (Figura 22) se deben igualar las propiedades acústicas, del tejido blando de músculo del cuerpo humano, en un tejido artificial elaborado con una mezcla de agua destilada, agar y aserrín de Triplay [17]. Esto nos permitirá obtener un tejido artificial con la velocidad y atenuación requerida, 1540 m/s y -3.2 db/cmMHz respectivamente.



Figura 22. Phantom de músculo

4.1 Elaboración de Phantom

Materiales

Se utiliza agar para la consistencia del Phantom e igualar la velocidad ultrasónica del mismo, también se utiliza agua para la mezcla con agar y aserrín para lograr obtener la atenuación requerida (3.2 db/cmMhz)

Protocolo de elaboración:

Ingredientes

- 2.5 gr Agar
- 100 ml Agua destilada
- X cantidad de aserrín fino o superfino: La diferencia entre el aserrín fino y superfino es únicamente el tamaño de las partículas de aserrín, lo que implica que la atenuación cambie en las inspecciones debido al tamaño de la partícula de aserrín.

Notas:

- Los 100 ml de agua destilada deben ser contenidos en un vaso de precipitado de preferencia.
- Se debe verificar que el agitador magnético gire libremente.
- Se debe retirar la báscula y después colocar la parrilla eléctrica (estas dos no deben trabajar simultáneamente debido al campo magnético que generan).

Elaboración

1. Pesar las cantidades de agua, aserrín y agar con ayuda de una báscula Explorer Pro (La cantidad de aserrín es la que varía para poder obtener los resultados deseados).
2. Colocar el vaso de precipitado, con el agitador magnético, sobre la parrilla eléctrica Thermo Scientific con agitador magnético.
3. Ubicar termómetro digital, con ayuda de un soporte universal, de manera que la punta del termómetro este dentro del líquido.
4. Colocar papel encerado cubriendo el vaso de precipitado para evitar la evaporación del agua destilada.
5. Colocar la perilla de giro en el nivel 6 y colocar la temperatura en alrededor de 150-200 °C.

6. Cuando el termómetro digital marque 60 °C, retirar una zona del papel encerado para tener acceso al interior del vaso de precipitado y verter 2.5 gr de agar paulatinamente, hasta llegar a los 80 °C.
7. Cuando el termómetro digital marque 80°C, colocar la perilla de temperatura en 0°C y verter la cantidad de aserrín deseada paulatinamente.
8. Mientras el agitador magnético sigue en función, esperar a que la temperatura de la mezcla baje hasta los 65 °C.
9. Colocar perilla de giro en nivel 0 y retirar agitador magnético del vaso de precipitado.
10. Verter la mezcla en el recipiente de inspección deseado.
11. Esperar a que la mezcla llegue a temperatura ambiente y después enfriar por 24 horas.

4.2 Inspección ultrasónica

La inspección ultrasónica se realizó con ayuda de un transductor de 1 MHz con un diámetro de 15.84 mm. Se obtuvieron los valores de (1) velocidad y (2) atenuación de los Phantoms para su caracterización.

$$(1) \quad c = \frac{d * 2}{(t2 - t1)}$$

$$(2) \quad \alpha = \frac{20\text{Log}\left(\frac{A2}{A1}\right)}{2df}$$

Donde c es la velocidad, d es la distancia del medio analizado, t es el tiempo de vuelo, A es la amplitud de la onda y f la frecuencia del transductor utilizado.

A continuación, en la figura 23, podemos observar un diagrama de bloques sobre el proceso a seguir y los componentes utilizados para una inspección ultrasónica completa.

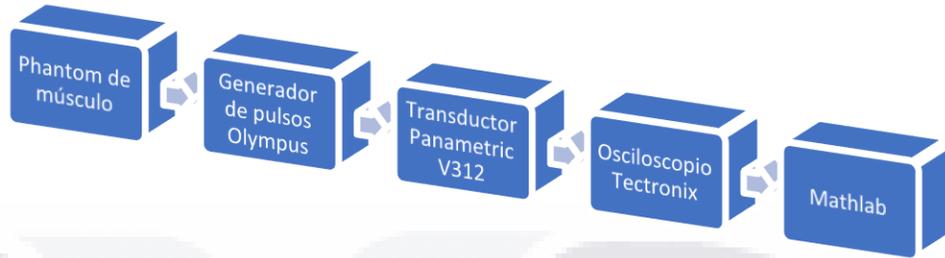


Figura 23. Diagrama de bloques de inspección ultrasónica para medir velocidad

Podemos observar el proceso que se lleva a cabo para medir velocidad ultrasónica, primeramente, se desarrolla Phantom de músculo para después generar pulsos en nuestro transductor colocado para la inspección ultrasónica obteniendo información en nuestro osciloscopio de manera que podamos analizar los ecos obtenidos dentro de Matlab para poder obtener la información más precisa.

4.3 Inspección ultrasónica en vaso de precipitado

Se colocó sumergido el transductor en el centro del vaso de precipitado con agua destilada para comenzar con la inspección como se muestra en la figura 24.

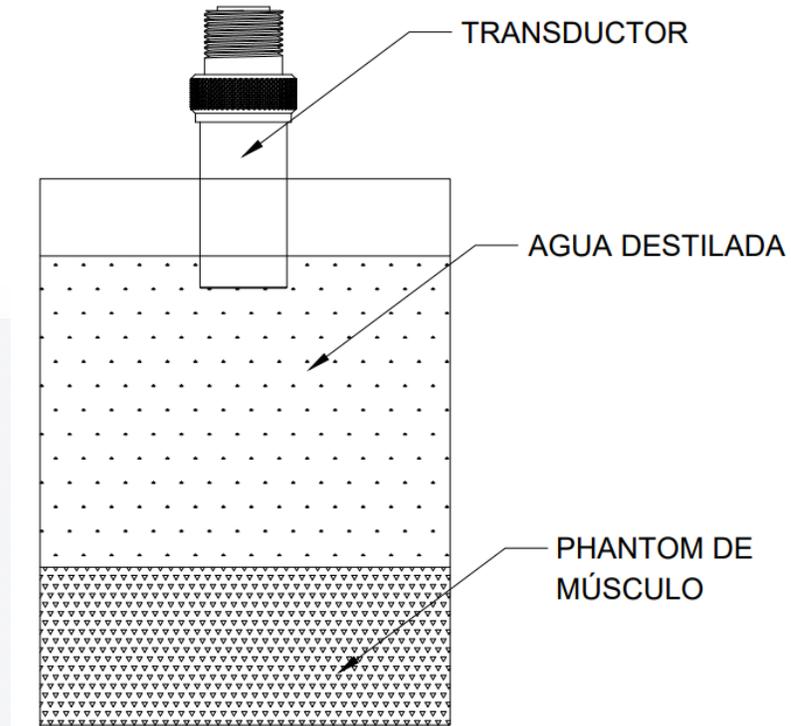


Figura 24. Inspección ultrasónica en vaso de precipitado

En la tabla V se puede apreciar la cantidad de materiales utilizados para las primeras pruebas del Phantom.

Tabla V. Ingredientes de los primeros análisis de Phantom

Phantom	Agar (gr)	Agua destilada (ml)	Aserrín fino (gr)
1	2.5	100	6
2	2.5	100	9
3	2.5	100	13.5

En la figura 25 podemos apreciar que, el primer interfaz consta del inicio del transductor atravesando el agua destilada, hasta llegar al Phantom (Interfaz 2) y después al fondo del vaso de precipitado (Interfaz 3).

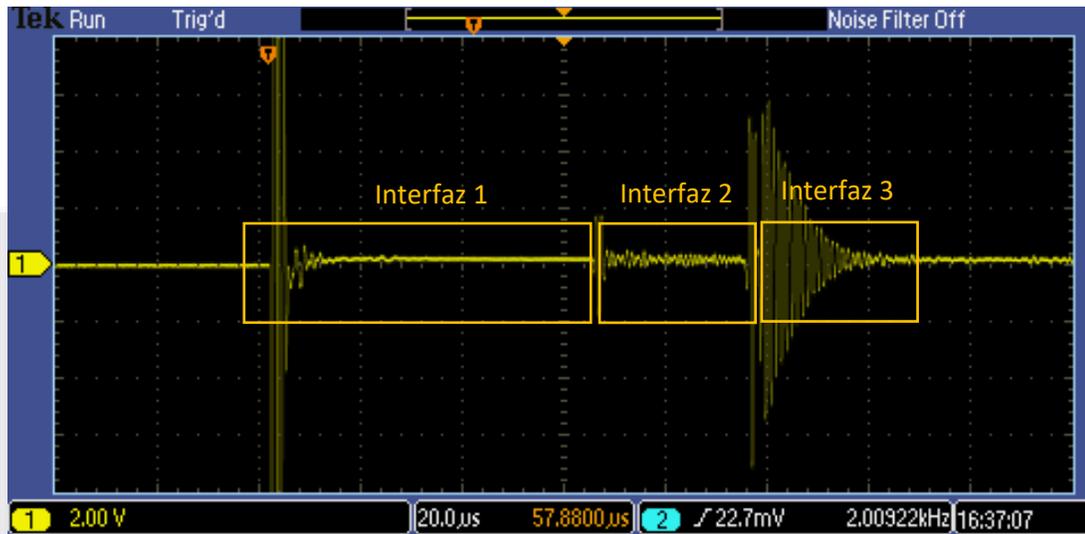


Figura 25. Ecos por medio analizado

Como se puede observar en la figura 26 se puede medir la velocidad del sonido en el Phantom midiendo los tiempos de vuelo desde el inicio del Phantom hasta el inicio del cristal del vaso de precipitado y utilizando la ecuación (1), dado que la distancia “d” es el grosor del Phantom elaborado y es un valor conocido.

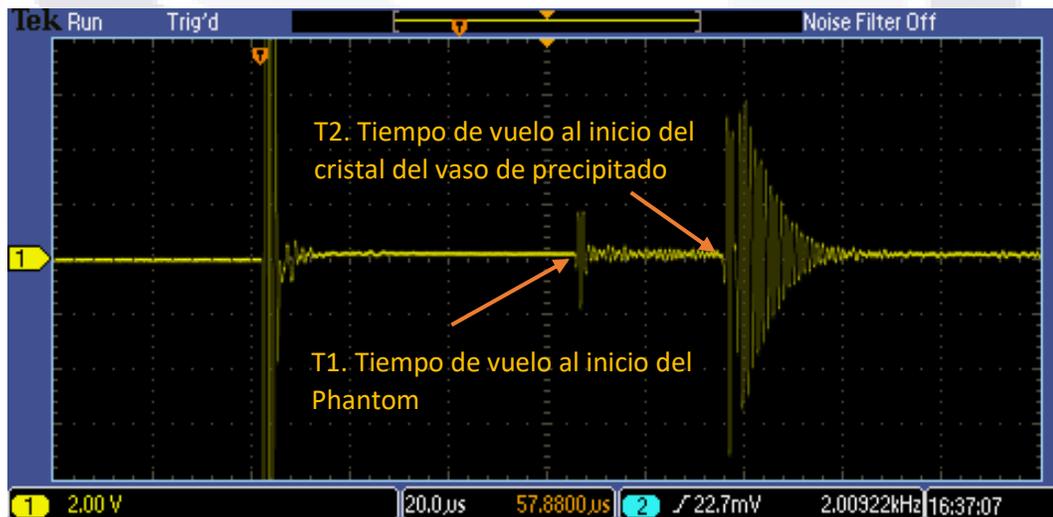


Figura 26. Tiempos de vuelo utilizados

Se midieron velocidades de tres Phantoms con distintos espesores obteniendo las siguientes velocidades (Tabla VI).

Tabla VI. Velocidades en Phantoms variando la cantidad de aserrín

Cantidad de aserrín	d(m)	f (MHz)	A1 (V)	A2 (V)	T1 (μ s)	T2 (μ s)	Velocidad (m/s)	Atenuación (dB/cm*M Hz)
6gr	2.25E-02	1	-	-	6.36E-05	9.35E-05	1507.032820	-
9gr	2.15E-02	1	-	-	6.57E-05	9.47E-05	1485.832757	-
13.5gr	1.6650E-02	1	-	-	7.74800E-05	9.87600E-05	1564.849624	-

Podemos observar que las velocidades fueron diferentes dependiendo de la cantidad de aserrín propuesta para cada una de las pruebas. Donde d es el grosor del medio a analizar, f es la frecuencia del transductor, A es la amplitud de la onda y T es el tiempo que tarda en cruzar el haz del ultrasonido dentro de nuestro tejido, calculado a partir de un punto T1 hasta un punto T2 específicos.

Para esta prueba no se pudo conseguir la atenuación debido a que para obtener la atenuación de cualquier elemento debemos analizar la mayor amplitud del primer eco mostrado y después analizar la mayor amplitud de un eco similar con una amplitud menor debido a la distancia recorrida después del primer eco.

4.4 Inspección ultrasónica utilizando disco con escalón de 5mm

La inspección se realizó de la misma manera que en la sección anterior, con la única diferencia de que en este caso el Phantom de músculo se acopla a un disco con un escalón de 5 mm (Figura 27) que se encuentra en el fondo del vaso de precipitado (o del recipiente donde se realiza la medición) como se muestra en la figura 28.

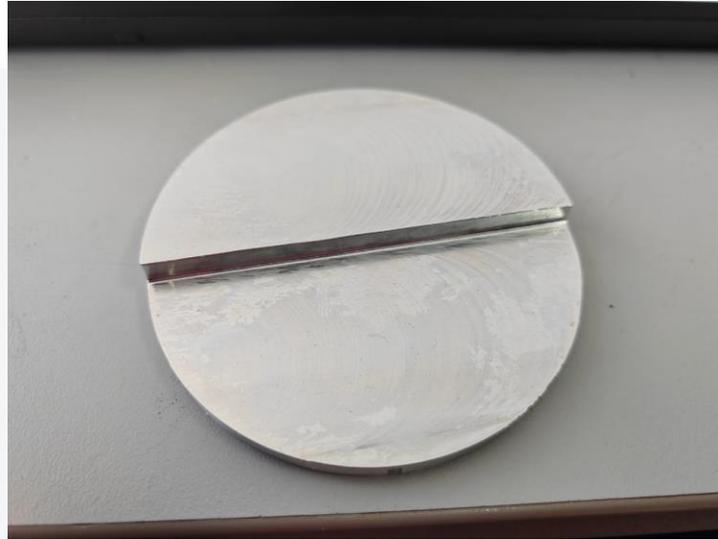


Figura 27. Disco de aluminio 6061 con escalón de 5 mm

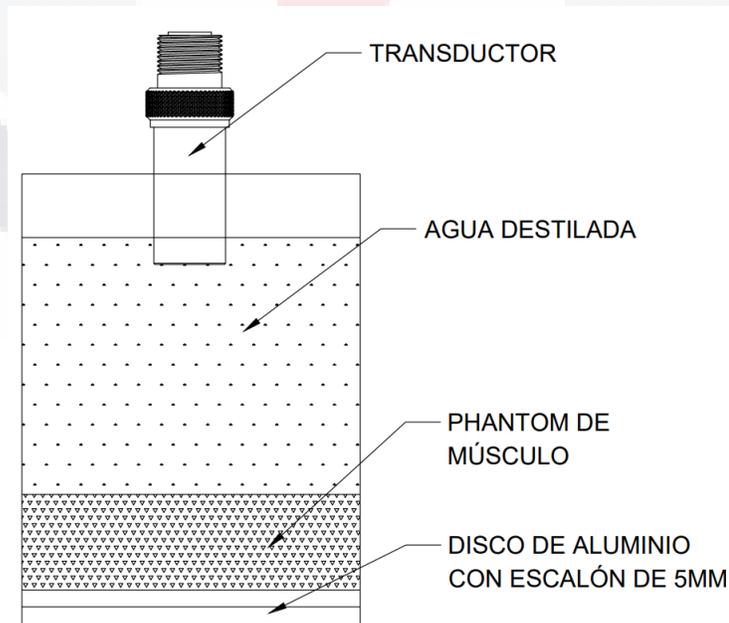


Figura 28. Inspección ultrasónica en vaso de precipitado con disco escalonado a 5 mm

La inspección con el disco nos permite obtener la atenuación del medio analizado debido a que el aluminio es un material reflectante, este mismo nos permitiría obtener un eco a cierta distancia y después de un tiempo determinado otro eco similar, pero a una distancia mayor.

En la figura 29 se observan dos ecos similares, el primer eco hace referencia al escalón superior del disco de aluminio y el segundo eco, hace referencia al escalón inferior del disco, logrando obtener mediante una distancia de 5 mm dos ecos similares con una atenuación diferente debido a la distancia a la que se encuentra este. Este disco nos permite obtener la velocidad y atenuación del sonido enfocándonos en los puntos máximos de los ecos para obtener la amplitud y el tiempo de vuelo necesarios.

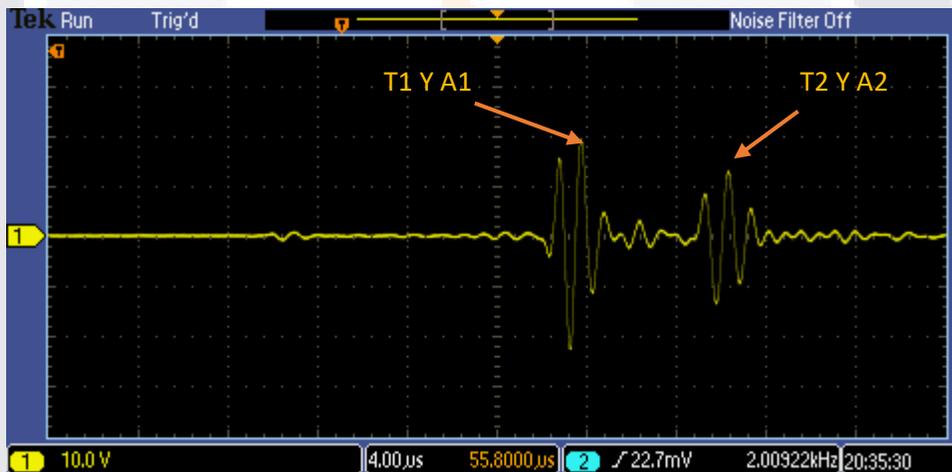


Figura 29. Ecos obtenidos con disco de aluminio

Se obtuvieron las velocidades y atenuación de diferentes mezclas de Phantom. Utilizando 6 gr de aserrín fino y 6 gr de aserrín superfino se obtuvo la siguiente información (Tabla VII).

Tabla VII. Atenuación y velocidad variando el tipo de aserrín

Material (gr)	d(m)	f (MHz)	A1 (V)	A2 (V)	T1 (μs)	T2 (μs)	Velocidad (m/s)	Atenuación (dB/cm*MHz)

6 (fino)	5.00E -03	1	21.4	4.2	8.82E -05	9.47E -05	1522.07001 5	-1.41
6 (superfino)	5.00E -03	1	4.64	2.32	1.05E -04	1.12E -04	1492.53731 3	-6.02

Como podemos observar, la atenuación con el aserrín superfino (partículas más pequeñas de aserrín) nos permite obtener una mayor atenuación, por lo que se decidió utilizar aserrín superfino para que la concentración de aserrín sea menor.

Finalmente se realizaron diferentes inspecciones con diferentes concentraciones de aserrín obteniendo la siguiente tabla.

Tabla VIII. Atenuación y velocidad con diferente concentración de aserrín superfino

Material (gr)	d(m)	f (MHz)	A1 (V)	A2 (V)	T1 (μs)	T2 (μs)	Velocidad (m/s)	Atenuación (dB/cm*MHz)
4 (superfino)	5.00E -03	1	21.2	11.2	6.16E -05	6.83E -05	1506.0240 96	-5.54
6 (superfino)	5.00E -03	1	4.64	2.32	1.05E -04	1.12E -04	1492.5373 13	-6.02
7.5 (superfino)	5.00E -03	1	19.6	13.2	5.96E -05	6.61E -05	1536.0983 10	-3.43
8 (superfino)	5.00E -03	1	8.4	6	1.05E -04	1.12E -04	1428.5714 29	-2.92

9	5.00E	1	4.54	0.86	5.12E	5.79E	1497.0059	-1.45
(superfino)	-03				-05	-05	88	

Como podemos observar, la atenuación más cercana a la que se debe caracterizar (-3.2 dB/cm*MHz) se encuentra entre las concentraciones de 7.5gr y 8gr de aserrín superfino. Sin embargo, cabe aclarar que las mediciones no fueron precisas, ya que al desplazar el transductor unos pocos milímetros, las mediciones cambiarían bastante. Esto es debido a que el movimiento del transductor implica que el haz de ultrasonido pueda captar más o menos área de cada uno de los escalones y puede no estar cien por ciento en el centro del disco. Por lo que tomando en cuenta la atenuación obtenida con estas dos concentraciones, se optó por realizar un molde de Phantom con escalón integrado, donde el transductor se ubicara totalmente en el centro del escalón obteniendo velocidades y atenuaciones en los tejidos artificiales con una mayor precisión, validando así las mediciones.

4.5 Inspección ultrasónica utilizando molde con escalón de 5mm y transductor ubicado en el centro

Como podemos apreciar en la figura 30, se muestra el molde realizado en aluminio 6061. Debido a la precisión necesaria y a las geometrías complejas, la pieza fue fabricada en fresadora CNC para lograr mejores resultados.

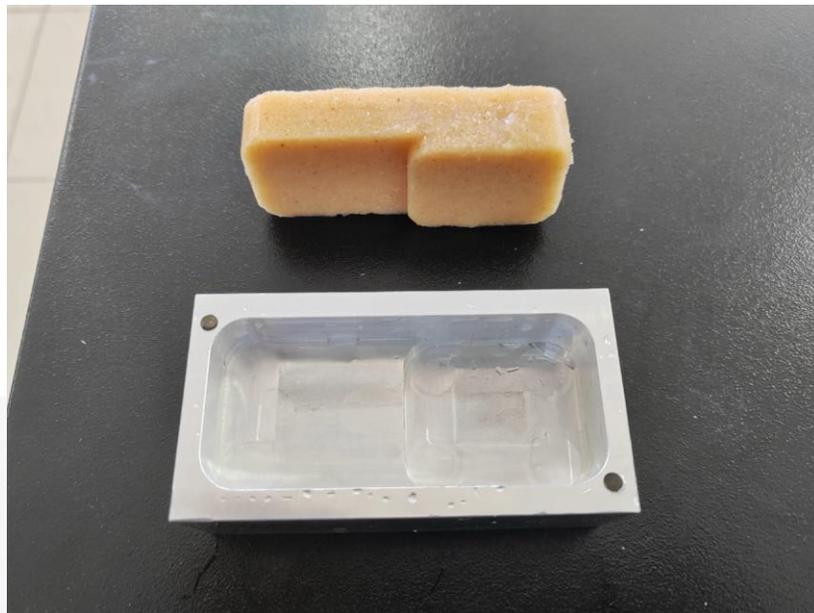


Figura 30. Molde de aluminio 6061 con escalón de 5mm

Este tipo de inspección nos permite obtener la atenuación del medio analizado, con total precisión validando nuestras medidas. Se realizaron 4 Phantoms más para encontrar los valores óptimos necesitados para el tejido artificial a realizar como se muestra en la figura 31.

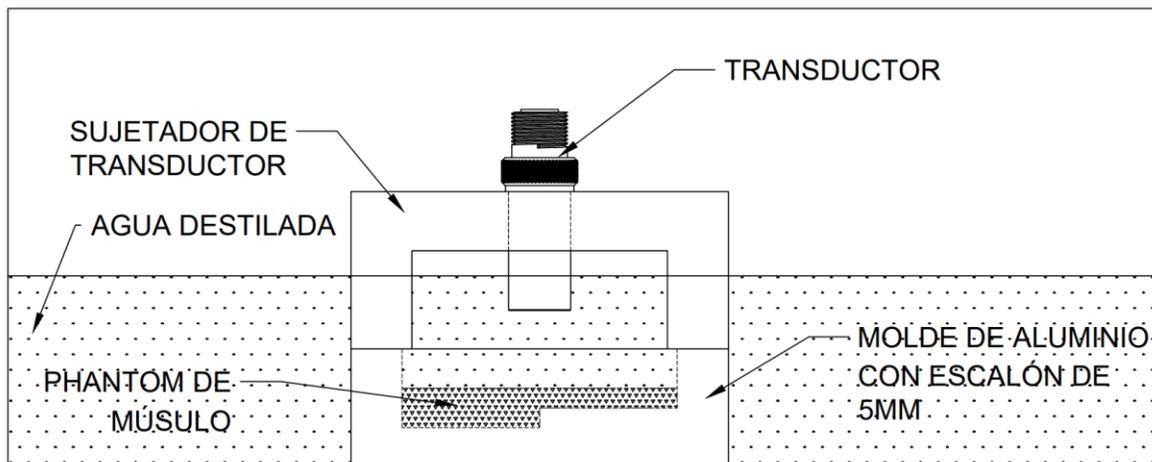


Figura 31. Inspección ultrasónica en molde de aluminio con escalón de 5mm sumergido en un recipiente con agua destilada

Con ayuda de las inspecciones anteriormente realizadas, se tomó en cuenta la cantidad de aserrín superfino donde la atenuación se acercaba más a los -3.2 db/cmMHz, obteniendo la siguiente información mostrada en la tabla IX

Tabla IX. Velocidad y atenuación utilizando molde con disco (aserrín superfino)

Material (gr)	d(m)	f (MHz)	A1 (V)	A2 (V)	T1 (μs)	T2 (μs)	Velocidad (m/s)	Atenuación (dB/cm*MHz)
7.5	5.00E-03	1	15.2	12.8	3.55E-05	4.22E-05	1499.250375	-1.49
8	5.00E-03	1	13.6	10.8	3.56E-05	4.22E-05	1501.501502	-2.00
9	5.00E-03	1	13.6	10.4	3.56E-05	4.22E-05	1522.070015	-2.33
10.5	5.00E-03	1	16.8	11.6	3.55E-05	4.20E-05	1522.070015	-3.22

Las inspecciones realizadas antes de elaborar el molde de aluminio no son del todo verídicas y tampoco se pueden validar, ya que cualquier desplazamiento que tenga el disco de aluminio en el Phantom o el transductor a la hora de realizar la inspección puede cambiar totalmente las medidas obtenidas. Se pueden obtener mediciones más precisas utilizando el molde de aluminio, siendo de gran ayuda para la caracterización de músculo.

En este caso podemos observar que la cantidad de aserrín agregada en cada uno de los Phantoms, a medida que la cantidad de aserrín aumenta, la cantidad de atenuación también, obteniendo la atenuación adecuada a la cantidad de 10.5 gr de aserrín superfino, con una velocidad de 1522.07 m/s. Las inspecciones realizadas con el molde con escalón son totalmente significativas y precisas. Se pueden obtener mediciones con una gran precisión, siendo de gran ayuda para la caracterización de músculo (tejido blando). La

proporción útil para el proyecto debe ser de 2.5 gr de agar, 100 ml de agua destilada y 10.5 gr de aserrín de triplay superfino. Con esta mezcla obtenemos un Phantom de músculo ad hoc a la necesidad, el cual nos permite tener una velocidad de 1522 m/s y una atenuación de -3.22 dB/cmMHz estando el Phantom a temperatura ambiente.

Capítulo 5: Pruebas de precisión del dispositivo PLEFUS-V1

El dispositivo se puede observar en la Fig. 32 mostrando el resultado del trabajo realizado. Para ser un dispositivo portátil y ligero se utilizaron materiales ligeros como acetal negro (POM – Copolímero), aceros 1018 y en su mayoría aluminio 6061. Estos materiales se escogieron por su maquinabilidad y ligereza (excluyendo al acero 1018). En este caso el acero 1018 se utiliza para dar rigidez mediante las columnas observadas y también se utiliza para el movimiento mecánico ya que la varilla roscada es de acero B7 y debe tener una cuerda para su movimiento de un material similar para alargar su vida útil.

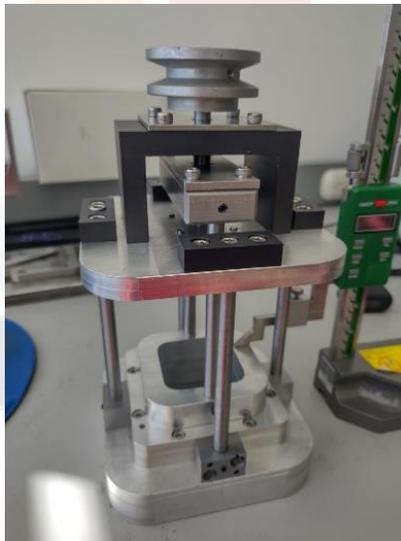


Figura 32. PLEFUS-V1

Se realizaron algunas mediciones para conocer la precisión del mecanismo, con ayuda de un vernier de alturas digital de acero inoxidable INSIZE 1150-300 de 0-300 mm/0-12" (Fig. 33) y de una polea graduada de 0 a 1.5 mm con pasos de 0.01 mm (Fig. 34).



Figura 33. Medición con vernier de alturas digital

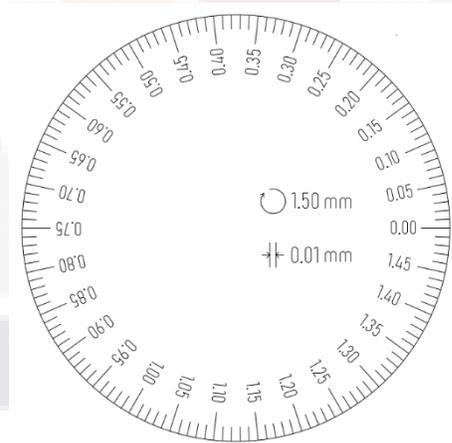


Figura 34. Graduación de polea

A continuación, se muestran los resultados obtenidos partiendo como base en un cero establecido con el vernier de alturas, para conocer la precisión del dispositivo. En la Tabla X podemos observar el error medido en un rango de 0 a 1.5 mm, realizando un giro completo a la polea en sentido horario. La prueba consiste en utilizar un punto de referencia en

nuestro vernier de alturas y en nuestro dispositivo para de esta manera aumentar la distancia para conocer cual fue el cambio de la distancia mostrado en el vernier de alturas y obtener una medición precisa.

Tabla X. Error calculado en avances de 1.5mm

Medida ideal (mm)	Prueba 1 (mm)	Prueba 2 (mm)	Prueba 3 (mm)	Promedio de pruebas (mm)	Error
0.00	0.00	0.00	0.00	0.000	0.000
1.50	1.50	1.50	1.51	1.503	0.003
3.00	3.00	3.01	3.01	3.006	0.006
4.50	4.51	4.51	4.50	4.506	0.006
6.00	6.00	6.01	6.01	6.006	0.006
7.50	7.49	7.50	7.50	7.496	0.003
9.00	8.99	9.00	9.01	9.000	0.000
				Error	0.003

Se realizó la misma prueba con un giro contrario, de esta manera conoceríamos el error que existe cuando el mecanismo sube o baja. los resultados se muestran en la Tabla XI.

Tabla XI. Error calculado en avances negativos de 1.5mm

Medida ideal (mm)	Prueba 1 (mm)	Prueba 2 (mm)	Prueba 3 (mm)	Promedio de pruebas (mm)	Error
0.00	0.00	0.00	0.00	0.000	0.000
-1.50	-1.50	-1.51	-1.49	-1.500	0.000
-3.00	-3.00	-3.00	-3.00	-3.000	0.000

-4.50	-4.48	-4.50	-4.50	-4.493	0.006
-6.00	-5.98	-6.00	-5.99	-5.990	0.010
-7.50	-7.49	-7.50	-7.51	-7.500	0.000
-9.00	-8.99	-8.98	-9.00	-8.990	0.010
Error					0.003

Se debe medir también la holgura (Backlash) para conocer el error que presenta el dispositivo al cambiar la dirección de desplazamiento. La holgura se presenta cuando existen dos piezas mecánicas que no encajan perfectamente, esto ocasiona interrupciones en el desplazamiento mediante la pieza que transmite el movimiento, por lo tanto, el Backlash se genera cuando queremos cambiar el sentido de transmisión del movimiento.[27] La prueba que se realizó consiste en establecer un cero de referencia en una posición determinada, para luego cambiar la distancia (0.1 mm, 0.2 mm, 1.5 mm) y medir la distancia de regreso para llegar al 0 establecido. Los resultados de mediciones se pueden observar en la Tabla XII, XIII y XIV.

Tabla XII. Error de Backlash calculado en un rango de 0.1mm

N°	Rango de avance (mm)	Distancia recorrida (mm)	Rango (mm)	Distancia recorrida para lograr el punto 0 inicial (mm)
1	0 a 0.1	0.10	0.1 a 0	0.33
2	0 a 0.1	0.10	0.1 a 0	0.34
3	0 a 0.1	0.11	0.1 a 0	0.33
4	0 a 0.1	0.10	0.1 a 0	0.32
5	0 a 0.1	0.11	0.1 a 0	0.33
6	0 a 0.1	0.10	0.1 a 0	0.32
7	0 a 0.1	0.09	0.1 a 0	0.33
8	0 a 0.1	0.11	0.1 a 0	0.33

9	0 a 0.1	0.10	0.1 a 0	0.34
10	0 a 0.1	0.10	0.1 a 0	0.33
	Promedio	0.10	Promedio al regreso	0.33

Como podemos observar la distancia al regreso es mayor que la inicial, debido al Backlash que existe en el mecanismo. Al realizar la diferencia de $0.33 - 0.1$ mm, obtenemos un Backlash de 0.23 mm.

Tabla XIII. Error de Backlash calculado en un rango de 0.2mm

N°	Rango de avance (mm)	Distancia recorrida (mm)	Rango (mm)	Distancia recorrida para lograr el punto 0 inicial (mm)
1	0 a 0.2	0.19	0.2 a 0	0.42
2	0 a 0.2	0.21	0.2 a 0	0.43
3	0 a 0.2	0.20	0.2 a 0	0.42
4	0 a 0.2	0.20	0.2 a 0	0.42
5	0 a 0.2	0.19	0.2 a 0	0.42
6	0 a 0.2	0.19	0.2 a 0	0.43
7	0 a 0.2	0.20	0.2 a 0	0.43
8	0 a 0.2	0.20	0.2 a 0	0.43
9	0 a 0.2	0.20	0.2 a 0	0.43
10	0 a 0.2	0.20	0.2 a 0	0.43
	Promedio	0.20	Promedio al regreso	0.43

Podemos observar que como en el caso anterior, la distancia al regreso es mayor que la inicial. Al realizar la diferencia de $0.426 - 0.2 \text{ mm}$, obtenemos un Backlash de 0.23 mm

Tabla XIV. Error de Backlash calculado en un rango de 1.5mm

N°	Range (mm)	Distance (mm)	Range (mm)	Distance (mm)
1	0 a 1.5	1.50	1.5 a 0	1.73
2	0 a 1.5	1.49	1.5 a 0	1.73
3	0 a 1.5	1.50	1.5 a 0	1.74
4	0 a 1.5	1.50	1.5 a 0	1.73
5	0 a 1.5	1.49	1.5 a 0	1.74
6	0 a 1.5	1.49	1.5 a 0	1.73
7	0 a 1.5	1.50	1.5 a 0	1.74
8	0 a 1.5	1.50	1.5 a 0	1.73
9	0 a 1.5	1.50	1.5 a 0	1.74
10	0 a 1.5	1.49	1.5 a 0	1.73
	Mean	1.50	Return average	1.73

Finalmente, como se observa en la Tabla XIV, podemos apreciar que el rango 0 a 1.5 mm nos puede proporcionar el mayor error posible, obteniendo como diferencia $1.734 - 1.5 \text{ mm}$, un Backlash de 0.23 mm .

Podemos observar que el error presentado en pasos de 1.5 mm con giro positivo y negativo es el mismo (0.003809524 mm), el cual representa el 0.2% de error. También podemos observar que la holgura (Backlash) tiene una magnitud de 0.23 mm . Analizando los datos podemos decir que la precisión del dispositivo es la adecuada para tener un control en la distancia que avanza la pleura en un sentido para no presentar Backlash y que las mediciones con el ultrasonido dentro de la cavidad pleural sean las más realistas y precisas.

El dispositivo cumple su objetivo, aunque el error presentado y la holgura en el mecanismo al regreso puede ser disminuido. Se logró un dispositivo ligero y portátil de no más de 3.5 kg, el cual es de mucha utilidad para analizar los cambios de onda con ultrasonido a medida que la pleura visceral se aleja de la pleura parietal obteniendo como consecuencia un aumento de líquido pleural para así obtener un análisis de acuerdo con dos situaciones; un paciente sano y un paciente con efusión pleural.

Capítulo 6: Implementación del sistema de control para PLEFUS-V1

Implementar un sistema electrónico que controle los movimientos mecánicos del dispositivo PLEFUS-V1 tomando en cuenta la resolución de 0.009375 mm utilizando Arduino UNO para el control del motor NEMA 23 con apoyo de Spyder para la interfaz de usuario, es de gran importancia, tomando en cuenta que el mecanismo tiene una precisión muy alta con un error del 0.2%.

6.1 Sistema de control

Para el sistema de control se toman las siguientes características:

- Resolución del sistema de 0.009375 mm
- Separación por pasos (donde 1 paso equivale a 0.009375 mm)
- Acercamiento por pasos (donde 1 paso equivale a 0.009375 mm)
- Separación total (El dispositivo permite una separación de 9.999375 cm)
- Regreso a posición inicial
- Separación de 0.999375 mm
- Acercamiento de 0.999375 mm

6.1.1 Software a utilizar:

- Arduino: utilizado para la programación y creación de la aplicación de software libre el cual nos permitirá controlar un motor a pasos para el movimiento mecánico
- Spyder (Python): software libre utilizado para la creación de la interfaz de usuario que tendrá comunicación con Arduino para controlar el algoritmo del motor
- Anaconda 3: software utilizado para obtener la aplicación “Spyder”

6.1.2 Componentes del sistema de control:

- Motor: motor a pasos NEMA 23 bipolar con ángulo de paso de 1.8° (200 pasos/revolución) con voltaje de entrada de 2.5 V a 2.8°
- Tarjeta Arduino UNO: microcontrolador ATmega328P de 5 a 20 V
- Driver: controlador TB6600 hibrido de dos fases con salida de voltaje dinámico de 12 a 48 VDC a 0.2 a 4 A de salida y 1 a 5 A de entrada
- Fuente de voltaje: Fuente conmutada de alimentación 24 V a 5 A, 120 w 110/220 VCA

6.1.3 Diagrama de conexión

Para la conexión es necesario identificar el par de bobinas de nuestro motor bipolar a pasos y conectar cada par de bobinas en el Driver TB6600. Se realiza una conexión de pulso y dirección negativas a la tierra en la tarjeta Arduino UNO y se conecta el pin #6 digital a la dirección positiva y el pin #7 al pulso positivo en el controlador mostrado a continuación en la figura 35.

Tabla XV. Conexión Driver TB6600 / Componente

Interfaz	Conexión (Driver / componente)
----------	--------------------------------

Driver TB6600 - Motor NEMA 23	<ul style="list-style-type: none"> • Pines A+ y A- / primera bobina • Pines B+ y B- / segunda bobina
Driver TB6600 - Tarjeta Arduino UNO	<ul style="list-style-type: none"> • Pines Dir- y Pul- / GND • Pin Dir+ / 6~ • Pin Pul / 7
Driver TB6600 - Fuente de Voltaje	<ul style="list-style-type: none"> • Pin GND / V- • Pin VCC / V+

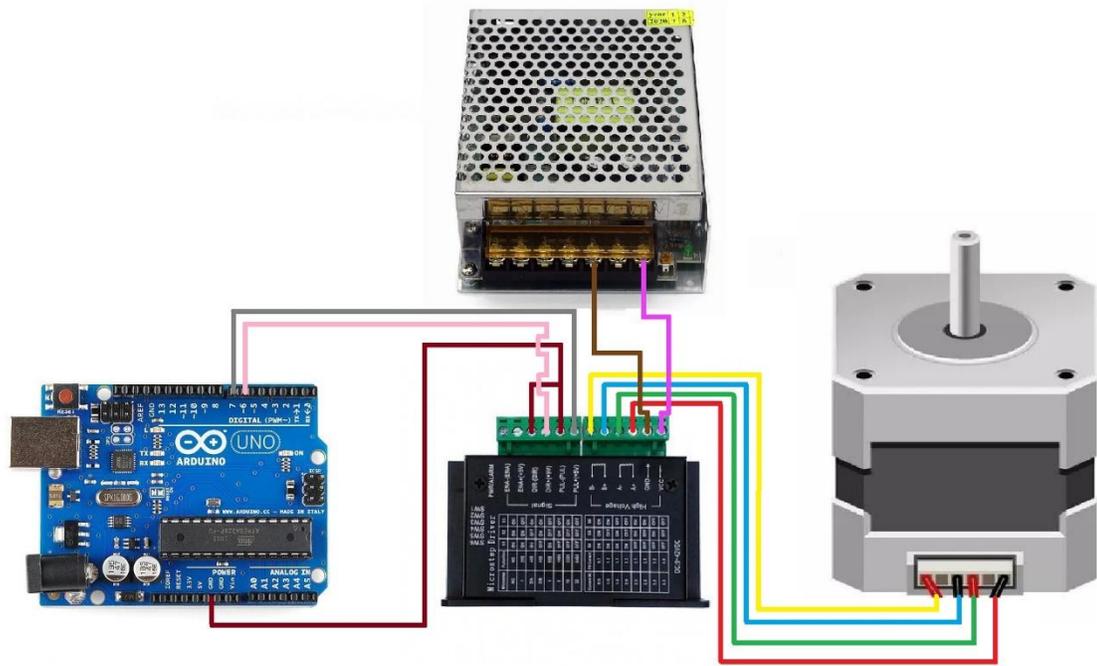


Figura 35. Diagrama de conexión

6.2 Algoritmo de control en Arduino

El algoritmo en Arduino consiste en una serie de pasos que permite controlar la dirección del motor en sentido horario o antihorario y al mismo tiempo controlar los pasos del motor, en este caso se ha programado el motor para que tenga una revolución completa al dar 400 pasos, por lo que el motor necesitaría realizar dos pasos para lograr un avance radial de 1.8°

con la configuración mencionada. La razón por la que se elige esta configuración en el controlador TB6600 es, obtener la precisión adecuada sin pérdida de avance, lo que quiere decir que una configuración de 200 pasos por revolución implicaría una velocidad mayor dando oportunidad a un desfase en el avance radial del eje del motor dando como consecuencia una pérdida de precisión en el avance de nuestro dispositivo y pérdida de tiempo de respuesta. En la figura 36 podemos observar el diagrama de flujo del algoritmo de Arduino UNO utilizado.



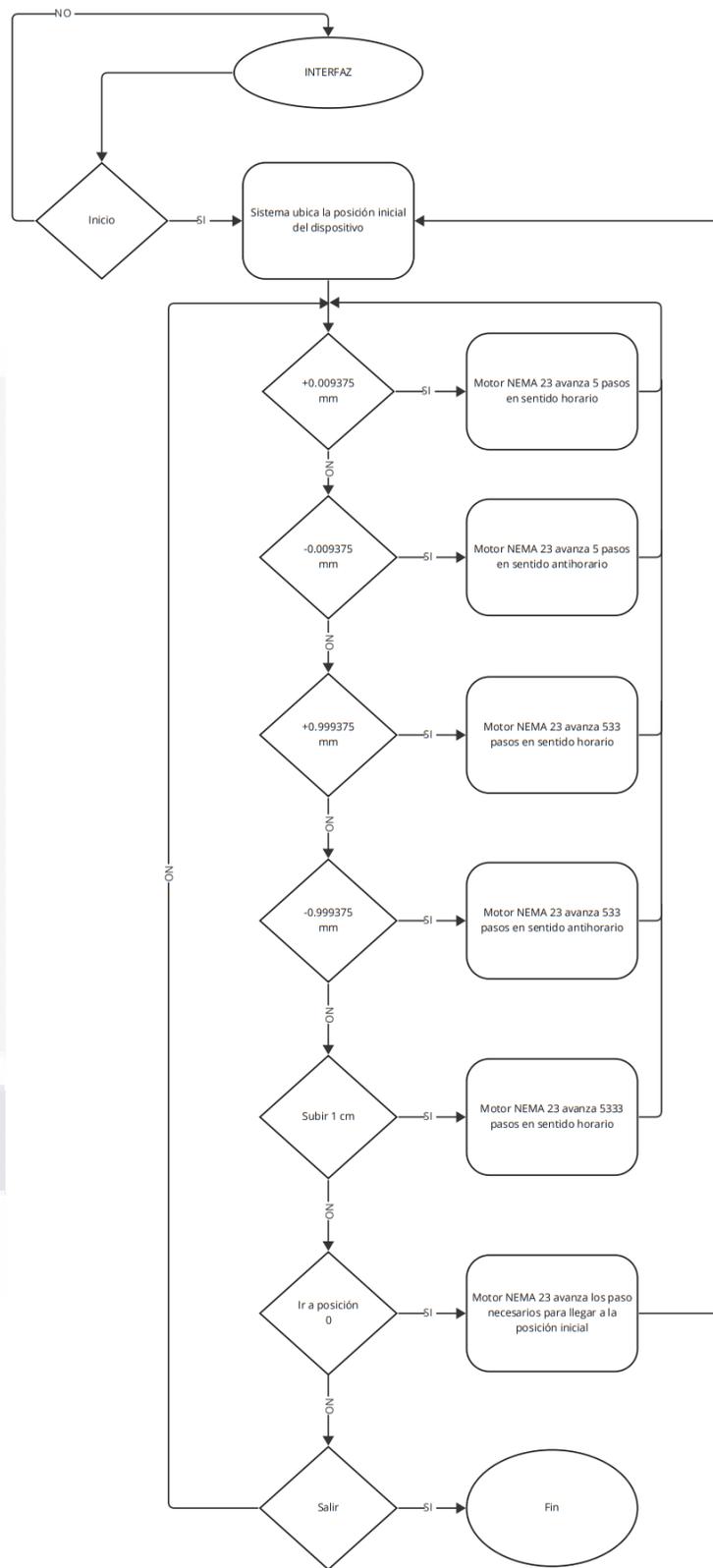


Figura 36. Algoritmo de Flujo de Arduino UNO

6.3 Algoritmo de interfaz de usuario en Spyder

El algoritmo de la interfaz consiste en controlar la serie de pasos del algoritmo en Arduino permitiendo al usuario interactuar con una interfaz amigable mediante una serie de botones, tal y como, incrementar o disminuir distancia en pasos de 0.009375 mm, incrementar o disminuir distancia en pasos de 1mm, apagar o encender motor, etc. (Figura 37).

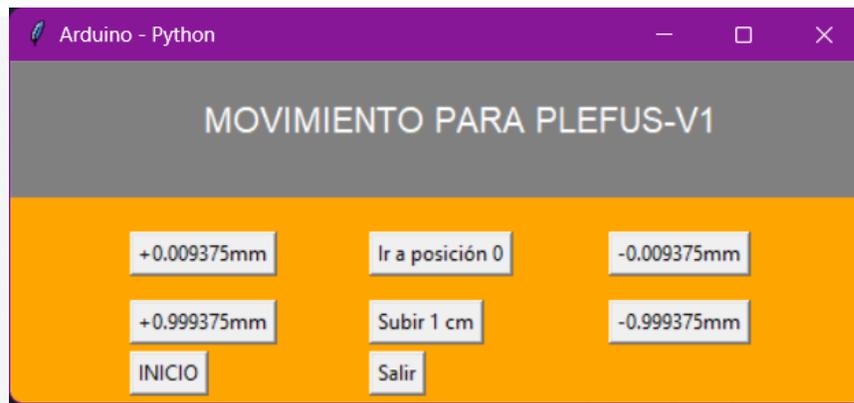


Figura 37. Interfaz de usuario en Spyder (Python)

El tipo de control que se implementa en esta ocasión permite al usuario controlar los movimientos del dispositivo PLEFUS-V1 con sencillez obteniendo gran precisión en los movimientos del motor para controlar el sistema mecánico de nuestro dispositivo. Cabe aclarar que se deben definir las funciones de cada uno de los botones para cubrir las necesidades del mecanismo. También se debe tomar en cuenta el Backlash generado por el mecanismo para tratar de eliminar esa holgura con el algoritmo en Arduino.

6.4 Sujeción de control electrónico para nuestro dispositivo

Como se muestra en la figura 38, podemos observar que se colocan cada uno de los elementos de nuestro sistema de control, en un acrílico de 30 x 15 cm, de manera que todo el sistema este realizado en una sola pieza desarmable con la adaptación de una banda tipo A.

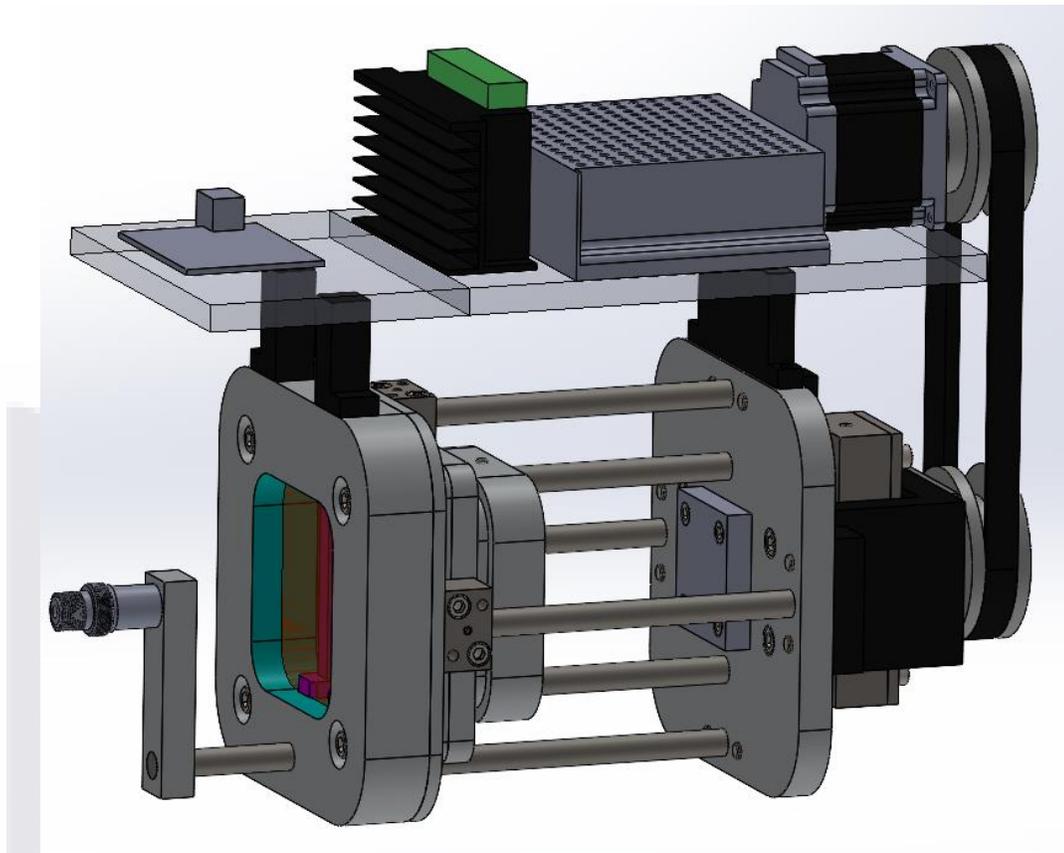


Figura 38. Dispositivo con control electrónico

Capítulo 7. Resultados

Dentro de los resultados obtenidos existen dos protocolos de apoyo para la obtención de la información necesaria para la validación del dispositivo PLEFUS-V1. Estos dos protocolos se describen a continuación como el protocolo de determinación de resolución del dispositivo desarrollado y el protocolo de inspección ultrasónica con el dispositivo PLEFUS-V1.

7.1 Determinación de resolución del dispositivo con control electrónico

La resolución del dispositivo tiene una importancia muy grande debido a que se requiere una resolución de sistema de 0.009375 mm, quiere decir que podremos realizar diagnóstico

ultrasónico en pasos de 0.009375 mm para la obtención de señales acústicas precisas y conocer cuál es la diferencia entre los ecos generados a medida que el dispositivo cambia la dimensión entre las pleuras existentes.

7.1.1 Protocolo de determinación de resolución del dispositivo desarrollado

En esta etapa se realizan las mediciones con ayuda de un vernier de alturas INSIZE 1150-300 de 0-300 mm/0-12”, con una resolución de dos decimales, y los movimientos son ejecutados con ayuda del control electrónico anteriormente mencionado. La primera prueba que se realizó en tres ocasiones fue la de medir la resolución del sistema en pasos de 0.009375 mm donde el avance de pasos del motor es de 5, equivalente a los 0.009375 mm de resolución. En la siguiente tabla podemos apreciar los resultados promediados obtenidos con esta prueba. La razón por la cual las medidas tienden a dos decimales es debido a que nuestra herramienta de calibración tiene esta resolución.

Tabla XVI. Porcentaje de error en el sistema con control de movimiento en avances de 0.999375 mm

No. De prueba	Pasos	Medida ideal (mm)	Medida real (mm)	Diferencia (mm)
1	533	1.00	0.96	0.04
2	1066	2.00	1.97	0.03
3	1599	3.00	2.98	0.02
4	2132	4.00	3.96	0.04
5	2665	5.00	4.97	0.02
6	3198	6.00	5.94	0.06
7	3731	7.00	6.92	0.08
8	4264	8.00	7.94	0.06
9	4797	8.99	8.91	0.08
10	5330	9.99	9.86	0.13
			Error promedio	0.06

En la siguiente tabla podemos apreciar la resolución total del dispositivo con una amplitud máxima de 9.999375 mm de distancia. Lo que equivaldría a una efusión pleural donde el pulmón podría llegar a colapsar.

Tabla XVII. Porcentaje de error en el sistema con control de movimiento en avances de 9.999375 mm

No. De prueba	Pasos	Medida ideal (mm)	Medida real (mm)	Diferencia (mm)
1	0	0.00	0	0.00
2	5330	10.00	9.72	0.28
			Error promedio	0.14

7.2 Protocolo de inspección ultrasónica con dispositivo PLEFUS-V1

Con el sistema completo y las herramientas necesarias (figura 39), podremos obtener la información necesaria obtenida mediante las inspecciones realizadas con las siguientes características:

1. Dispositivo PLEFUS-V1: resolución de 0.009375 mm
2. Transductor Panametrics V312: Frecuencia de 1 MHz y diámetro de 5/8"
3. PC: Software de Arduino para el control del sistema electrónico e interfaz de Spyder con los botones necesarios para los avances correspondientes
4. Generador de pulsos Olympus: En HPF out y LPF 10MHz con las siguientes características:
 - a. PRF(Hz): 500
 - b. Energy: nivel 2
 - c. Damping: nivel 4
 - d. Gain (dB): 39
5. Osciloscopio digital Tektronix: Modo A para la obtención de los ecos generados por nuestro dispositivo (Phantom de Tórax)

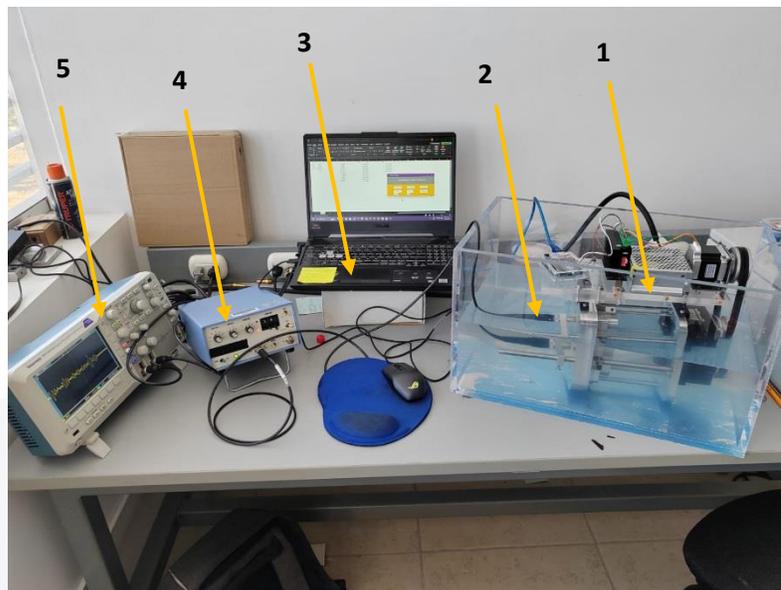


Figura 39. Experimento con todos los equipos y componentes

El medio de radiación elegido fue agua destilada (figura 40), por lo que el sistema PLEFUS-V1 fue sumergido para las inspecciones ultrasónicas con una sonda Olympus BCU-58-6W de tipo hermética para la sumersión en líquidos a 50 m bajo el agua.

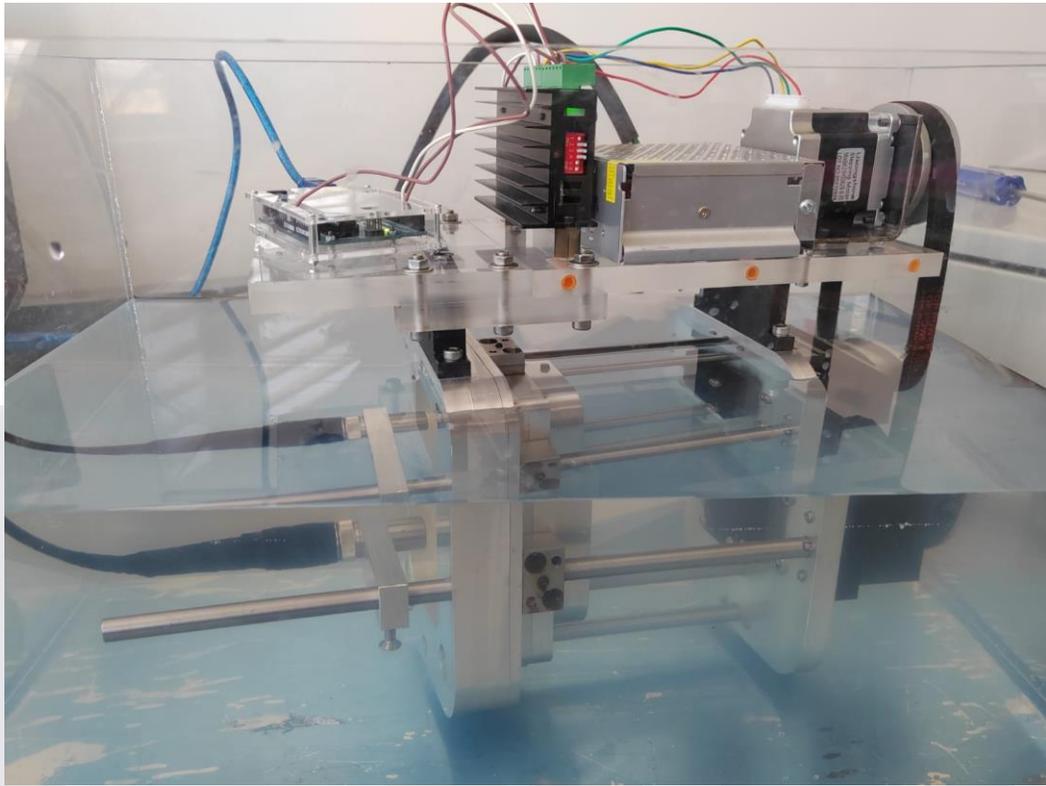


Figura 40. Dispositivo sumergido en tina de policarbonato con agua destilada

7.2.1 Resultados obtenidos a partir de las inspecciones ultrasónicas

Una vez encendido nuestro sistema podemos observar en la figura 41 el eco generado por nuestro Phantom de Tórax. En este caso podemos observar las siguientes zonas generadas:

1. Transductor - Agua destilada
2. Agua destilada - Phantom de músculo
3. Phantom de músculo - Pleura parietal - Agua destilada - Pleura visceral
4. Agua destilada

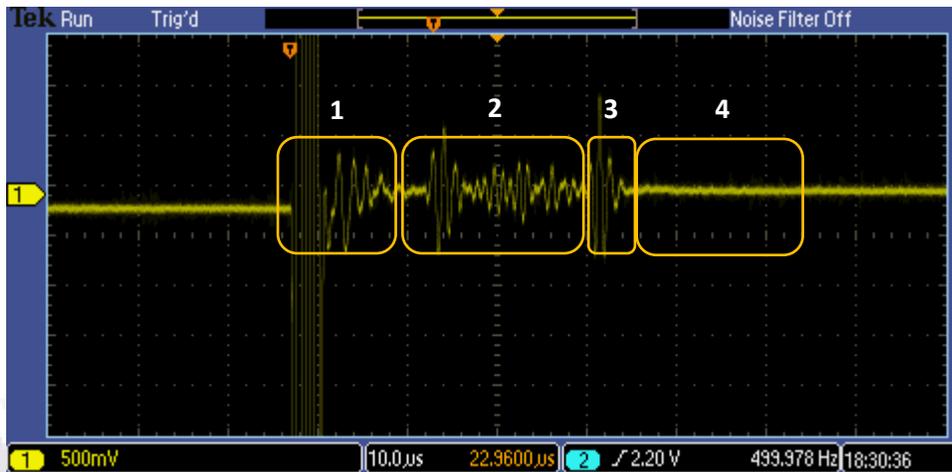


Figura 41. Eco generado por Phantom de tórax

Estas señales registradas por el osciloscopio fueron almacenadas para su análisis en software Matlab obteniendo de esta manera información más precisa. Como se puede observar en la figura 42 se obtuvo la señal por medio de Matlab donde se puede apreciar la señal obtenido a partir del Phantom de Tórax.

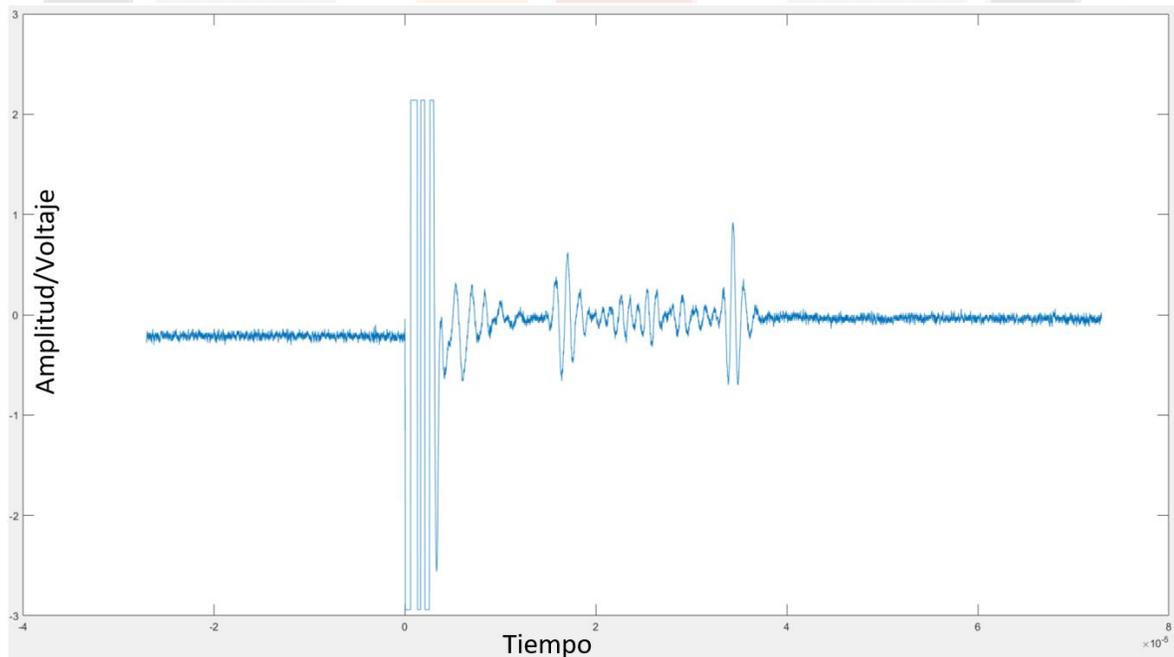


Figura 42. Eco de Phantom de tórax procesado en Matlab

Para poder realizar un análisis preciso que nos genere información para la validación del dispositivo se realizó un ajuste de campo de visualización como se muestra en la figura 43, donde nos enfocamos en la zona del Phantom de Tórax.

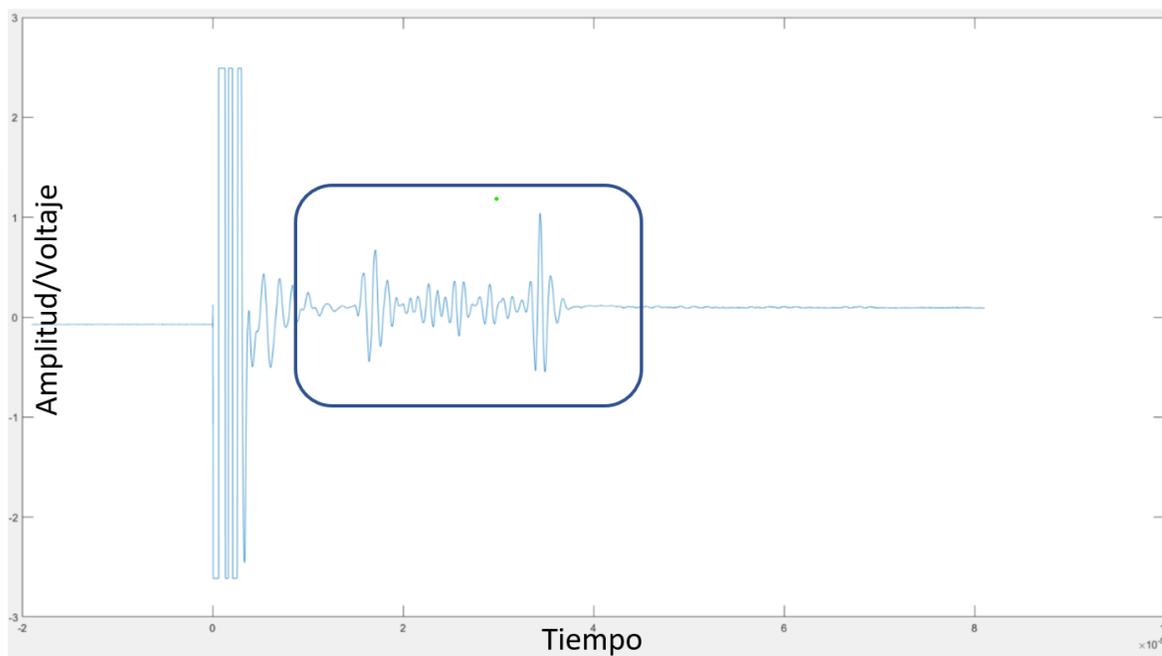


Figura 43. Zona de enfoque para análisis

Donde al generar el ajuste necesario podemos apreciar la información como se muestra a continuación en la figura 44.

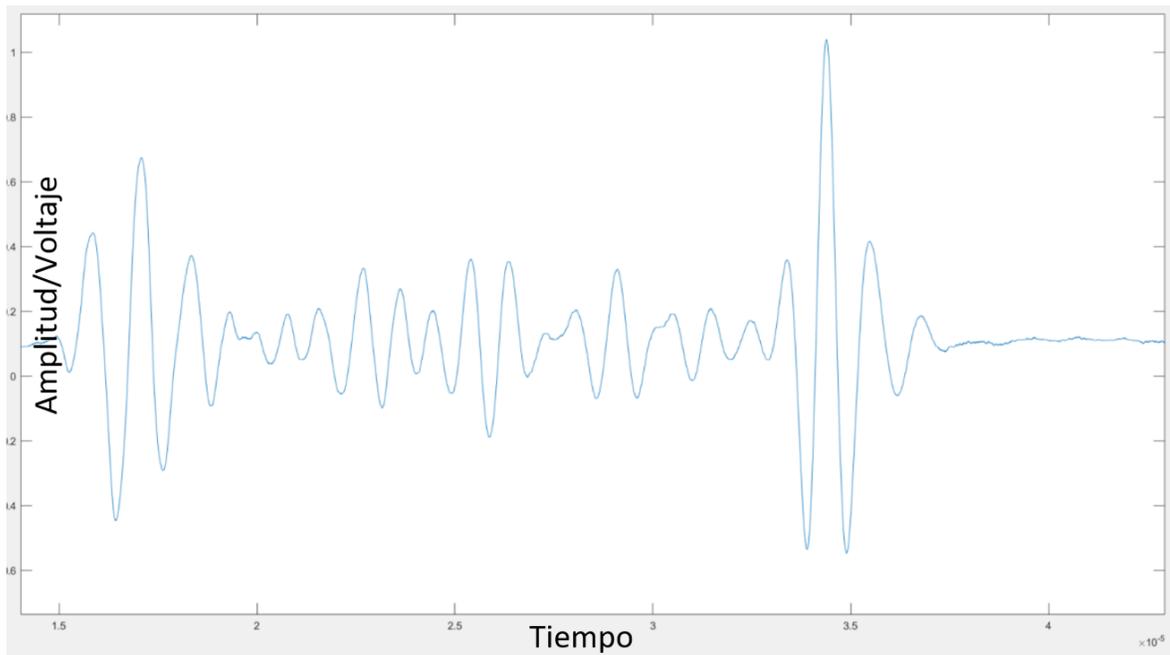


Figura 44. Eco enfocado en Phantom de tórax

Primeramente, se realizaron avances de 0.999375 mm desde el punto inicial de la pleura hasta llegar a la amplitud máxima del sistema. En la figura 45 y 46 podemos apreciar el cambio en las ondas generadas a medida que la distancia entre pleuras aumenta.

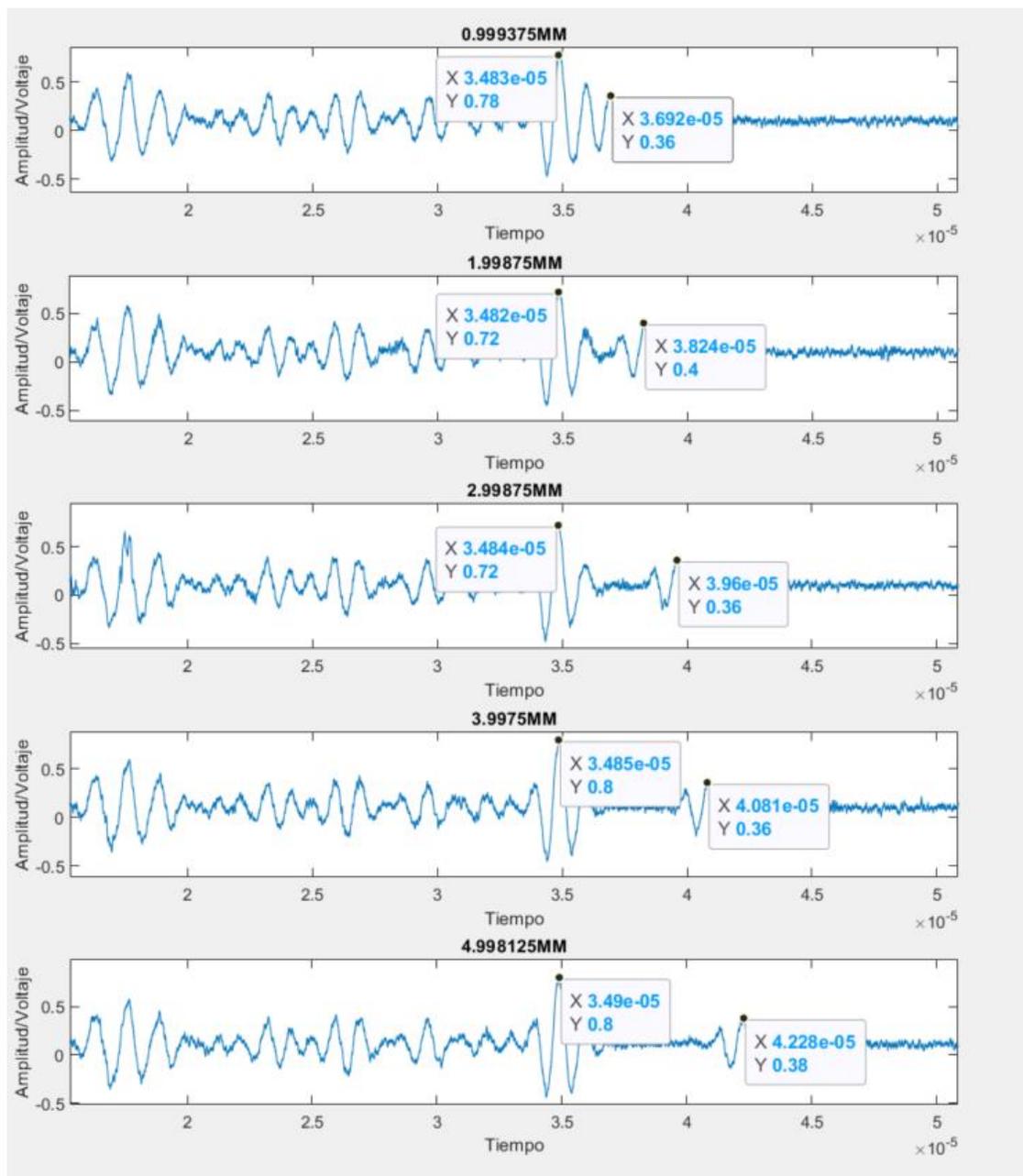


Figura 45. Resultados obtenidos con separaciones de 0.999375 mm

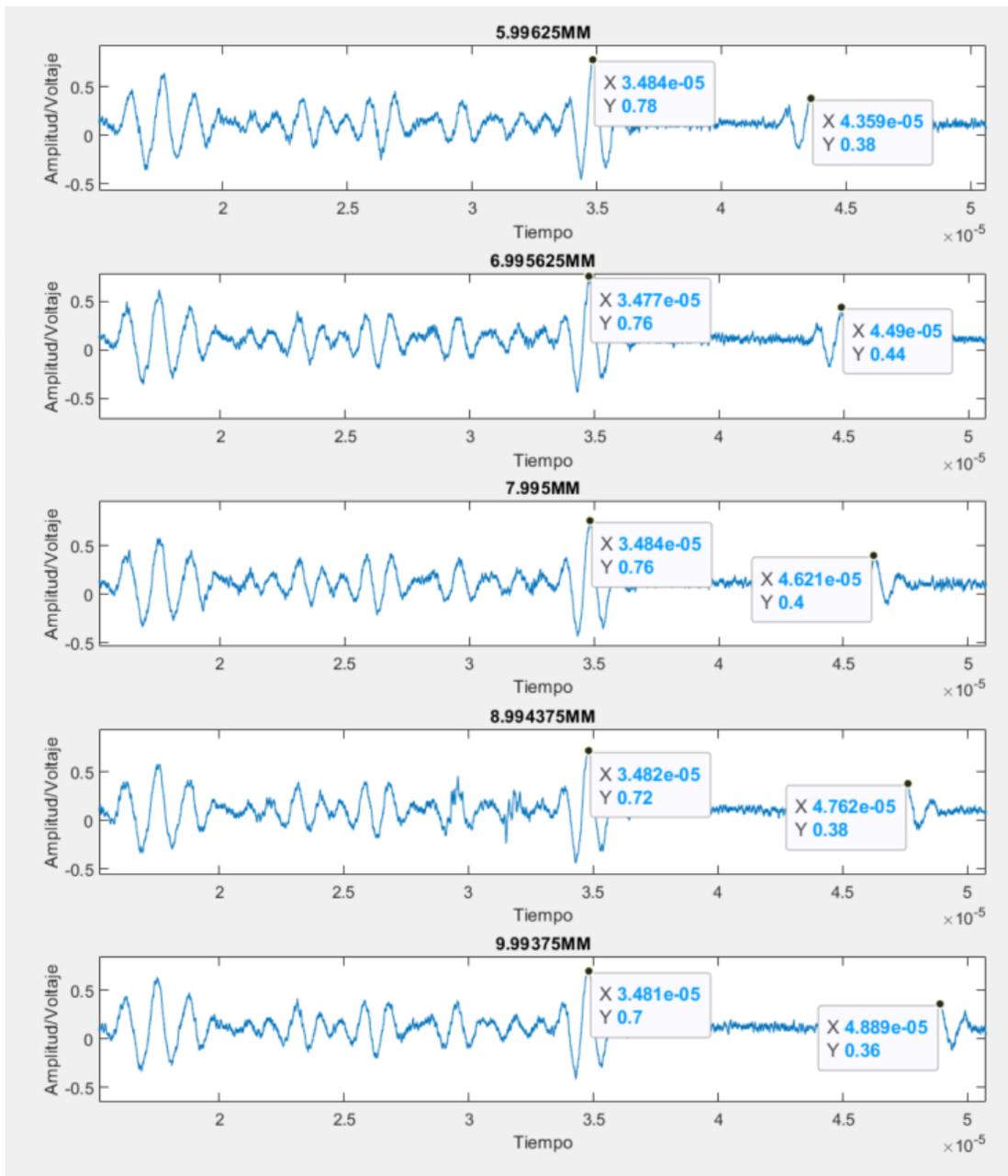


Figura 46. Resultados obtenidos con separaciones de 0.999375 mm(2)

Posteriormente se realizaron avances de 0.009375 mm hasta completar 10 avances con la misma resolución, para así contemplar el cambio en las ondas generadas a medida que la distancia entre pleuras aumenta de forma con una resolución muy pequeña, desde un

punto inicial donde se puede apreciar la interfaz de la pleura visceral en el sistema. Los resultados pueden ser observados en las figuras 47 y 48.

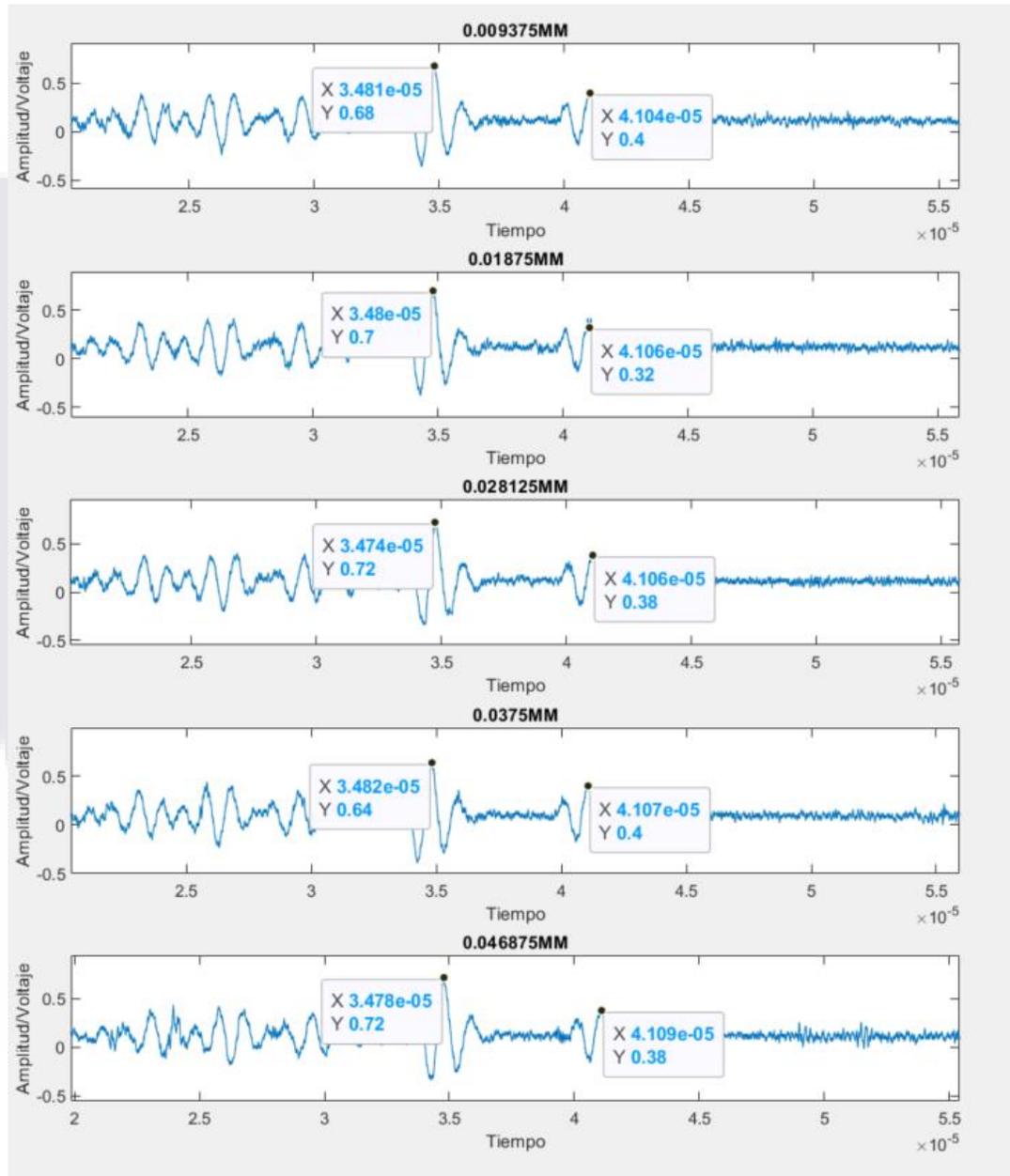


Figura 47. Resultados obtenidos con separaciones de 0.009375 mm

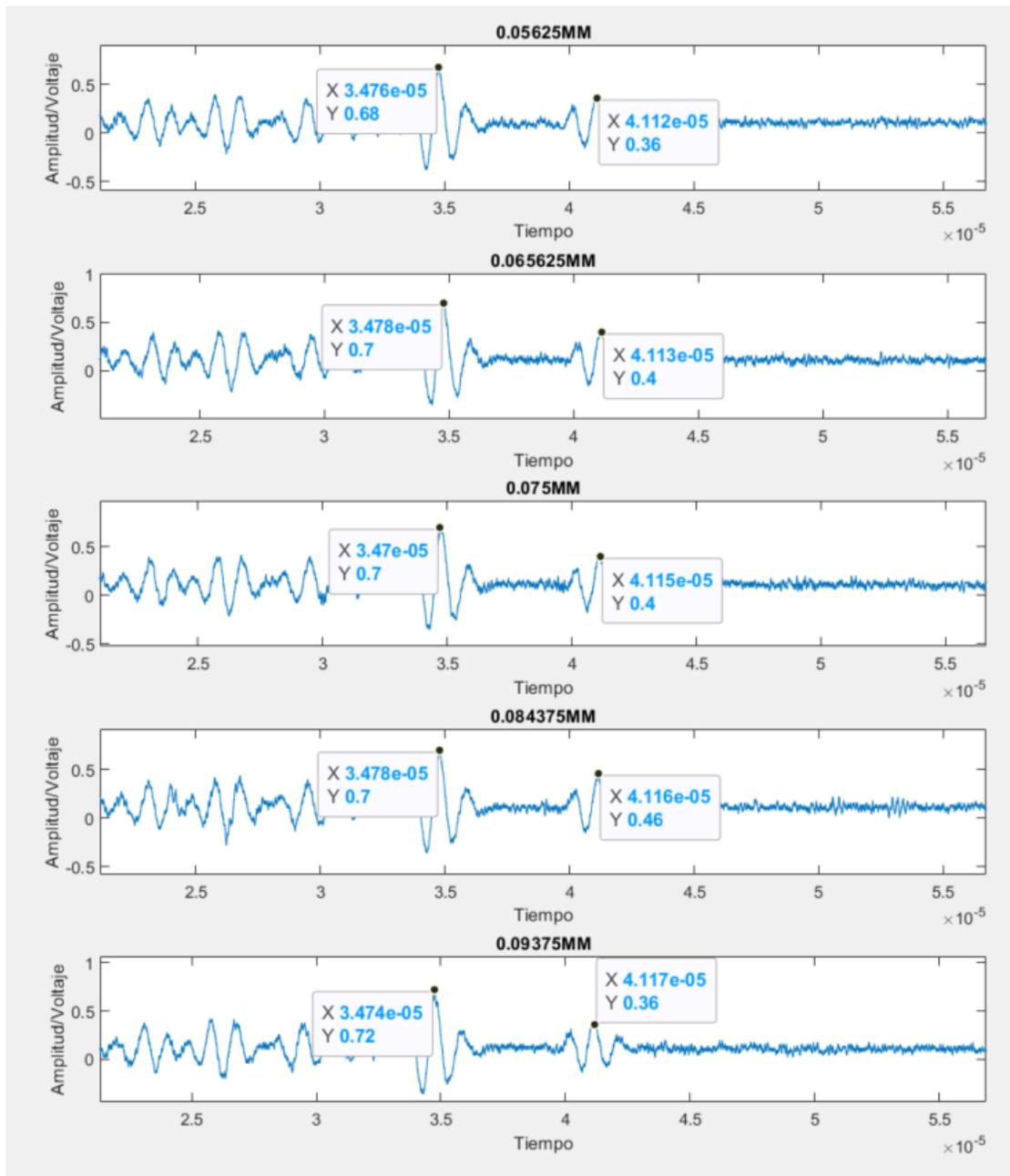


Figura 48. Resultados obtenidos con separaciones de 0.009375 mm(2)

Para lograr observar un cambio y que este pudiera ser apreciable al ojo humano se realizaron 5 avances de 0.009375 mm donde se enfocó la imagen en la pleura visceral, la cual está en movimiento, promediando los valores en el osciloscopio pudiendo obtener ecos más nítidos como se observan a continuación en la figura 49.

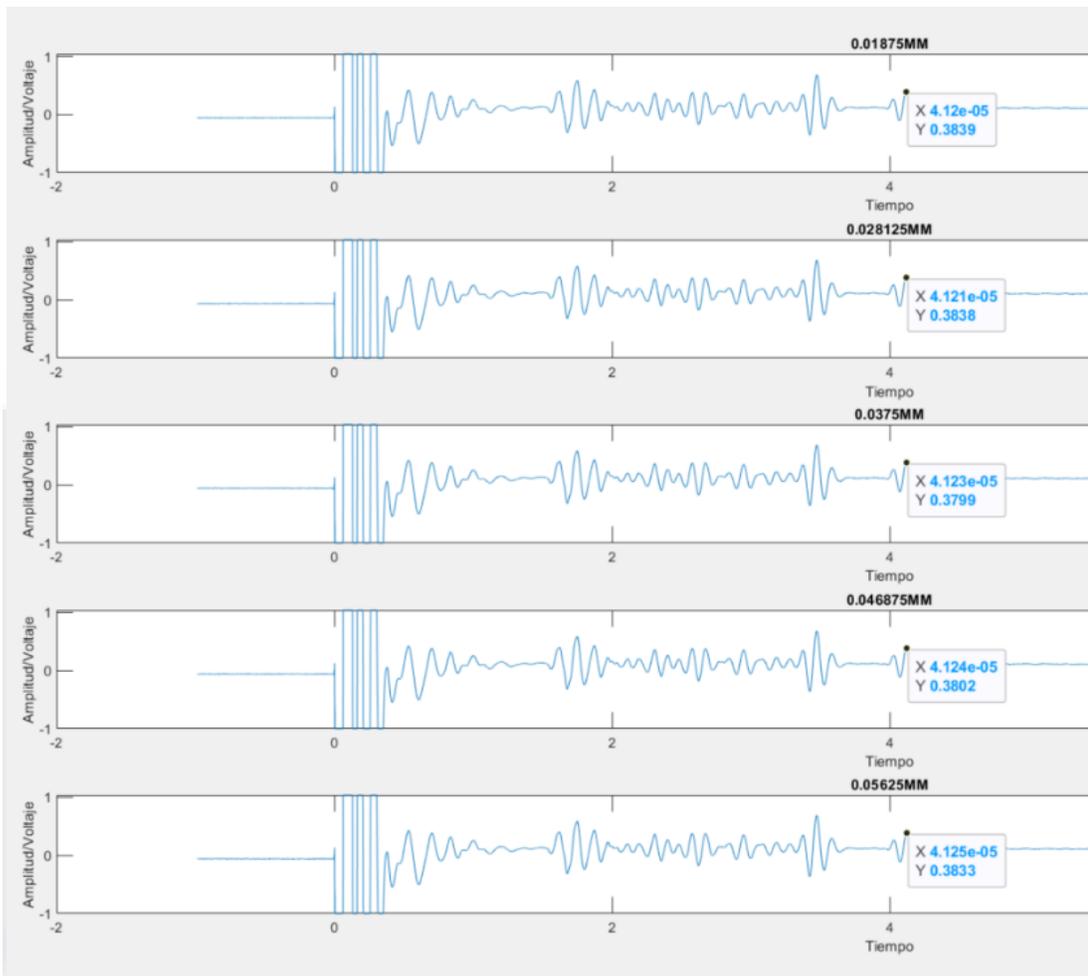


Figura 49. Ecos generados para un enfoque mayor

En la figura 50 podemos observar que se realizó un enfoque en la pleura visceral para después obtener un enfoque aún más grande.

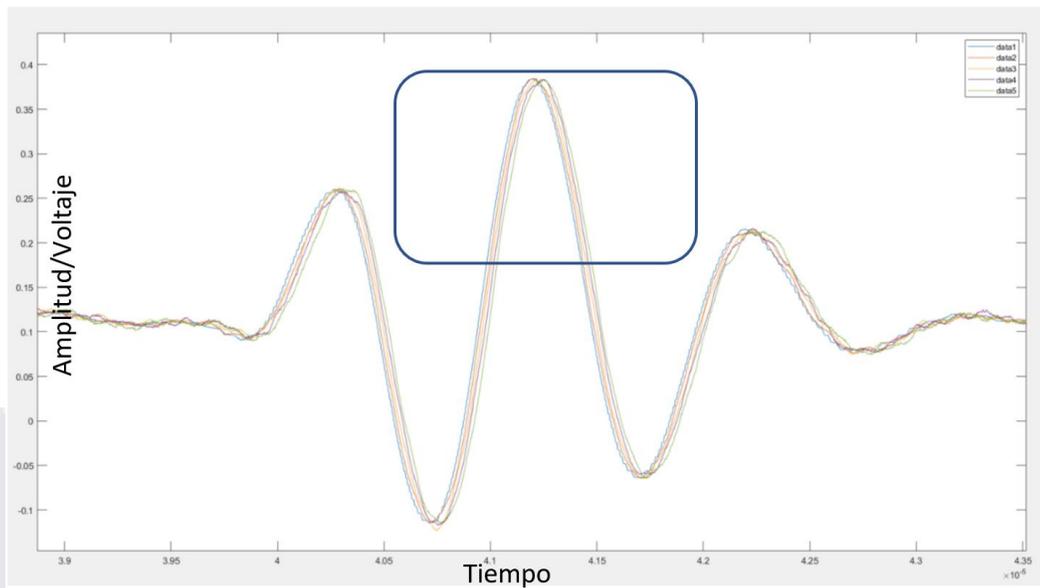


Figura 50. Zona de enfoque en eco generado por pleura visceral

En la figura 51 podemos apreciar el enfoque realizado en el eco generado por la pleura visceral donde obtenemos la información de los últimos 5 avances realizados para obtener los resultados de estos avances. Donde data 1 corresponde al primer avance, data 2 al segundo y así sucesivamente hasta llegar a data 5 la cual corresponde al último avance realizado.

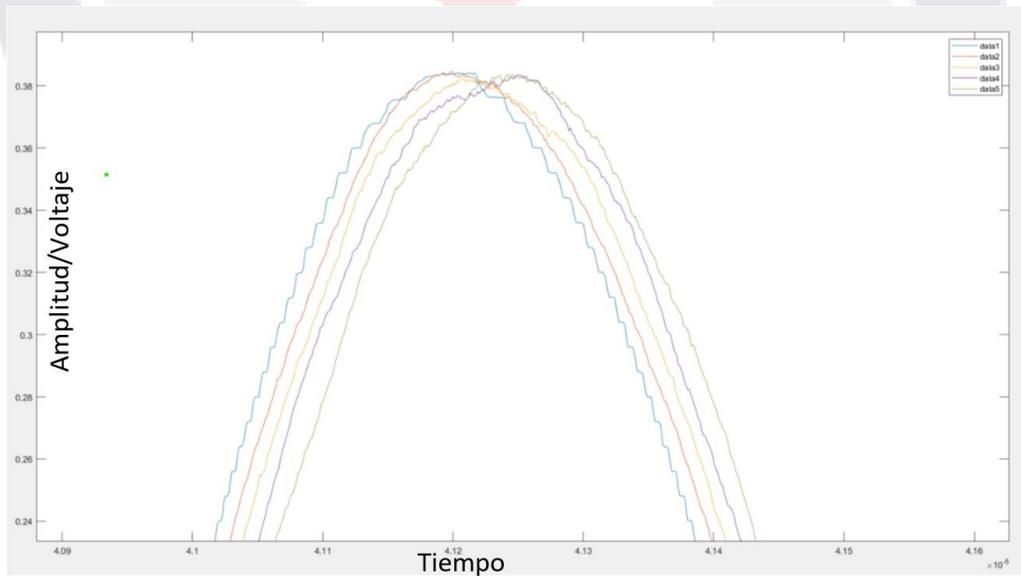


Figura 51. Enfoque en eco para mejor visibilidad

Capítulo 8. Conclusiones

Con base a los resultados obtenidos podemos concluir que nuestro dispositivo PLEFUS-V1 es un dispositivo ligero con un peso neto de 6 kg, el cual tiene una resolución de 0.009375 mm con un porcentaje de error del 0%, donde al realizar avances de 0.999375 se obtiene un porcentaje de error del 0.06% y al realizar un avance con la amplitud máxima del dispositivo (9.999375mm) se obtiene un error del 0.14%. Estos porcentajes de error nos proporcionan información muy útil donde logramos obtener un porcentaje de error muy pequeño, lo cual quiere decir que el dispositivo cuenta con la resolución propuesta controlado por un sistema de control y una interfaz para su movimiento electrónico de manera que el usuario no necesite realizar los movimientos mecánicos manualmente, ya que al realizar estos movimientos manuales se puede aumentar el porcentaje de error debido al error humano.

También podemos concluir que nuestro Phantom de músculo el cual debe tener las características de 1540 m/s de velocidad y una atenuación de -3.3 dB/cmMHz para la inspección ultrasónica llega a tener una velocidad final de 1520 m/s y una atenuación final de -3.2 dB/cmMHz a temperatura ambiente (20 – 25 °C), lo cual quiere decir que se pudieron igualar las propiedades ultrasónicas de los tejidos del tórax humano en nuestros tejidos artificiales realizados en el laboratorio de biomédica. Al obtener una similitud de características ultrasónicas en tejidos elaborados podemos decir que la inspección ultrasónica realizada llega a ser lo más realista posible.

En cuanto a los resultados obtenidos por las inspecciones ultrasónicas realizadas con el equipo completo de inspección pudimos obtener ecos realistas donde se puede apreciar un cambio en las ondas generadas a medida que la distancia, entre pleura parietal y pleura visceral, aumenta en pasos de 0.009375 mm, 0.999375 mm y 9.999375 mm, obteniendo resultados satisfactorios donde se puede apreciar estos cambios de onda con un transductor con una frecuencia de 1 MHz, lo cual quiere decir que al utilizar transductores con frecuencias más altas podremos obtener aún más información del movimiento de las ondas generadas en nuestro Phantom de Tórax.

Referencias

- [1] D. W. Maite Oyonarte, "DIAGNOSTIC APPROACH IN PLEURAL EFFUSION," 2015. [Online]. Available: www.pneumotox.com
- [2] British Thoracic Society, "BTS Pleural Disease Guideline," *Thorax an international journal of respiratory medicine*, 2010.
- [3] D. Le Vay, *ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA HUMANA*, Segunda. Barcelona, 2004. Accessed: Nov. 24, 2021. [Online]. Available: <https://books.google.com.mx/books?hl=en&lr=&id=gkqKyVVH3OQC&oi=fnd&pg=PA185&dq=anatomia+y+fisiologia+del+sistema+respiratorio&ots=S-mWkXwPDr&sig=3L57jJcCOrROTWTucQ5vpqY41Sg#v=onepage&q=sistema%20respiratorio&f=false>
- [4] A.-L. Didier, P.-F. Villard, J.-Y. Bayle, M. Beuve, B. Shariat, and B. Shariat Breath, "Breathing Thorax Simulation based on Pleura Behaviour and Rib Kinematics Breathing Thorax Simulation based on Pleura Physiology and Rib Kinematics," 2007. [Online]. Available: <https://hal.inria.fr/hal-00849200>
- [5] U. D. Militar Nueva Granada Bogotá, H. Fred García-Araque, and S. Esteban Gutiérrez-Vidal, "Aspectos básicos del manejo de la vía aérea: anatomía y fisiología," 2015. [Online]. Available: <http://www.medigraphic.com/rma>
- [6] C. Martín, "EMBRIOLOGÍA, ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA PLEURAL."
- [7] Richar W. Light and Jaime Ferrer Sancho, "Capítulo 49: Fisiología de la pleura." <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1858§ionid=134367350> (accessed Jun. 06, 2023).
- [8] J. E. Kuhiman, "Complex Disease of the Pleural Space: Radiographic and CT Evaluation1."
- [9] C. Charalampidis *et al.*, "Pleura space anatomy.," *J Thorac Dis*, vol. 7, no. Suppl 1, pp. S27-32, Feb. 2015, doi: 10.3978/j.issn.2072-1439.2015.01.48.
- [10] T. Gólczewski, A. M. Stecka, M. Michnikowski, E. M. Grabczak, P. Korczyński, and R. Krenke, "The use of a virtual patient to follow pleural pressure changes associated with therapeutic thoracentesis," *International Journal of Artificial Organs*, vol. 40, no. 12, pp. 690–695, Dec. 2017, doi: 10.5301/ijao.5000636.
- [11] R. W. Jodat, J. D. Horgan, and R. L. Lange, "Simulation of Respiratory Mechanics," *Biophys J*, vol. 6, no. 6, pp. 773–785, 1966, doi: 10.1016/S0006-3495(66)86694-8.
- [12] T. Havelock, R. Teoh, D. Laws, and F. Gleeson, "Pleural procedures and thoracic ultrasound: British Thoracic Society pleural disease guideline 2010," *Thorax*, vol. 65, no. SUPPL. 2, 2010, doi: 10.1136/thx.2010.137026.
- [13] S. Fernández-Bussy, G. Labarca, M. Lanza, E. Folch, and A. Majid, "Aplicaciones torácicas del ultrasonido A review on thoracic ultrasound," 2016.

- TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS
- [14] P. Sprawls, "Ultrasound Production and Interactions," 2015. [Online]. Available: <http://www.sprawls.org/ppmi2/USPRO/#CHAPTER%20CONTENTS>
- [15] K. U. Schmitt, M. Walti, O. Schälli, E. Styger, and T. Prud'Homme, "Development of a model to mimic pleural space mechanics," *Technology and Health Care*, vol. 21, no. 4, pp. 369–378, 2013, doi: 10.3233/THC-130737.
- [16] Cortés Santiago and Sierra Daniel, "Unidad diafragmática del simulador físico de la biomecánica respiratoria," 2020.
- [17] Adrián Josafat and Ivonne Bazán, "Deteccion no invasiva de efusiones pleurales mediante el analisis de senales," 2014.
- [18] Bogotá DC, "DISEÑO DE UN SISTEMA DE ANÁLISIS PARA LAS SEÑALES ACÚSTICAS PULMONARES Autor: JULY ALEJANDRA BARRERA SOSA UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA FACULTAD DE INGENIERIA INGENIERIA EN MECATRÓNICA," 2015.
- [19] A. M. Enríquez Ordoñez, "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SIMULADOR PARA DRENAJE PLEURAL CON FINES EDUCATIVOS PARA ESTUDIANTES DE MEDICINA DE LA FUNACIÓN VALLE DEL LILI".
- [20] M. A. Horvath *et al.*, "An organosynthetic soft robotic respiratory simulator," *APL Bioeng*, vol. 4, no. 2, Jun. 2020, doi: 10.1063/1.5140760.
- [21] L. Vetrugno *et al.*, "Assessment of Pleural Effusion and Small Pleural Drain Insertion by Resident Doctors in an Intensive Care Unit: An Observational Study," *Clin Med Insights Circ Respir Pulm Med*, vol. 13, 2019, doi: 10.1177/1179548419871527.
- [22] F. Vargas Vasquez, "Física del ultrasonido," 2012.
- [23] C. Ortí Inglés, "Caracterización de Phantoms por ultrasonidos," 2012.
- [24] N. GÜN, B. KARABOCE, and U. YURDALAN, "INVESTIGATION OF THERAPEUTIC ULTRASOUND DOSE ON MUSCLE PHANTOM: AN EXPERIMENTAL STUDY," *Clinical and Experimental Health Sciences*, Sep. 2021, doi: 10.33808/clinexphealthsci.950896.
- [25] M. Garay and S. Silva, "Comportamiento de tableros a base de madera, durante ensayos de atenuación ultrasónica Autores," 2011.
- [26] P. Cartón Sánchez, T. Alvarez De Eulate García, M. Rosa López Pedreira, E. Calleja Cartón, A. Hermosín Peña, and I. Jiménez Cuenca, "Estudio por imagen de las masas pleurales."
- [27] R. Cuesta and J. Alvarez, "Modelos dinámicos del backlash."

Anexos



**Global Medical Engineering and Physics Exchanges (GMEPE)
Pacific Health Care Engineering (PAHCE) 2023**

*"LINKING HEALTH CARE NEEDS AND TECHNOLOGY ACROSS THE CONTINENTS"
"ENLAZANDO NECESIDADES MÉDICAS Y TECNOLOGÍA A TRAVÉS DE LOS CONTINENTES"*

TO
Universidad Autónoma de Aguascalientes
Av. Universidad #940, Ciudad Universitaria, C.P. 20100, Aguascalientes, Ags. RFC:
UAA740224TQ2.

2023 Certificate of Recognition

to

Erik Morones

for contributory presentation(s) at the 17th international
conference Global Medical Engineering & Physics Exchanges
and Pacific Health Care Engineering- GMEPE/PAHCE 2023.
www.gmepe.org & www.pahce.org

GMEPE/PAHCE Team

Re. Paper ID# 118

GMEPE/PAHCE
11278 Los Alamitos Blvd. #123
Los Alamitos, CA 90720
USA

E-MAIL pahceadm@pahce.org
WEB SITE <http://www.pahce.org>

Algoritmo de Arduino:

```
int driverPUL = 7;
```

```
int driverDIR = 6;
```

```
void setup() {
    // put your setup code here, to run once:
    Serial.begin(9600);
    pinMode(driverPUL,OUTPUT);
    pinMode(driverDIR,OUTPUT);
}

void loop() {
    // put your main code here, to run repeatedly:
    if (Serial.available(>0){
        char serialData = Serial.read();
        if (serialData =='1'){
            digitalWrite(driverPUL,LOW);
        }
        if (serialData =='2'){
            for(int i=0;i<2;i++){
```

```
digitalWrite(driverDIR,1);

digitalWrite(driverPUL,HIGH);

delayMicroseconds(5000);

digitalWrite(driverPUL,LOW);

delayMicroseconds(1000);

}

}

if (serialData == '3'){

for(int i=0;i<2;i++){

digitalWrite(driverDIR,0);

digitalWrite(driverPUL,HIGH);

delayMicroseconds(5000);

digitalWrite(driverPUL,LOW);

delayMicroseconds(1000);

}

}

if (serialData == '4'){

for(int i=0;i<400;i++){

digitalWrite(driverDIR,1);

digitalWrite(driverPUL,HIGH);

delayMicroseconds(1000);
```

```
digitalWrite(driverPUL,LOW);

delayMicroseconds(1000);

}

}

if (serialData == '5'){

for(int i=0;i<400;i++){

digitalWrite(driverDIR,0);

digitalWrite(driverPUL,HIGH);

delayMicroseconds(1000);

digitalWrite(driverPUL,LOW);

delayMicroseconds(1000);

}

}

if (serialData =='6'){

digitalWrite(driverPUL,HIGH);

}

}

}
```

Algoritmo de Spyder:

```
from tkinter import *
```

```
import serial, time
```

```
#comunicacion con el puerto
```

```
arduino = serial.Serial("COM5",9600)
```

```
#funcion cerrar interfaz
```

```
def cerrarInterfaz():
```

```
    arduino.close()
```

```
    raiz.destroy()
```

```
#apagar motor
```

```
def prenderMotor():
```

```
    arduino.write(b'1')
```

```
#funcion incrementar 0.075mm con arduino
```

```
def incrementarDistancia():
```

```
    arduino.write(b'2')
```

```

#funcion decrementar 0.075mm

def decrementarDistancia():

    arduino.write(b'3')

def subirMM():

    arduino.write(b'4')

def bajarMM():

    arduino.write(b'5')

def apagarMotor():

    arduino.write(b'6')

raiz = Tk()
raiz.geometry("500x200")
raiz.title("Arduino - Python")

#color gris

titleFrame = Frame()

titleFrame.config(bg = "gray", width = "500", height = "80")

titleFrame.place(x = 0, y = 0)

```

```
#titulo
```

```
lblTitulo = Label(titleFrame,text = "MOVIMIENTO PARA PLEFUS-V1", bg = "gray",fg = "white", font=("Arial",15))
```

```
lblTitulo.place(x=110,y=20)
```

```
#color naranja
```

```
buttonsFrame = Frame()
```

```
buttonsFrame.config(bg = "orange",width = "500", height = "120")
```

```
buttonsFrame.place(x = 0, y = 80)
```

```
#boton para incrementar distancia
```

```
btnArriba = Button(buttonsFrame,text="+0.0075mm", command=incrementarDistancia)
```

```
btnArriba.place(x=70,y=20)
```

```
#boton para decrementar distancia
```

```
btnAbajo = Button(buttonsFrame,text="-0.0075mm", command=decrementarDistancia)
```

```
btnAbajo.place(x=350,y=20)
```

```
#boton para regresar al inicio
```

```
btnInicio = Button(buttonsFrame,text="-1mm",command=bajarMM)
```

```
btnInicio.place(x=350,y=60)
```

```
#boton para incrementar 1mm
```

```
btnIncrementaruno = Button(buttonsFrame,text="+1mm",command=subirMM)
```

```
btnIncrementaruno.place(x=70,y=60)
```

```
#boton para cerrar interfaz
```

```
btnCerrar = Button(buttonsFrame,text="Salir", command=cerrarInterfaz)
```

```
btnCerrar.place(x=210,y=90)
```

```
#boton para encender motor
```

```
btnCerrar = Button(buttonsFrame,text="Apagar", command=prenderMotor)
```

```
btnCerrar.place(x=210,y=20)
```

```
#boton para encender motor
```

```
btnCerrar = Button(buttonsFrame,text="Encender", command=apagarMotor)
```

```
btnCerrar.place(x=210,y=60)
```

```
raiz.mainloop()
```

Algoritmo de obtención de señales en Matlab con avances de 0.999375 mm

```

figure(1),plot(t0,a0)
hold on;
figure(1),plot(t1,a1)
hold on;
figure(1),plot(t2,a2)
hold on;
figure(1),plot(t3,a3)
hold on;
figure(1),plot(t4,a4)
hold on;
figure(1),plot(t5,a5)
hold on;
figure(1),plot(t6,a6)
hold on;
figure(1),plot(t7,a7)
hold on;
figure(1),plot(t8,a8)
hold on;
figure(1),plot(t9,a9)
hold on;

figure(1),subplot(5,2,1),plot(t0,a0)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.999375MM")
figure(1),subplot(5,2,3),plot(t1,a1)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("1.99875MM")
figure(1),subplot(5,2,5),plot(t2,a2)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("2.99875MM")
figure(1),subplot(5,2,7),plot(t3,a3)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("3.9975MM")
figure(1),subplot(5,2,9),plot(t4,a4)

```

```

xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("4.998125MM")
figure(1), subplot(5,2,2), plot(t5,a5)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("5.99625MM")
figure(1), subplot(5,2,4), plot(t6,a6)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("6.995625MM")
figure(1), subplot(5,2,6), plot(t7,a7)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("7.995MM")
figure(1), subplot(5,2,8), plot(t8,a8)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("8.994375MM")
figure(1), subplot(5,2,10), plot(t9,a9)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("9.99375MM")

```

Algoritmo de obtención de señales en Matlab con avances de 0.009375 mm

```

figure(1), subplot(5,2,1), plot(t0,a0)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.009375MM")
figure(1), subplot(5,2,3), plot(t1,a1)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.01875MM")
figure(1), subplot(5,2,5), plot(t2,a2)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.028125MM")
figure(1), subplot(5,2,7), plot(t3,a3)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.0375MM")

```

```

figure(1), subplot(5,2,9), plot(t4,a4)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.046875MM")
figure(1), subplot(5,2,2), plot(t5,a5)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.05625MM")
figure(1), subplot(5,2,4), plot(t6,a6)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.065625MM")
figure(1), subplot(5,2,6), plot(t7,a7)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.075MM")
figure(1), subplot(5,2,8), plot(t8,a8)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.084375MM")
figure(1), subplot(5,2,10), plot(t9,a9)
xlabel("Tiempo")
ylabel("Amplitud/Voltaje")
title("0.09375MM")

```

