UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MANIQUÍ TORÁCICO QUE SIMULE EL MOVIMEINTO RESPIRATORIO PARA ANÁLISIS DOSIMÉTRICO EN RADIOTERAPIA

MARÍA BELÉN AMADOR MÉNDEZ

TUTOR:

ÁLVARO GUTIÉRREZ MARTÍN

2020

RESUMEN

Según los datos recopilados acerca del cáncer, éste constituye la segunda causa de muerte en el mundo. De entre los distintos tipos de cáncer existentes, el cáncer de pulmón recoge un elevado número de casos anuales y tiene un gran índice de mortalidad.

Uno de los posibles métodos para tratar el cáncer de pulmón es la radioterapia, que destaca por ser uno de los tratamientos menos invasivos. Sin embrago, la precisión del tratamiento del cáncer de pulmón con radioterapia se ve limitada por el movimiento del tumor con la respiración del paciente.

Actualmente, la solución existente a este problema es ampliar el margen de radiación, haciéndolo mayor de lo que el propio tumor requiere, para irradiarlo en su totalidad a pesar del movimiento del mismo. El principal inconveniente a este método es la alta dosis de radiación que recibe el tejido sano circundante al tumor.

Para solucionar este problema, se ha desarrollado la capacidad de medir con precisión la posición del tumor y de los órganos circundantes en riesgo a lo largo de la duración del tratamiento. Esto se ha conseguido gracias a los phantoms de movimiento pulmonar, que se han utilizado como parte de la planificación del tratamiento para validar las estrategias de manejo del movimiento en radioterapia. Así se podrá evaluar y probar, a través de estos phantoms, una técnica de manejo de movimiento dada antes de que se implemente para uso clínico.

En este Trabajo Fin de Grado, se presenta un phantom pulmonar que simula el movimiento respiratorio de los pacientes con cáncer de pulmón. De esta manera, se podrá conocer el recorrido que realiza el tumor y se podrá medir la dosis real de radiación recibida, como parte de la planificación del tratamiento.

Para la fabricación de este phantom pulmonar se han llevado a cabo dos tareas principales. Por un lado, la construcción de un maniquí pulmonar que lleva a cabo la función de simular el tórax del paciente. Y, por otro lado, la construcción de una plataforma de movimiento que permita simular el movimiento de la respiración de dichos pacientes.

PALABRAS CLAVE

Cáncer, pulmón, radioterapia, tumores móviles, planificación, simulación, phantoms pulmonares.

SUMMARY

According to the data collected on cancer, this constitutes the second cause of death in the world. Among the different types of cancer that exist, lung cancer collects a high number of annual cases and has a high mortality rate.

One of the possible methods to treat lung cancer is radiotherapy, which stands out for being one of the least invasive treatments. However, the accuracy of lung cancer treatment with radiotherapy is limited by the movement of the tumor with the patient's breathing.

Currently, the existing solution to this problem is to expand the radiation margin, making it larger than the tumor itself requires, in order to irradiate it entirely despite its movement. The main drawback to this method is the high radiation dose received by healthy tissue surrounding the tumor.

To solve this problem, has been developed the ability to accurately measure the position of the tumor and surrounding organs at risk over the course of treatment. This has been achieved thanks to lung movement phantoms, which have been used as part of treatment planning to validate movement management strategies in radiotherapy. Thus, a given motion management technique can be evaluated and tested through these phantoms before it is implemented for clinical use.

In this Final Degree Project, a lung phantom is presented that simulates the respiratory movement of patients with lung cancer. In this way, the path taken by the tumor can be known and the actual dose of radiation received can be measured, as part of the treatment planning.

Two main tasks have been carried out to manufacture this lung phantom. On the one hand, the construction of a lung dummy that performs the function of simulating the patient's chest. And, on the other hand, the construction of a movement platform that allows simulating the movement of the breathing of these patients.

KEYWORDS

Cancer, lung, radiotherapy, mobile tumors, planning, simulation, lung phantoms.

ÍNDICE DEL CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS 1

1.1. Introducción 1

1.1.1. El sistema respiratorio 1

1.1.1.1. El pulmón 2

1.1.1.2. El ciclo respiratorio 2

1.1.2. El cáncer de pulmón 4

1.1.2.1. Factores de riesgo, síntomas y diagnóstico 5

1.1.2.2. Estadificación 7

1.1.2.3. Tratamiento 8

1.1.2.3.1. Tratamiento quirúrgico 9

1.1.2.3.2. Radioterapia 9

1.1.2.3.3. Quimioterapia 10

1.1.2.3.4. Otros tratamientos 11

1.1.3. Estado del arte de phantoms pulmonares 11

1.1.3.1. Visión general 11

1.1.3.2. Ejemplos de phantoms pulmonares 12

1.2. Objetivos 14

1.3. Organización del documento 15

2. DESARROLLO 16

2.1. Componentes 16

2.1.1. Phantom pulmonar 16

2.1.1.1. Prototipo 17

2.1.1.2. Phantom pulmonar definitivo 19

2.1.2. Plataforma de movimiento 20

2.1.2.1. El microcontrolador: Arduino Due 20

2.1.2.2. Los motores DC 21

2.1.2.2.1. El encoder 22

2.1.2.3.Placa de expansión 23

2.1.2.4. Poleas y correas 24

2.1.2.5. Varillas y rodamientos 25

2.2. Montaje 26

2.2.1. Phantom pulmonar 26

2.2.1.1. Prototipo 26

2.2.2. Plataforma de movimiento 28

2.2.2.1. Prototipo 30

2.2.2.1.1. Movimiento eje Superior-Inferior 31

2.2.2.1.2. Movimiento eje Anterior-Posterior 32
3. RESULTADOS 35
3.1. El modelo final 35
3.1.1. Phantom pulmonar definitivo 35
3.1.1.1. Marcadores 36
3.1.2. Plataforma de movimiento definitiva 37
3.1.3. Movimiento real 39
3.1.3.1. Montaje hardware 39
3.1.3.2. Alimentación 40
3.1.3.3. Desarrollo del software 41
3.1.3.1.1. Nociones principales del código 41
3.1.3.1.2. Programación del timer 41
3.1.3.1.3. Señal sinusoidal 43
3.1.3.1.4. Programación del encoder 44
3.1.3.1.5. Programación del controlador PD 44
3.2. Funcionamiento del prototipo 45
4. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS 47
4.1. Conclusiones 47
4.2. Líneas futuras 47
5. BIBLIOGRAFÍA 49
ANEXO A: ASPECTOS ÉTICOS, ECONÓMICOS, SOCIALES Y AMBIENTALES 52
A.1 impacto social 52
A.2 impacto económico 52
A.3 impacto medioambiental 52
A.4 responsabilidad ética y profesional 52
ANEXO B: PRESUPUESTO ECONÓMICO 54

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1. INTRODUCCIÓN

1.1.1. EL SISTEMA RESPIRATORIO

El sistema respiratorio (ver Figura 1) es uno de los sistemas fisiológicos más importantes que forman parte del cuerpo humano. Está constituido por las vías respiratorias y los pulmones, que son el órgano principal del sistema respiratorio. Este sistema tiene como principal función la realización del intercambio gaseoso entre la sangre del organismo y el exterior.

El aire entra por la nariz y/o la boca y es conducido a través de las vías respiratorias (fosas nasales, faringe, laringe, tráquea, y bronquios) hasta los alvéolos pulmonares, donde se produce el intercambio de gases. Así, el oxígeno (O_2) pasa a la sangre y es transportado al conjunto de células del organismo. A su vez, el dióxido de carbono (CO_2) que se produce en estas células es transportado hasta los pulmones para su eliminación.

A parte de estas estructuras de paso que constituyen la vía aérea y del propio pulmón, se precisa de otras estructuras determinantes de la inhalación y la exhalación. De ahí que formen parte asimismo del sistema respiratorio la caja torácica con su musculatura, las pleuras y el diafragma.

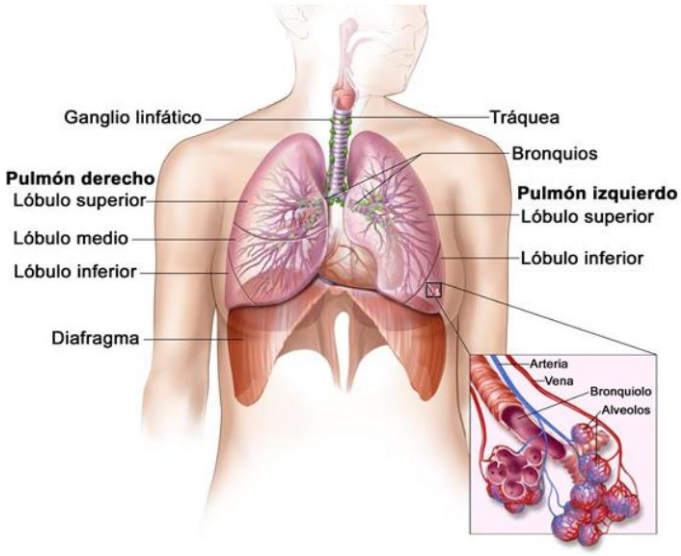

Figura 1: El sistema respiratorio humano (Instituto Nacional del Cáncer)

La musculatura de la caja torácica se encarga junto con el diafragma de disminuir el volumen de la cavidad torácica en la inhalación y de aumentarlo en la exhalación, permitiendo así que el aire entre y salga de los pulmones.

La pleura se trata de una membrana que tapiza la superficie interna de la pared torácica, la cara superior del diafragma y los pulmones (pleuras parietal y visceral).

1.1.1.1. EL PULMÓN

Los pulmones (ver Figura 2) son dos órganos esponjosos situados a ambos lados del corazón. Se ubican en la caja torácica a ambos lados del mediastino, que es el espacio entre las dos pleuras, la columna vertebral y el esternón. El pulmón derecho consta de tres partes que se conocen como lóbulos; el pulmón izquierdo tiene dos, debido al espacio que ocupa el corazón y su situación en el mediastino.

Las dimensiones medias del pulmón son de 25 cm de altura, diámetro anteroposterior de 16 cm y el diámetro transverso de la base es de 10 cm para el pulmón derecho y 7 cm para el pulmón izquierdo [1].

En el interior de los pulmones se encuentran los bronquios, que son dos tubos de anillos cartilaginosos que se sitúan a continuación de la tráquea. Los bronquios se continúan en los bronquiolos, y estos a su vez se dividen sucesivamente en conductos más pequeños hasta llegar a los sacos alveolares. Estos sacos están formados por varios alvéolos pulmonares, que son unas estructuras globosas de paredes muy finas, rodeadas de multitud de capilares sanguíneos. En los alvéolos pulmonares tiene lugar el intercambio de gases entre el aire y la sangre (ver Figura 2). Se intercambia el oxígeno y el dióxido de carbono entren el aire alveolar y la sangre de los capilares por difusión.

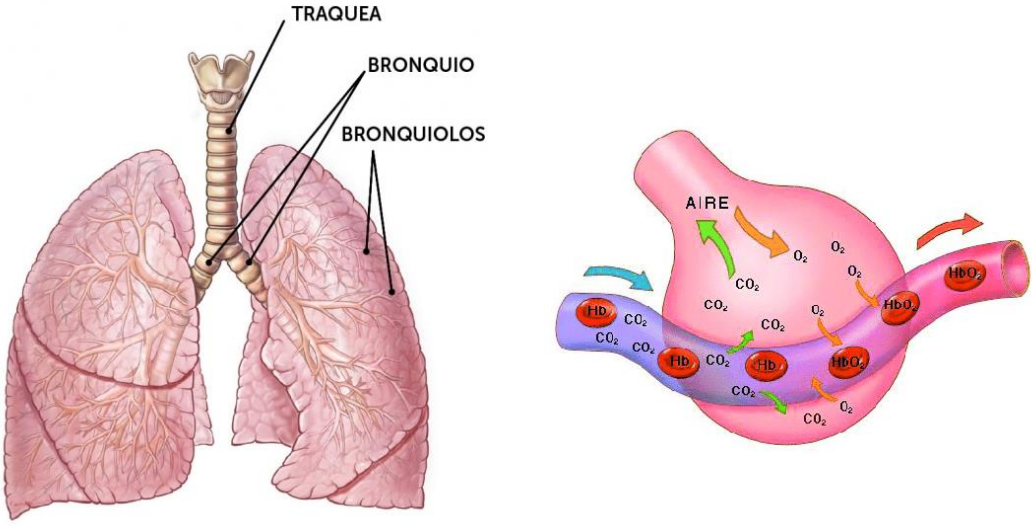

Figura 2: Ramificaciones de los bronquios y el intercambio de gases que ocurre en los alvéolos pulmonares [2].

1.1.1.2. EL CICLO RESPIRATORIO

La ventilación pulmonar es la renovación del aire por su entrada y salida en los pulmones. En este proceso varía el volumen pulmonar de la caja torácica. Generalmente, se realizan entre 16 y 20 respiraciones por minuto, lo que se traduce en una respiración a intervalos de 3-3,75 segundos [3].

Además, la mecánica del ciclo respiratorio consiste en procesos alternados de inspiración y espiración (ver Figura 3). Ambas presentan un control involuntario y un control voluntario. El control involuntario lo lleva a cabo el sistema nervioso autónomo, según las necesidades del individuo. En el control voluntario participa la corteza cerebral. Permite modificar el ritmo respiratorio en actividades como hablar o nadar.

La inspiración es el movimiento activo que permite la entrada de aire atmosférico a los pulmones. En la inspiración los músculos intercostales se contraen, las costillas se elevan, el diafragma se contrae y desciende y el volumen de la caja torácica aumenta. Por el contrario, la espiración es el movimiento pasivo de salida del aire desde los pulmones a la atmósfera. En la espiración los músculos intercostales

se relajan, las costillas descienden, el diafragma se relaja y se eleva y el volumen de la caja torácica disminuye.

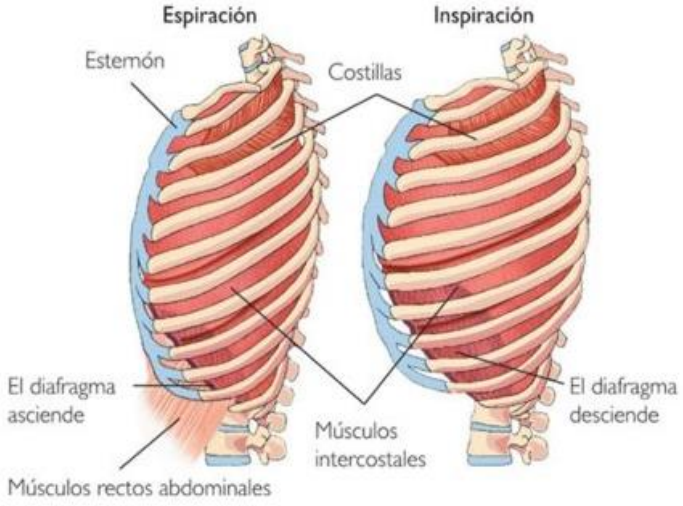

Figura 3: Las dos fases de la ventilación pulmonar: inspiración y espiración [4].

Se llama distensibilidad pulmonar a la capacidad de los pulmones de modificar sus dimensiones físicas bajo la acción de las distintas presiones y músculos que intervienen en la respiración, y que son capaces de vencer la resistencia de los pulmones en contra de la deformación.

Los diagramas de la distensibilidad pulmonar (ver Figura 4) relacionan los cambios del volumen pulmonar con los cambios de la presión transpulmonar durante el ciclo respiratorio. La presión transpulmonar es la diferencia entre la presión pleural y la alveolar. A su vez, la histéresis pulmonar es la diferencia de la distensibilidad del pulmón en la fase de llenado respecto a la fase de vaciamiento pulmonar. Por ello se puede observar que la relación es diferente en la inspiración y en la espiración. El conjunto da lugar a un ciclo de histéresis.

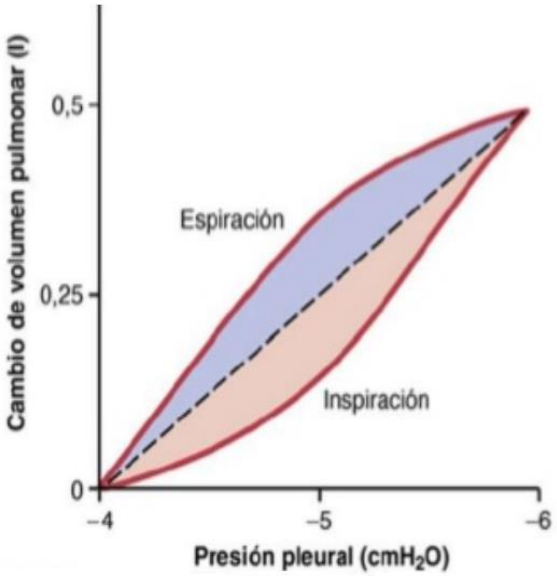

Figura 4: Diagrama de distensibilidad pulmonar de una persona sana [3].

Los diagramas de distensibilidad pulmonar muestran también el movimiento en las distintas zonas del pulmón, ya que los músculos y presiones que generan el movimiento de la respiración no afectan de la misma manera a todo el conjunto del pulmón [5]. Asimismo, cualquier tumor que se encuentre dentro del pulmón se verá afectado por este mismo movimiento, realizando un ciclo de histéresis que se asemeja a una elipse [6] (ver Figura 5).

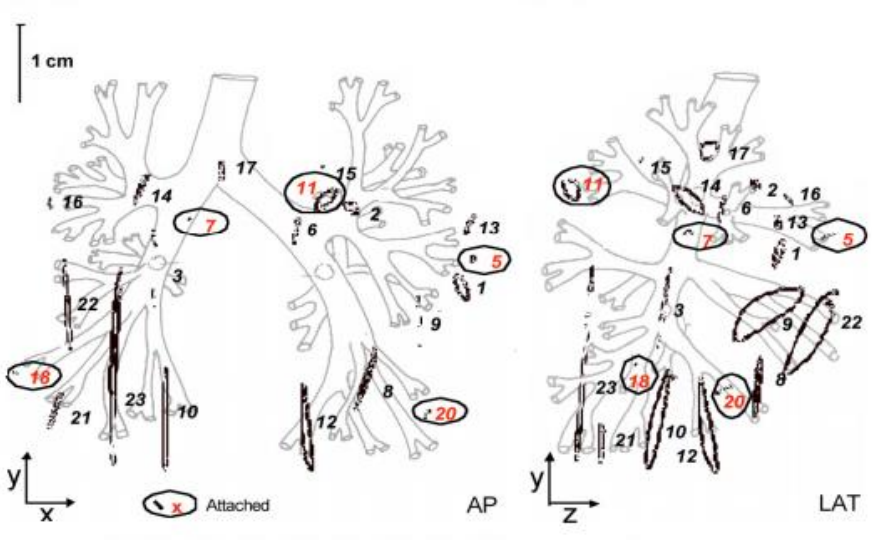

Figura 5: Proyección ortogonal en los planos coronal y sagital de los movimientos de diferentes tumores ubicados en diferentes puntos del pulmón [6]

1.1.2. EL CÁNCER DE PULMÓN

Un tumor es una masa de tejido de una parte del organismo cuyas células sufren un crecimiento anormal y no tienen ninguna función fisiológica; estas células tienen tendencia a invadir otras partes del cuerpo.

Los tumores se clasifican en tumores benignos y malignos. Un tumor benigno es el que está rodeado por una cápsula fibrosa, no se extiende a otras partes del cuerpo y no tiene consecuencias graves para el organismo. Por otro lado, un tumor maligno (cáncer) es un tumor cuya proloiferción celular invade los tejidos sanos del organismo, se extiende a otras partes del cuerpo y puede causar la muerte. El proceso por el cual el tumor invade partes adyacentes del cuerpo y se propaga a otros órganos se denomina metástasis. Además, las metástasis son la causa principal de muerte por cáncer.

Según los datos y cifras sobre el cáncer de la OMS el cáncer es una de las principales causas de muerte a nivel mundial y en 2012 se le atribuyeron 8.2 millones de muertes. Además, el cáncer de pulmón se encuentra entre los que causan un mayor número anual de muertes [7] y en el año 2018 el cáncer de pulmón se encontró entre los más frecuentemente diagnosticados [8]. En la Figura 6 se ve que la estimación para el 2018 de cáncer de pulmón es de 2.093.876 casos, el 11.6 % respecto al número de casos totales estimados.

Concretamente en el cáncer de pulmón, la célula normal que se transforma en una célula tumoral se encuentra en el epitelio que cubre todo el árbol respiratorio, desde la tráquea hasta el último bronquiolo terminal, y las células de los alveolos pulmonares [8].

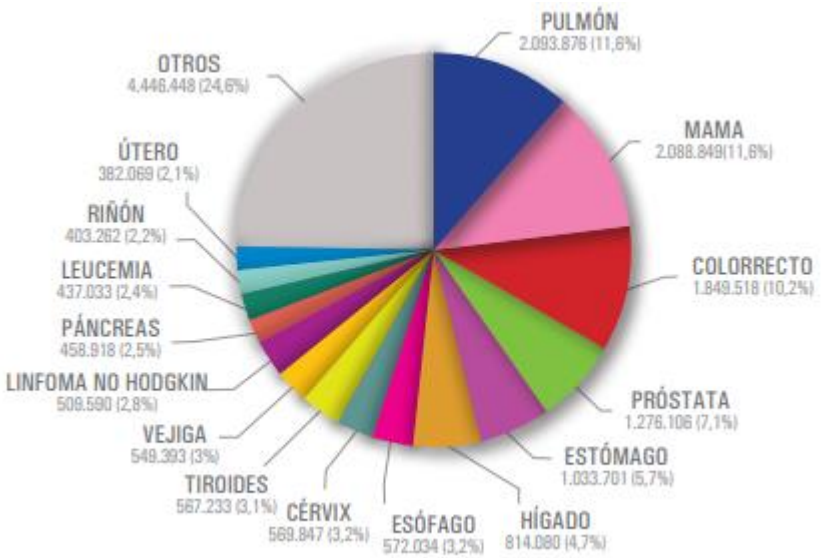

Figura 6: Tumores más frecuentemente diagnosticados en el mundo. Estimación para el año 2018, ambos sexos [8].

1.1.2.1. FACTORES DE RIESGO, SÍNTOMAS Y DIAGNÓSTICO

Un factor de riesgo es todo aquello que aumenta las probabilidades que tiene una persona de padecer una enfermedad como el cáncer, en este caso de pulmón.

Los factores de riesgo son [9]:

- Humo del tabaco: fumar es el factor de riesgo más importante, se cree que aproximadamente el 80% de las muertes por cáncer de pulmón se deben a este hábito.

- Humo de segunda mano: respirar el humo que otros producen también puede aumentar el riesgo de padecer este tipo de cáncer.

- Exposición a radón: el radón es un gas radiactivo que se origina naturalmente al descomponerse el uranio en el suelo y las rocas. Según la Agencia de Protección Ambiental (EPA), el radón es la segunda causa principal de cáncer de pulmón y es la causa principal entre los no fumadores.

- Exposición al asbesto: una larga exposición y en grandes cantidades de asbesto puede aumentar el riesgo de padecer cáncer de pulmón.

- Exposición a otros agentes cancerígenos: como minerales radiactivos (uranio), sustancias químicas inhaladas (arsénico, berilio, cadmio) o productos de la combustión del diésel.

- Tomar ciertos suplementos alimenticios: los resultados de unos estudios realizados sugieren que los fumadores deben evitar los suplementos vitamínicos de betacaroteno.

- Arsénico en el agua potable: en los lugares donde existen altos niveles de arsénico en el agua potable se ha descubierto un mayor riesgo de cáncer de pulmón.

- Otros factores de riego son también la radioterapia previa a los pulmones, la contaminación ambiental y algún antecedente personal o familiar de cáncer de pulmón.

En cuanto a los síntomas, la mayoría de los cánceres de pulmón solo los causan cuando ya se han propagado. Sin embargo, algunas personas con cáncer de pulmón en etapas tempranas presentan síntomas.

Los síntomas más comunes del cáncer de pulmón son [9]:

- Tos permanente
- Tos con sangre o esputo
- Dolor en el pecho
- Ronquera
- Pérdida del apetito
- Pérdida de peso inexplicable
- Dificultad para respirar
- Cansancio o debilidad
- Infecciones como bronquitis y neumonía
- Nuevo silbido de pecho

El diagnóstico del cáncer de pulmón se hace con el fin de determinar el tipo histológico del cáncer y si se ha extendido a otros órganos. Éste consiste en la realización de múltiples pruebas diagnósticas, entre las que se encuentran [1]:

- En primer lugar, se realiza al paciente una exploración física, una analítica general y una radiografía de tórax.

- Biopsia del tumor o de un ganglio: permite saber si en la zona sospechosa hay células cancerígenas, y en ese caso si se trata de una carcinoma microcítico o no microcítico.

- Tomografía axial computarizada (TAC) o escáner torácico y abdominal (ver Figura 7): permite evaluar el cáncer, y su extensión o no a ganglios linfáticos regionales. También permite evaluar si existen metástasis a distancia.

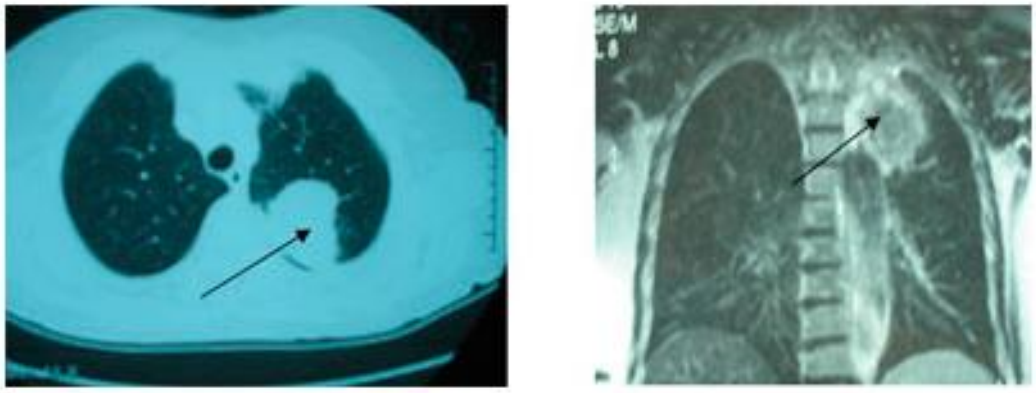

Figura 7: TAC o escáner torácico y abdominal [1].

- TAC o resonancia magnética cerebral: para descartar que el cáncer se haya extendido a cerebro.

- Estudio PET/CT: a menudo se combina una PET con una CT. Esto permite al médico comparar las áreas de mayor radiactividad en la PET con una imagen más detallada de la CT [6].

- Gammagrafía ósea: este estudio puede ayudar a mostrar si el cáncer se ha propagado a los huesos. También se puede obtener esta información a través de los estudios PET.

- Broncoscopia: se introduce un tubo a través de la boca o la nariz que permite al médico ver el interior de los pulmones y extraer muestras pequeñas de tejido y líquido (ver Figura 8).

- También se realizan otras pruebas para el diagnóstico, que son: la mediastinoscopia, la punción transtorácica, la toracentesis y la espirometría.

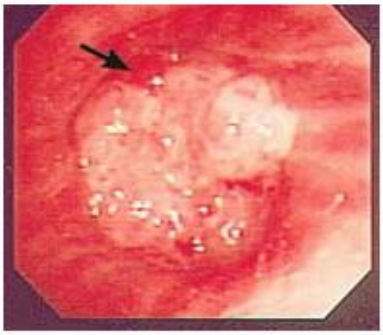

Figura 8: Imagen broncoscópica en la que se aprecia una lesión excrecente, verrugosa que corresponde al cáncer de pulmón que crece del bronquio [1].

1.1.2.2. ESTADIFICACIÓN

Una vez que se ha realizado el diagnóstico, la clasificación de la enfermedad según su etapa (estadificación) proporciona información importante sobre cuánto se ha propagado el cáncer en el cuerpo, así como información anticipada sobre la respuesta que habrá con el tratamiento [9].

Existen dos tipos de cáncer de pulmón: carcinoma no microcítico de pulmón (de células no pequeñas) y carcinoma microcítico de pulmón (de células pequeñas). La determinación del estadio en cada uno de estos tipos es diferente.

El sistema de estadificación que se emplea con más frecuencia para el NSCLC es el sistema TNM del American Joint Committee on Cancer (AJCC) que se basa en tres piezas clave de información:

- El tamaño y la extensión del tumor principal (T).
- La propagación a los ganglios (nódulos) linfáticos adyacentes (N). En la Figura 9 se ven los tipos de ganglios linfáticos del sistema respiratorio.
- La propagación (metástasis) a sitios distantes (M).

Los números y las letras después de la T, N y M proporcionan más detalles sobre cada uno de estos factores. Los números más altos significan que el cáncer está más avanzado. Una vez que se han determinado las categorías T, N y M de una persona, esta información se combina en un proceso llamado agrupación por etapas para asignar una etapa general.

Normalmente al cáncer de pulmón no microcítico se le asigna una etapa clínica en base a los resultados de un examen físico, biopsia y estudios por imágenes. Si se realiza una cirugía, la etapa patológica (también llamada la etapa quirúrgica), se determina mediante el examen del tejido extirpado durante la operación.

La etapa más temprana del cáncer de pulmón no microcítico (NSCLC) es la etapa 0. Otras etapas de este tipo de cáncer van desde la etapa I a la IV. Por regla general, mientras más bajo sea el número, menos se ha propagado el cáncer.

- Etapa I: El tumor tiene un tamaño pequeño y está muy localizado, permitiendo así la extirpación quirúrgica.

- Etapa II: En esta etapa, se suma a la etapa I que el tumor puede haber invadido los ganglios linfáticos de la zona circundante del pulmón. En esta etapa también se permite la extirpación quirúrgica.

- Etapa III: A partir de esta etapa es complicado realizar una extirpación quirúrgica. El cáncer puede haber invadido los ganglios linfáticos del tórax u otras estructuras cercanas.

- Etapa IV: En esta etapa el tumor ha invadido además del pulmón otros lugares más cercanos a través del torrente sanguíneo.

El mismo sistema de estadificación TNM se usa tanto para el cáncer de pulmón microcítico (SCLC) como para el cáncer de pulmón no microcítico (NSCLC), aunque por lo general este no es tan importante para el SCLC.

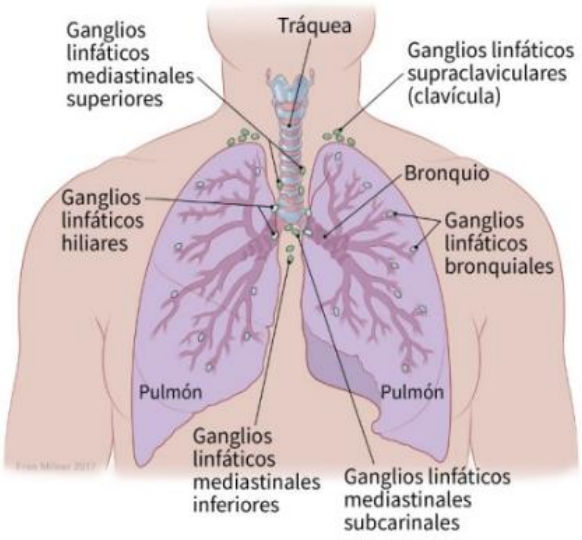

Figura 9: Tipos de ganglios linfáticos del sistema respiratorio [9].

La etapa del cáncer de pulmón microcítico (SCLC) se basa en los resultados de exámenes físicos, biopsias, estudios por imágenes y otras pruebas que se hayan realizado.

Para propósitos de tratamiento, la mayoría de los médicos usan un sistema de dos etapas que divide a los cánceres de pulmón microcíticos en etapa limitada y en etapa avanzada.

- Etapa limitada: se le daría al paciente tratamientos como la quimioterapia combinada con radioterapia.

- Etapa avanzada: para esta etapa es probable que la quimioterapia por sí sola sea una mejor opción para controlar (no curar) el cáncer.

1.1.2.3. TRATAMIENTO

Los tratamientos más frecuentemente empleados en el cáncer de pulmón son la cirugía, la radioterapia y la quimioterapia. A continuación, se va a describir cada uno de ellos explicando en qué consisten, qué efectos adversos producen y cuáles son las recomendaciones para minimizarlos [10].

1.1.2.3.1. TRATAMIENTO QUIRÚRGICO

La cirugía es la primera opción de tratamiento, la más eficaz, en los cánceres no microcíticos en estadios localizados. En los carcinomas microcíticos, la primera opción de tratamiento es la quimioterapia.

El tipo de cirugía dependerá del tamaño, localización y extensión del tumor. Cuando se extirpa un lóbulo pulmonar se llama lobectomía, cuando lo que se extirpa es todo un pulmón se habla de neumonectomía.

En ocasiones se puede realizar otro tipo de cirugías como la segmentectomía, en la que se extirpa parte de un lóbulo, o la resección en manga, en la que se realiza en casos de tumores grandes con el fin de evitar una neumonectomía.

1.1.2.3.2. RADIOTERAPIA

La radioterapia es el empleo de radiaciones ionizantes para el tratamiento de determinados tumores que emplea rayos X con altas dosis de irradiación. Su objetivo es destruir las células tumorales causando el menor daño posible a los tejidos sanos que rodean dicho tumor.

El tipo de radioterapia utilizada en el cáncer de pulmón es la externa, aunque en ocasiones se utiliza la braquiterapia. Para ello se emplean aceleradores lineales, que personalizan los rayos X de alta energía, o electrones, para que se ajusten a la forma de un tumor y destruyan las células cancerosas sin afectar al tejido normal circundante.

Figura 10: Acelerador lineal True Beam: radioterapia de alta precisión [11].

El tipo de radioterapia que se aplica al paciente varía en función del tipo de cáncer:

- Cáncer de pulmón no microcítico: la radioterapia se utiliza en caso de que sea imposible realizar una intervención quirúrgica por el riesgo que supone, en caso de que el tumor sea inoperable o como tratamiento de algunas metástasis. Se puede combinar con radioterapia.

- Cáncer de pulmón microcítico: la radioterapia se utiliza como tratamiento complementario a la quimioterapia para cuando la enfermedad está localizada. También está indicada en la prevención y tratamiento de metástasis cerebrales.

A su vez la radioterapia puede ser curativa o paliativa, dependiendo la finalidad con que se utiliza. La paliativa se utiliza para aliviar los síntomas o para la metástasis.

Antes de ser administrado al paciente el tratamiento de radioterapia, requiere de la realización de los siguientes pasos previos.

- Una simulación: permite, a través de un TAC, ubicar el tumor espacialmente en el cuerpo y fijar su posición para asegurar la radiación.

- Un análisis de imágenes: se realiza una fusión con las imágenes obtenidas de los estudios realizados al paciente, que pueden ser además del TAC de la simulación, un PET o una resonancia magnética. Esta fusión de imágenes tiene como objetivo poner en conjunto toda la información del paciente que haya sido recopilada y así facilitar que el médico delimite los volúmenes de interés y de riesgo, en la siguiente etapa.

- Una prescripción: el médico oncólogo radioterápico pinta los órganos de riesgo. Además, determina las dosis de radiación totales y el máximo de dosis que puede llegar a estos órganos de riesgo.

- Una planificación del tratamiento (ver Figura 11): consiste en introducir en un sistema de cálculo los datos del paciente, incluyendo los análisis de imágenes. El radiofísico calcula los campos de irradiación para el paciente, incluyendo la distribución de dosis que se obtiene con dichos campos (configuración de haces).

- Aceptación médica: del tratamiento planificado por el radiofísico.

- Cálculo redundante y verificación dosimétrica: se realiza un cálculo externo al planificador para verificar que los datos de las dosis de radiación calculados por el planificador son correctos. Dependiendo de la técnica que se haya elegido para el tratamiento, se tienen distintos métodos de verificación de calidad.

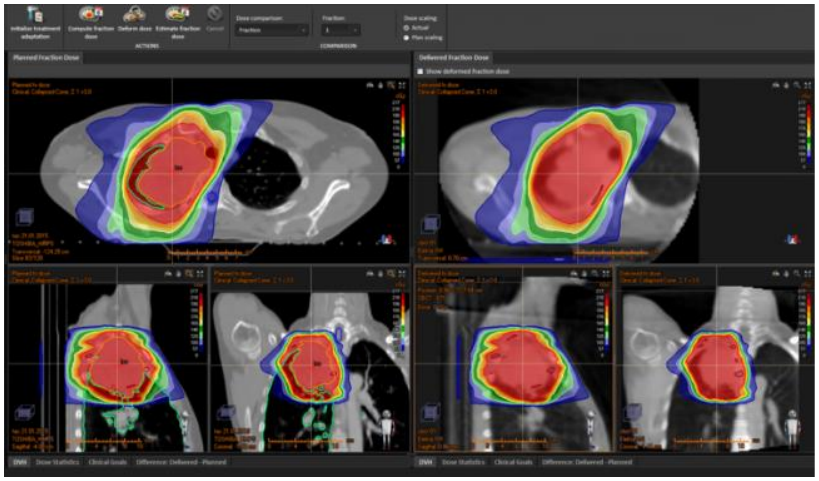

Figura 11: Planificación de pulmón con VMAT en acelerador VERSA HD. Se compara el plan en CT de referencia frente a la dosis que recibe el paciente sobre la imagen kV-CBCT previa al tratamiento[12].

La radioterapia además de eliminar células cancerosas puede afectar a los tejidos sanos cercanos al área de tratamiento y como consecuencia , aparecen efectos secundarios sólo en la zona que ha recibido el tratamiento. Entre los efectos secundarios que pueden aparecer se encuentran cansancio, reacciones en la piel, caída de pelo o alteraciones de la mucosa. También puede haber otros efectos secundarios más graves, en ese caso es necesario administrar tratamiento médico para su control.

1.1.2.3.3. QUIMIOTERAPIA

La quimioterapia es una de las modalidades terapéuticas más empleadas en el tratamiento del cáncer, que engloba a una gran variedad de fármacos. Su objetivo es destruir las células que componen el tumor, con el fin de lograr la reducción de la enfermedad. A los fármacos empleados en este tipo de tratamiento se les denomina fármacos antineoplásicos o quimioterápicos [10].

Estos fármacos llegan a prácticamente todos los tejidos del organismo y ahí es donde ejercen su acción tanto sobre las células malignas como sobre las sanas. Los efectos secundarios aparecen debido a la acción de estos fármacos sobre las células sanas.

Estos efectos secundarios son:

- Alteraciones digestivas: náuseas, vómitos, diarrea, alteración del sabor de los alimentos o llagas.
- Alteraciones de la médula ósea: descenso de glóbulos rojos, descenso de leucocitos o descenso de plaquetas.
- Alopecia.
- Neurotoxicidad.

Para tratar el cáncer de pulmón no microcítico se utiliza la quimioterapia en caso de tratamiento adyuvante (tras la cirugía), en caso de que la enfermedad está localmente avanzada o en caso de que esté avanzada.

El tratamiento del cáncer de pulmón microcítico consiste en la administración de quimioterapia basada en una combinación de un platino (cisplatino o carboplatino) con etopósido. La radioterapia puede administrarse sobre el tórax (conjunta o secuencialmente) en los casos de enfermedad limitada. La radioterapia sobre el cerebro (holocraneal) se administrará para evitar la aparición de metástasis cerebrales.

1.1.2.3.4. OTROS TRATAMIENTOS

Cuando el tumor está en el interior del bronquio se puede utilizar o bien el láser intrabronquial o bien las prótesis endobronquiales, para permitir el paso del aire [10].

El láser intrabronquial destruye parte del tumor permitiendo así el paso del aire para que el paciente no se ahogue. El láser se aplica con la ayuda de un endoscopio introducido en las vías respiratorias.

Las prótesis endobronquiales consisten en colocar mediante una endoscopia un tubo a la altura de la zona del bronquio obstruida por el tumor, con el objetivo de facilitar la respiración del paciente.

1.1.3. ESTADO DEL ARTE DE PHANTOMS PULMONARES

Para mejorar el tratamiento del cáncer pulmón, además de tomar medidas para la reducción del tabaquismo, se han llevado a cabo numerosos estudios que han proporcionado grandes avances en este campo.

En radioterapia, se han producido grandes avances para el tratamiento de los tumores móviles, es decir, aquellos que se desplazan con los movimientos respiratorios. El objetivo es integrar el movimiento en el plan de tratamiento [13].

El movimiento respiratorio complica la administración de dosis altas de radioterapia ya que, en estos casos, el margen de radiación debe ser más amplio de lo que el tumor exige, suponiendo la irradiación de mayor tejido sano circundante.

1.1.3.1. VISIÓN GENERAL

Para solucionar este problema, y que la precisión geométrica y dosimétrica no se vea limitada, es necesario desarrollar la capacidad de medir con precisión la posición del tumor y los órganos circundantes en riesgo (OAR) a lo largo de la duración del tratamiento y estimar el efecto del movimiento sobre la dosis administrada al objetivo del tumor y OARS [14].

Para alcanzar esta precisión se pueden utilizar como parte de la planificación del tratamiento phantoms de movimiento pulmonar para validar las estrategias de manejo del movimiento en radioterapia. Estos phantoms de movimiento programables intentan imitar, con el mayor realismo posible, los cambios anatómicos durante la respiración. Así se podrá evaluar y probar, a través de estos phantoms, una técnica de manejo de movimiento dada antes de que se implemente para uso clínico.

Estos phantoms se pueden clasificar como rígidos y deformables. Para la construcción de un phantom pulmonar es importante tener en cuenta el grado de deformabilidad del mismo, puesto que dicta su potencial para parecerse a la anatomía humana durante la respiración [14]. La deformabilidad interna reproduce el objetivo del movimiento de la anatomía mientras que la deformabilidad externa reproduce el movimiento visible del tórax y el abdomen durante la respiración.

Siguiendo este razonamiento, los diseños de phantoms que no son deformables interna y externamente no representan adecuadamente la respiración porque, durante el ciclo respiratorio, el tumor y los órganos críticos circundantes se mueven entre sí en el cuerpo humano. Se incluye cierto grado de deformabilidad interna en la mayoría de los phantoms existentes, mientras que solo unos pocos producen el movimiento externo.

También hay phantoms que describen, que como consecuencia de tener el mismo actuador que genera el movimiento, la correlación entre el movimiento de la anatomía externa e interna es constante. Esta correlación constante tampoco es realista porque las correlaciones internas-externas e internas-internas varían de un ciclo respiratorio a otro.

A continuación, se muestran las características y métodos principales de actuación tres phantoms pulmonares distintos construidos con el fin de validar las estrategias de manejo del movimiento en radioterapia.

1.1.3.2. EJEMPLOS DE PHANTOMS PULMONARES

En primer lugar, se muestra un phantom que se fabricó completamente rígido (ver Figura 12) para verificación de tomografía computarizada en cuatro dimensiones. Este phantom resultó de la modificación de un phantom de movimiento rígido disponible comercialmente (RPM, Varian Medical Systems). Una rueda, con el RPM colocado en la parte superior del phantom, permitió el desplazamiento vertical. El movimiento en este eje es un indicador común del movimiento anteroposterior del tórax durante la respiración. Este phantom es capaz de mejorar la comprensión y de optimizar los diversos parámetros que afectan a la calidad de imagen de la tomografía computarizada en cuatro dimensiones [15].

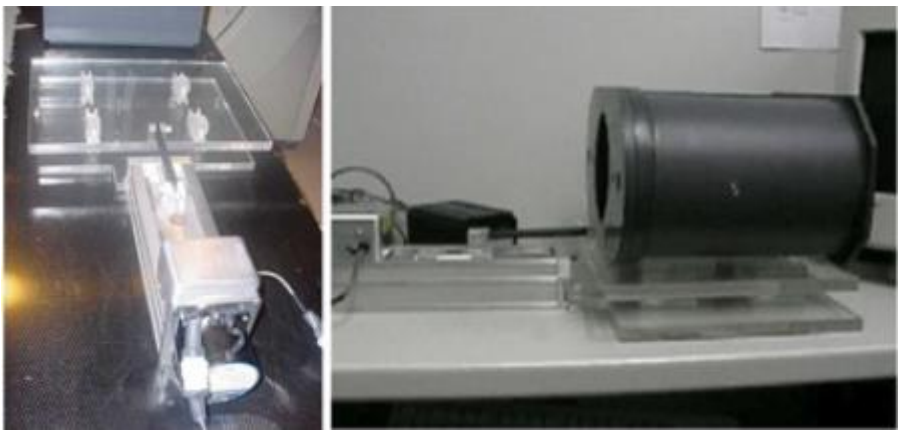

Figura 12: Phantom completamente rígido junto con la plataforma que permite el movimiento en el plano transversal [15].

En segundo lugar, se muestra otro phantom, en este caso deformable, que se desarrolló para dar cuenta del movimiento de respiración del paciente y para evaluar un algoritmo de registro de imagen deformable (ver Figura 13). El phantom consiste en un cilindro de acrílico lleno de agua y un globo de látex ubicado en el espacio interior del cilindro. Se unió una membrana de silicio al extremo interior del phantom. Ésta fue diseñada para simular un diafragma pulmonar real y reducir la carga de trabajo del motor. Este phantom fue capaz de simular las características y la deformación del pulmón humano real y tiene el potencial de una amplia aplicación en la planificación del tratamiento de radiación en cuatro dimensiones [16].

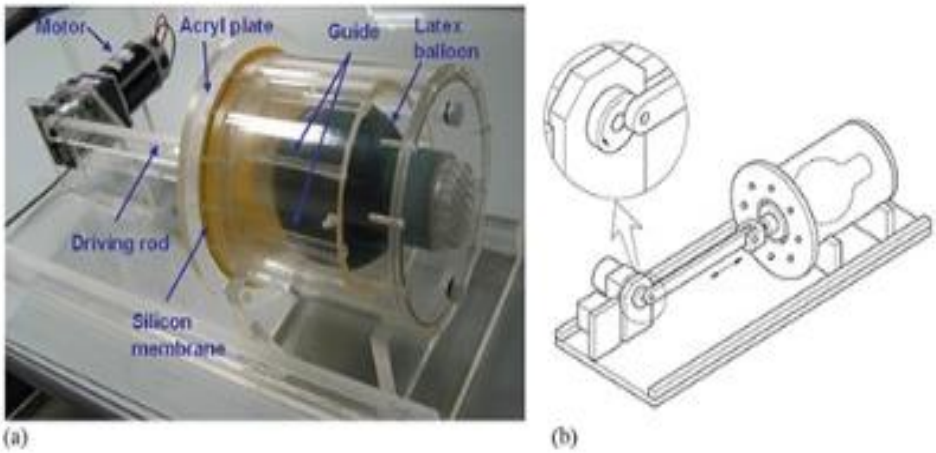

Figura 13: a) Fotografía y b) diagrama del phantom pulmonar deformable para evaluación del registro deformable [16].

Finalmente, se muestra un phantom antropomórfico de movimiento pulmonar que es deformable externa e internamente (ver Figura 14). Éste se puede programar con trayectorias de movimiento matemático o derivadas del paciente para simular el movimiento respiratorio. Este phantom tiene la capacidad de producir de manera programable un movimiento complejo e irregular, que se demuestra mediante la formación de imágenes de marcadores externos e internos colocados en el phantom utilizando fluoroscopia kV [14].

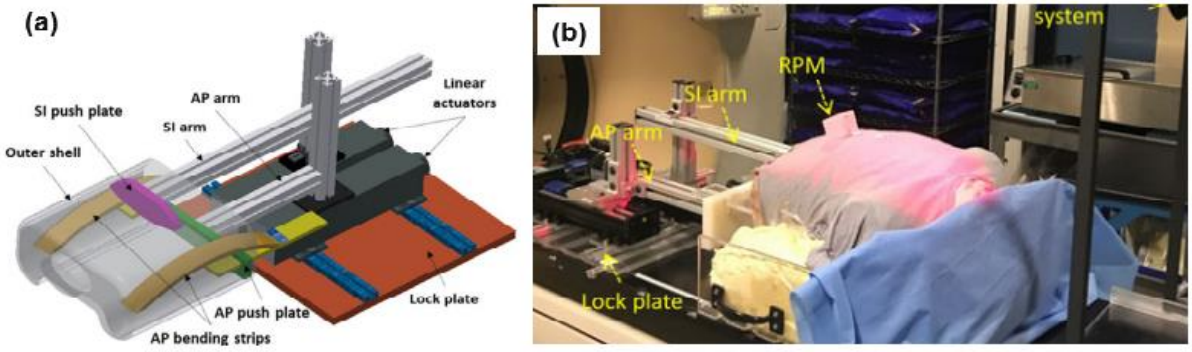

Figura 14: a) Dibujo esquemático en 3D del diseño del phantom b) Configuración del phantom en la camilla de TC [14].

1.2.OBJETIVOS

Este Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo el diseño e implementación de un phantom pulmonar para dosimetría que permita mejorar la precisión de los tratamientos radioterápicos. La fabricación de este phantom pulmonar surge de la colaboración con el Hospital Universitario Puerta de Hierro, en el que el servicio de radioterapia propuso la construcción del mismo.

Este phantom pulmonar deberá ser capaz de simular el movimiento de un tumor ubicado en el pulmón durante la respiración. También deberá permitir su utilización en la planificación de los tratamientos radioterápicos. Para ello, se realizará una investigación acerca de las distintas posibilidades de construcción de phantoms pulmonares para hacerlo de la manera más eficiente posible.

Además, se establecen una serie de objetivos secundarios que se irán resolviendo a lo largo del trabajo:

- Construir un prototipo de maniquí torácico. Se construirá en primer lugar un prototipo de maniquí para validar el efecto que produce el movimiento respiratorio simulado sobre el mismo. Para ello se deberá realizar una investigación de los materiales más adecuados para fabricar cada estructura del maniquí con densidades radiológicas similares a las reales.

- Construir un maniquí torácico definitivo. Para ello se continuará con la investigación de los materiales más adecuados para la fabricación del maniquí intentando reforzar las carencias encontradas en el prototipo del maniquí.

- Se deberán insertar en el maniquí torácico una serie de marcadores en las zonas de interés, generalmente la posición del tumor y las zonas circundantes, en las que se quiera medir la dosis real recibida como parte de la planificación del tratamiento.

- Construir un prototipo de plataforma de movimiento que simule con el fin de validar el efecto que produce su movimiento sobre el maniquí torácico. Deberá simular, de una manera simplificada, los movimientos respiratorios de cada paciente.

- Construir una plataforma de movimiento definitiva compleja que simule los movimientos respiratorios de cada paciente. Se deberán detectar, además, las limitaciones encontradas en el prototipo de plataforma de movimiento e intentar reforzarlas en el nuevo diseño.

- Fijar las dos estructuras, el maniquí torácico y la plataforma de movimiento, en una plataforma estable, de tal manera que el phantom se pueda transportar de manera sencilla por el hospital y que el movimiento que se transmita mediante la plataforma de movimiento llegue al maniquí torácico de manera eficiente

1.3.ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO

Tras la introducción y los objetivos mencionados, el documento se dividirá en tres partes principales con el fin de exponer los procedimientos realizados de una manera clara para el lector: el desarrollo, los resultados y las conclusiones y líneas futuras.

En el Capítulo 2 se detallan los componentes y materiales seleccionados para cada estructura del maniquí torácico y de la plataforma de movimiento, incluyendo los prototipos. Seguidamente se mostrará el procedimiento de montaje seguido para la construcción de los prototipos de maniquí torácico y de la plataforma de movimiento. En la plataforma de movimiento se distinguirá entre el movimiento en el eje superior-inferior y el movimiento en el eje anterior-posterior. En este apartado no se mostrará ningún aspecto acerca de su movimiento.

En el Capítulo 3 se muestran el procedimiento de montaje y el modelo final obtenidos tanto del maniquí torácico como de la plataforma de movimiento. Se muestran también todos los detalles acerca su movimiento. Principalmente se verá el montaje hardware seguido, la alimentación necesaria para el mismo y, por último, el desarrollo del software.

Por último, en el Capítulo 4 se detallan unas conclusiones acerca de los resultados obtenidos tras la construcción del phantom pulmonar. También se indicarán una serie de líneas futuras para que el proyecto pueda ser continuado en un futuro.

2. DESARROLLO

2.1. COMPONENTES

En el presente proyecto se ha realizado un phantom pulmonar capaz de reproducir el movimiento humano respiratorio aproximado a una onda sinusoidal, gracias a una plataforma de movimiento y un software implementados. Se pretende que este phantom pulmonar pueda mejorar la verificación dosimétrica de los tratamientos de los pacientes con cáncer de pulmón, además de contribuir en el campo de los tumores móviles y de los phantoms de movimiento pulmonar.

La selección de los componentes necesarios para el desarrollo del dispositivo se ha hecho teniendo en cuenta las necesidades concretas del mismo y las distintas opciones disponibles en el mercado.

2.1.1. PHANTOM PULMONAR

En primer lugar, se ha llevado a cabo una investigación de los materiales más adecuados para construir cada estructura del maniquí torácico con densidades radiológicas similares a las reales.

Para ello, se van a tener en cuenta principalmente las tres siguientes estructuras: los tejidos blandos que recubren el tórax, los pulmones y por último la columna vertebral.

Una vez se han establecido las estructuras anatómicas que formarán parte del maniquí pulmonar es necesario conocer las densidades reales de las mismas. Según la literatura el tejido blando tiene una densidad de 1,06 g/cm^3, la densidad de los pulmones oscila entre 0,2 y 0,4 g/cm^3 y, por último, la columna vertebral tiene una densidad de 1,31 g/cm^3. A continuación, en la Figura 15, se pueden observar representadas estas tres estructuras junto con sus densidades reales.

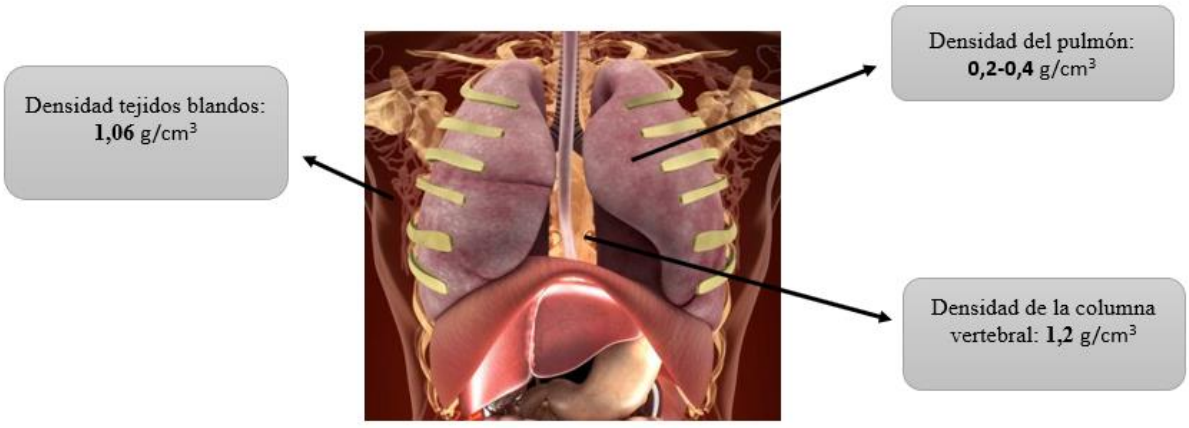

Figura 15: Valores de densidades a partir de datos de maniquíes comerciales (CIRS y GAMMEX).

La carcasa exterior del maniquí simulará los tejidos blandos que recubren un tórax humano. Es necesario que esta carcasa exterior sea rígida en la parte posterior (en la zona de la espalda) y flexible en la parte anterior (en la zona del pecho). Es importante que sea flexible en su parte anterior, como se ha visto en el estado del arte anteriormente desarrollado, para que pueda reproducir adecuadamente el movimiento completo de la respiración.

Por ello, tras analizar una serie de opciones en el mercado se decidió adquirir un maniquí comercial de maniobras RCP (ver Figura 16), ya que cuenta con estas características requeridas y por tanto es útil para simular la respiración.

Figura 16: Maniquí RCP-AED ADULTO Prestan. Básico.

Posteriormente se midió la densidad del maniquí en un acelerador lineal (LINAC) (ver Figura 17) y se comprobó que estaba dentro del rango de densidades de los tejidos blandos, puesto que el maniquí tiene densidad agua (1 g/cm^3).

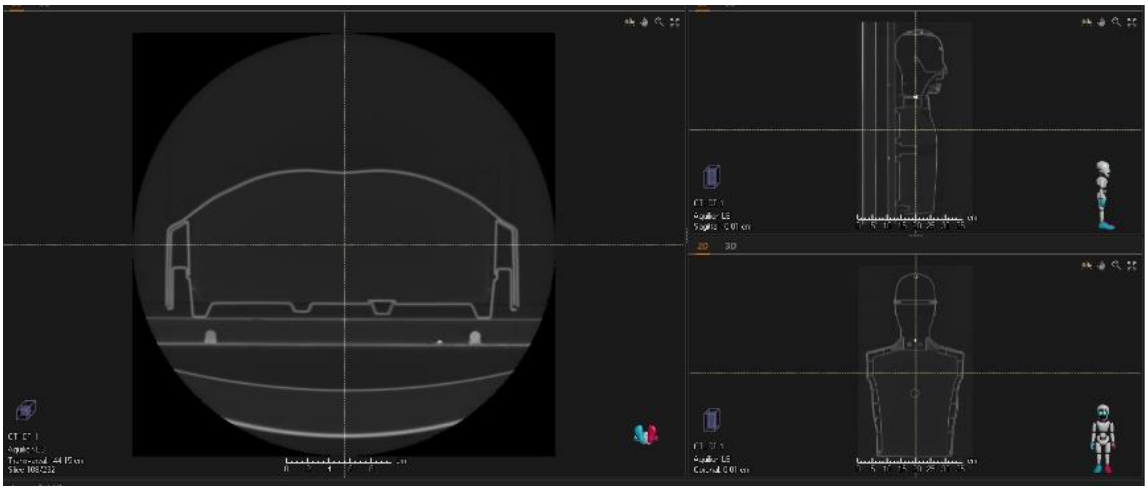

Figura 17: Resultado obtenido del TAC realizado al maniquí RCP en el software de planificación radioterápico Raystation. .

A partir de este punto, una vez seleccionada la carcasa exterior del phantom pulmonar, se va a distinguir entre la selección de materiales para las estructuras anatómicas que formarán parte por un lado, del prototipo y por el otro, del phantom pulmonar definitivo.

2.1.1.1. PROTOTIPO

Para continuar con la selección de materiales para las estructuras anatómicas del prototipo, es necesario escoger un material que simule los pulmones y otro que sirva de relleno para ocupar el espacio restante entre la carcasa exterior del maniquí y el material escogido para los pulmones. Es importante incluir este material de relleno para simular de la manera más aproximada posible el movimiento de la respiración.

Como el fin de la construcción del prototipo es comprobar el efecto del movimiento que la plataforma de movimiento ejerza sobre el mismo, se simplifica su estructura sin incluir el material que simule la columna vertebral (que sí que se incluirá en el phantom pulmonar definitivo).

Como material para simular los pulmones se investigaron las distintas espumas disponibles en el mercado. Estas se emplean en una gran cantidad de aplicaciones ya que tienen una densidad baja y una gran capacidad de absorción de energía.

Se escoge una espuma de poliuretano por su flexibilidad y por presentar una resistencia a la compresión acorde con las necesidades de este proyecto.

Se compraron espumas de poliuretano de distintas densidades (0.02 g/cm^3, 0.025 g/cm^3 y 0.04 g/cm^3) con el fin de realizar diversas pruebas y escoger la espuma óptima para este proyecto. Se observa que la densidad de estas espumas es muy inferior a la del pulmón, pero para la construcción del prototipo se consideran más relevantes las propiedades mecánicas de la espuma escogida en este caso.

Finalmente se escogió para el prototipo la espuma con la densidad de 0.02 g/cm3 (ver Figura 18), puesto que las otras dos presentaban una resistencia demasiado alta a la compresión.

Figura 18: Bloque de espuma de poliuretano densidad 0.02 g/cm^3

A modo de simplificación, se recorta este bloque de espuma de tal manera que se obtenga un único módulo pulmonar que se inserta en el maniquí comercial escogido.

A continuación, para rellenar el aire que queda entre el maniquí comercial y el módulo pulmonar se escoge una pasta de látex [17], con el objetivo de obtener un material con una densidad que se aproxime lo máximo posible a la del agua y que así se asemeje a la densidad de los tejidos blandos del cuerpo.

Finalmente, se muestra en la Figura 19 el resultado final obtenido de los materiales escogidos para cada estructura anatómica simulada en el prototipo del maniquí torácico.

Figura 19: Materiales escogidos para la construcción del prototipo de maniquí torácico.

2.1.1.2. PHANTOM PULMONAR DEFINITIVO

A continuación, se detalla la posterior investigación de materiales llevada a cabo para la construcción del phantom pulmonar definitivo. En este se incluye, además de la carcasa exterior, materiales que simulen los pulmones, la columna vertebral, el material de relleno entre estructuras y por último los marcadores para la verificación dosimétrica.

Para la realización de unos módulos pulmonares independientes se ha escogido como material el elastómero o caucho termoplástico (TPE). Este material se obtiene combinando polímeros plásticos con polímeros de caucho. Se escogió debido a que tiene la posibilidad de impresión en 3D, una densidad aproximadamente de 0.4 g/cm^3 y capacidad de recuperación después de someterse a una carga [18][19]. A su vez, se escogió para el relleno del espacio restante el ocupado por los pulmones de nuevo una pasta de látex.

En el espacio rellanado por la pasta de látex estaría el corazón, que no se va a incluir en el maniquí como tal. Sin embargo, se sabe que la densidad de la pasta de látex es parecida a la del corazón (1.15 g/cm^3), por lo que no incluirlo no supondrá ningún problema en cuanto a la similitud de densidades de los materiales del phantom pulmonar con las densidades del cuerpo humano.

La última parte por incluir en el phantom pulmonar sería una nueva impresión en 3D de una columna vertebral. El material escogido para la columna es el PLA (ácido poliláctico), ya que tiene una densidad de 1.24 g/cm^3 y es un material sólido con una resistencia buena para esta aplicación [20].

En cuanto al diseño 3D de la columna, se buscaron diseños en plataformas de descarga libre de diseños para impresión en 3D. En la Figura 20 que se muestra a continuación se pueden ver varios de los diseños finalmente escogidos.

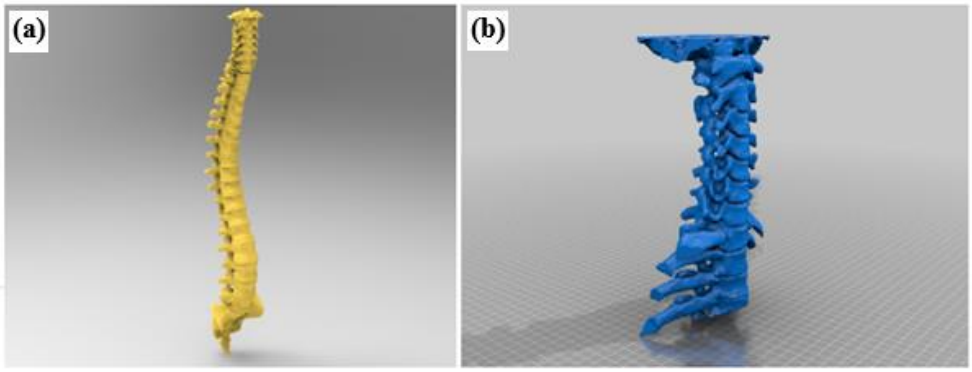

Figura 20: a) Columna vertebral humana de Grabcad [21] b) Columna vertebral humana de Thingiverse [22].

Se muestra en la Figura 21 el resultado final obtenido de los materiales escogidos para cada estructura anatómica simulada en el phantom pulmonar definitivo.

Figura 21: Materiales escogidos para la construcción del maniquí torácico.

Finalmente, el material para los marcadores que se incluye en los módulos pulmonares para verificación dosimétrica, deberá de ser radiopaco para que no se produzcan artefactos con la radiación. Por ello los marcadores serán, o bien, canicas de vidrio, o bien, bolas de tungsteno.

Posteriormente, será necesario incorporar a las canicas de vidrio o a las bolas de tungsteno un elemento que permita cuantificar la cantidad de radiación recibida en cada uno de los marcadores, que estarán colocados en las distintas posiciones de interés dentro del módulo pulmonar. Por ello, se incluye a los marcadores películas radiocrómicas, que permitirán cumplir la funcionalidad de la verificación dosimétrica.

2.1.2. PLATAFORMA DE MOVIMIENTO.

La plataforma de movimiento es el elemento que se encarga de reproducir los movimientos respiratorios humanos aproximados a una señal sinusoidal gracias a la robótica, electrónica y al software integrados en la misma.

La selección de los componentes necesarios para la plataforma de movimiento se ha hecho teniendo en cuenta las necesidades concretas de la misma y las distintas opciones disponibles en el mercado.

2.1.2.1. EL MICROCONTROLADOR: ARDUINO DUE.

Un microcontrolador consta de un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes que se han guardado en su memoria. Está compuesto de varios bloques funcionales que cumplen una tarea específica. Un microcontrolador incluye en su interior las tres principales unidades de un ordenador:

- Una unidad central de procesamiento.
- Una memoria.
- Periféricos de entrada/salida.

Arduino es una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador y un entorno de desarrollo software, diseñada para facilitar el uso de la electrónica en proyectos de muy diversos campos.

Dentro de las placas desarrolladas por Arduino, la electrónica de este proyecto, empleada para el movimiento de la plataforma de movimiento, se basa en el Arduino Due (ver Figura 22). Esta es una placa de desarrollo que incorpora el microcontrolador Atmel SAM3X8E. Además, cuenta con 54 pines

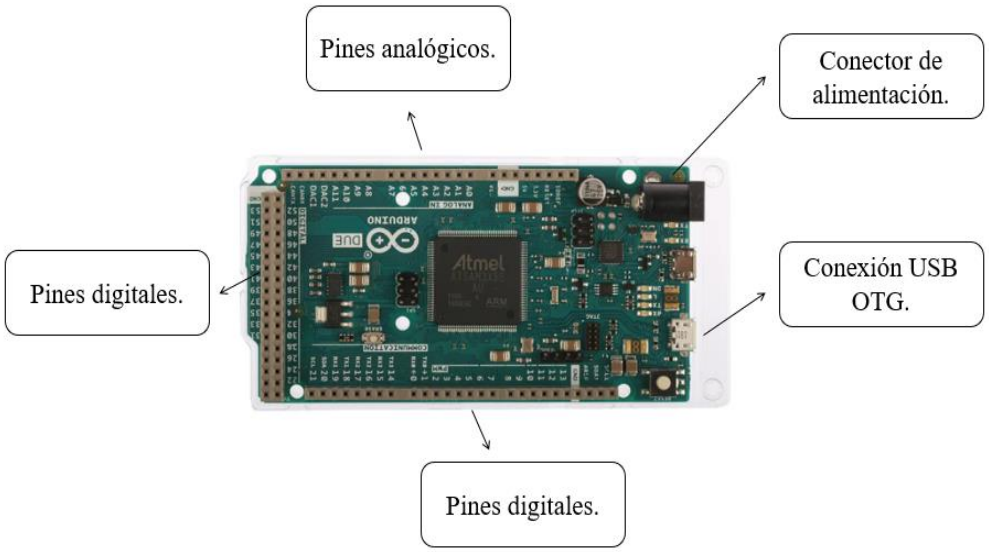

Figura 22: Placa Arduino Due con sus principales componentes señalados.

digitales de entrada/salida, 12 entradas analógicas, 4 UARTs (puertos serie), una conexión capaz USB OTG y un conector de alimentación entre sus principales componentes.

Una de las principales aplicaciones del entorno de Arduino es su uso en proyectos de control de motores, en este caso de corriente continua. Por tanto, se van a encontrar numerosas librerías de programación y recursos que van a facilitar su utilización para la plataforma de movimiento.

Por tanto, además del Arduino Due, se utiliza el entorno de desarrollo oficial Arduino IDE para la programación en dicha placa, que se encargará de mover el motor según las trayectorias requeridas.

2.1.2.2. LOS MOTORES DC

Un motor de corriente continua (DC) es una máquina que convierte energía eléctrica en mecánica, provocando un movimiento rotatorio, gracias a la acción de un campo magnético. En uno de los principales elementos que hacen posible que la plataforma de movimiento realice el movimiento deseado. Los motores DC giran cuando se alimentan y su velocidad es proporcional a la tensión en bornas.

Las principales partes de un motor DC son (ver Figura 23):

- El estátor: es la parte fija y exterior del motor responsable del establecimiento del campo magnético
- El rotor: es la parte interior y móvil del motor que gira alimentado con corriente directa, es decir, proporciona el par para mover la carga.

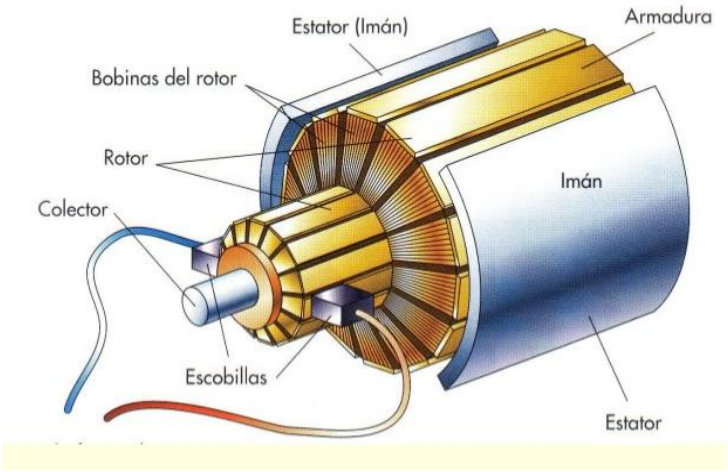

Figura 23:Partes de un motor de corriente continua [23].

Para la plataforma de movimiento se ha escogido un motor Pololu DC de 12V, que se muestra en la Figura 24.

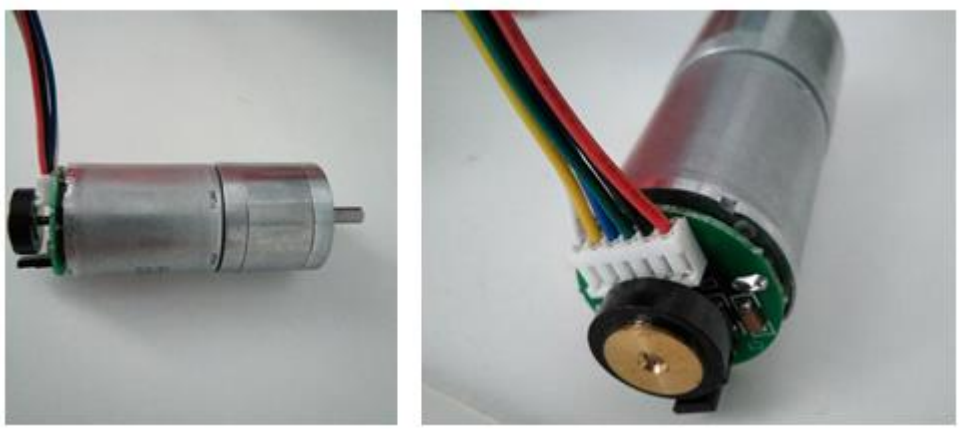

Figura 24:Motor Pololu de corriente continua de 12V con reductora 75:1 [24].

Además, este motor lleva integrados una reductora y un encoder magnético. Mediante la reductora consigue reducir la velocidad y aumentar el par del motor mediante una serie de engranajes.

La velocidad se controlará a través de una modulación de ancho de pulso (PWM). Puesto que el motor se puede representar como un filtro paso bajo, una frecuencia de modulación suficientemente alta (en torno a los 20kHz) hace que el motor reciba una tensión equivalente al ciclo de trabajo en bornas.

El ciclo de trabajo es la relación de tiempo en el que una carga o circuito está encendido en comparación con el tiempo en el que la carga o circuito está pagado. Además, se expresa como un porcentaje del ciclo de activación.

Se muestra en la Figura 25 un ejemplo de PWM: el ancho de los pulsos decrece desde el 100% del ciclo de trabajo hasta el 0%, por lo que el motor girará desde el máximo de velocidad hasta pararse [25].

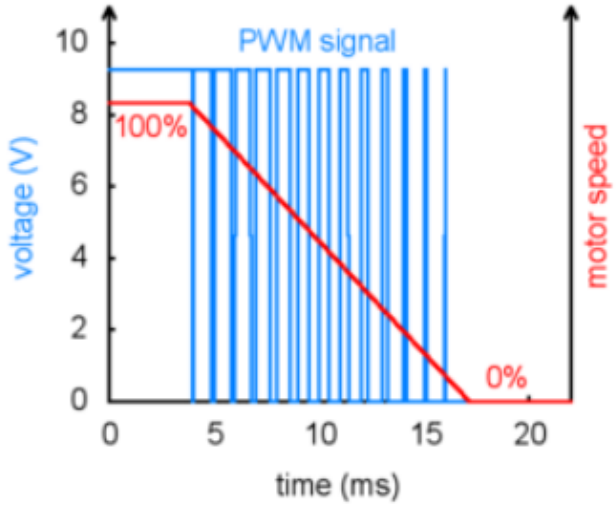

Figura 25: Ejemplo de PWM con ancho de pulsos desde el 100% desde el ciclo de trabajo hasta el 0% [25].

2.1.2.2.1. EL ENCODER

El encoder, también llamado codificador o generador de pulsos, es un dispositivo electromecánico que permite codificar el movimiento mecánico en distintos tipos de impulsos eléctricos. Así, el encoder es una interfaz entre el motor y el controlador. Los impulsos eléctricos en los que convierte el movimiento mecánico son interpretados por el sistema de electrónica de control integrado.

En este caso, el encoder está integrado en el eje de los motores de corriente continua (ver Figura 26), y se trata de un encoder de tipo magnético que permitirá obtener los datos de la posición relativa del motor. Tiene dos canales y proporciona 48 pulsos por revolución (CPR) en cuadratura en el eje del motor. Además, proporciona 3591.84 pulsos por revolución del eje de salida de la caja de cambios [24].

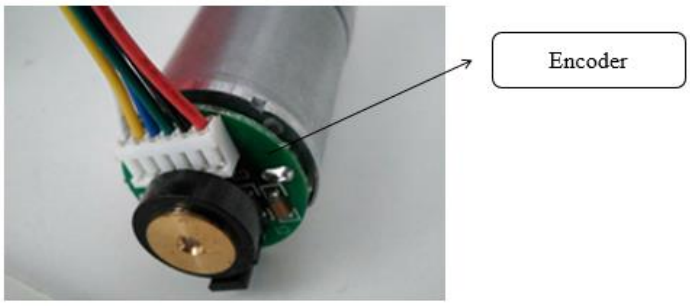

Figura 26: Encoder magnético integrado en el motor DC de 12V.

La forma más sencilla de entender cómo actúa un encoder es conocer el funcionamiento de un encoder óptico. Éste se compone básicamente de un disco conectado a un eje giratorio. El disco está hecho de vidrio o plástico y se encuentra codificado con unas partes transparentes y otras opacas que bloquean el paso de la luz emitida por la fuente de luz, normalmente emisores infrarrojos. A medida que el eje rota, el emisor infrarrojo emite luz que es recibida por el sensor óptico generando los pulsos digitales a medida que la luz cruza a través del disco o es bloqueada en diferentes secciones de éste (ver Figura 27).

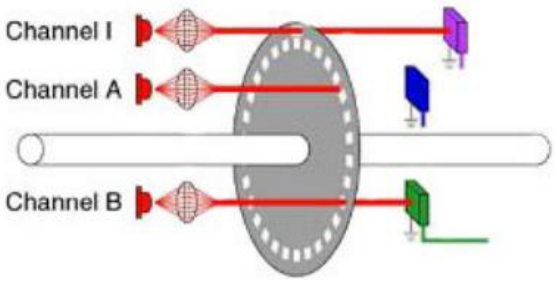

Figura 27: Funcionamiento de un encoder óptico[26].

Esto produce una secuencia que puede ser usada para controlar el radio de giro, la dirección del movimiento e incluso la velocidad (ver Figura 28).

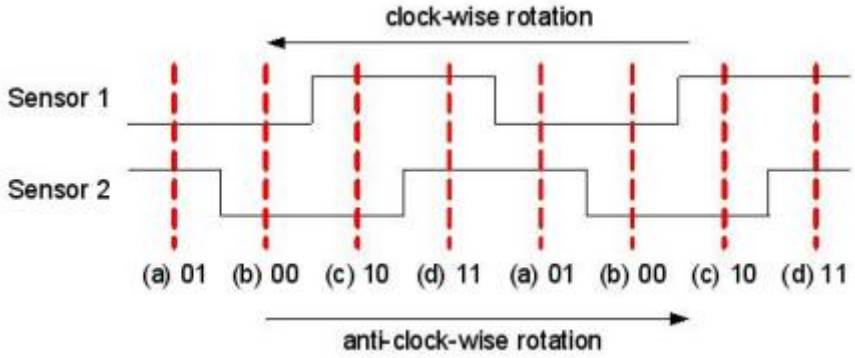

Figura 28: Secuencia producida por el emisor infrarrojo que se transforma en pulsos digitales [26].

En los encoders magnéticos no existe rozamiento ni contacto entre el elemento sensor y el detector. El disco que está conectado al eje giratorio tiene un código grabado de forma magnética, que posteriormente es leído e interpretado.

2.1.2.3. PLACA DE EXPANSIÓN

Para el control del motor se necesita además la placa de expansión X-NUCLEO-IHM04A1 (ver Figura 29) que se monta sobre el Arduino Due y permite controlar el sentido y la velocidad del motor mediante un puente en H.

Ésta es una placa de expansión de accionamiento de motores de corriente continua basada en el controlador L6206. Proporciona, para este proyecto, una solución asequible y fácil de usar para conducir motores de corriente continua. Además, esta placa es compatible con el Arduino Due escogido también para este proyecto.

Figura 29: Placa de expansión X-NUCLEO-IHM04A1 .

El circuito básico que permite que esta placa pueda controlar el sentido y velocidad del motor es el denominado puente en H (ver Figura 30). Un motor de corriente continua cambia el sentido de giro cuando se invierten los polos positivo y negativo en sus bornas. El puente en H juega con una serie de interruptores para hacer ese cambio de polaridad. Consiste en un circuito integrado que tiene esos interruptores, que los abrirá y cerrará siguiendo las instrucciones del Arduino. Los puentes en H se construyen mediante transistores que realizan las funciones de los interruptores.

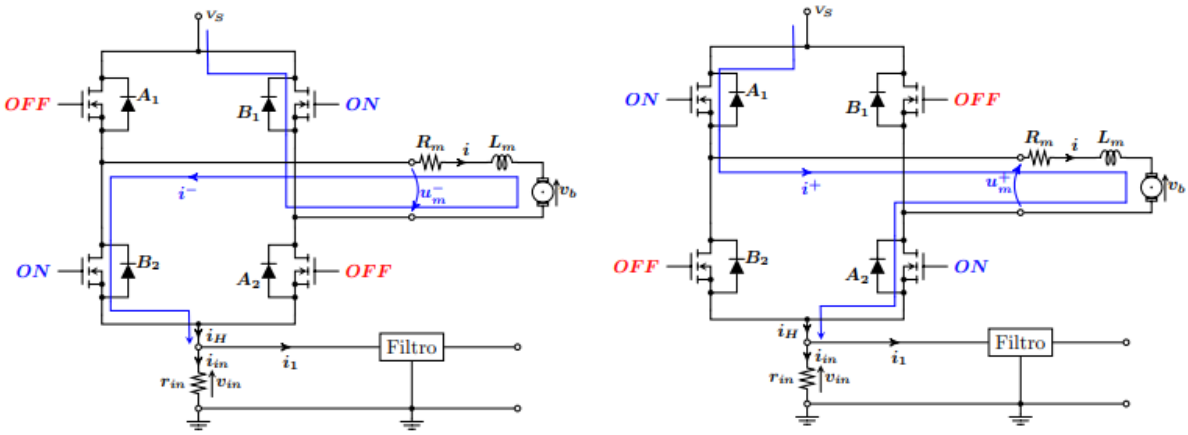

Figura 30: Circuito del puente en H [26].

2.1.2.4. POLEAS Y CORREAS

Una polea es una rueda de metal que gira sobre su eje y sirve para transmitir movimiento en un mecanismo por medio de una correa. Para la transmisión del movimiento generado por el motor se va a utilizar un sistema de dos poleas y una correa.

Así mismo, se incluirán en la plataforma de movimiento dos poleas situadas a cierta distancia con ejes paralelos. Las poleas van a girar simultáneamente transmitiendo el movimiento desde el eje de entrada o motriz hasta el eje de salida mediante una correa.

El sistema de las poleas y la correa será de tipo directo (ver Figura 31), puesto que se quiere que el movimiento que se transmite a la rueda conducida tenga el mismo sentido que el movimiento de la rueda conductora.

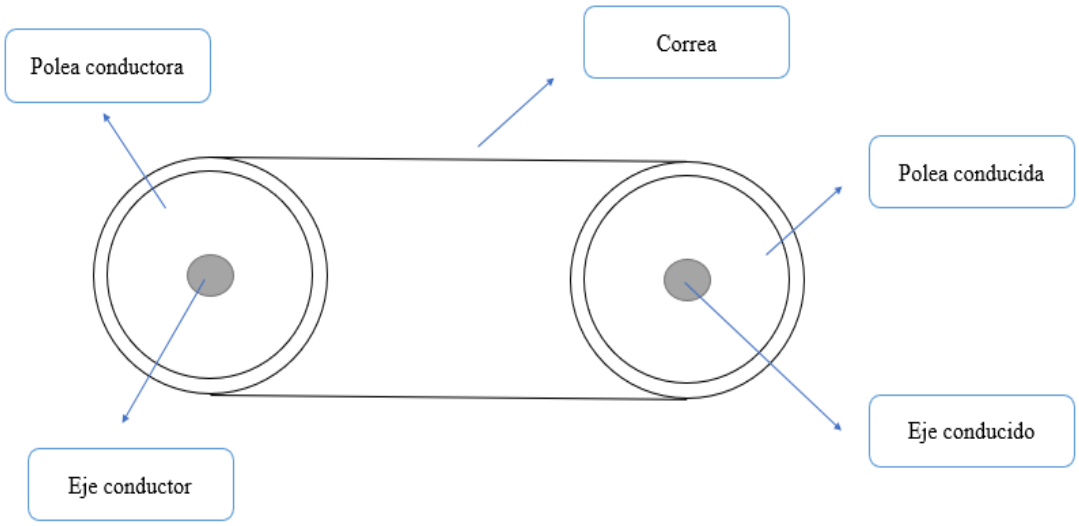

Figura 31: Sistema de poleas y correas empleado en la plataforma de movimiento.

Además, las poleas y la correa que se van a utilizar (ver Figura 32) son dentadas para asegurar el agarre y la transmisión de la fuerza. Para la plataforma de movimiento se han escogido poleas GT2 de 16 dientes y correas GT2 de 6 mm de ancho.

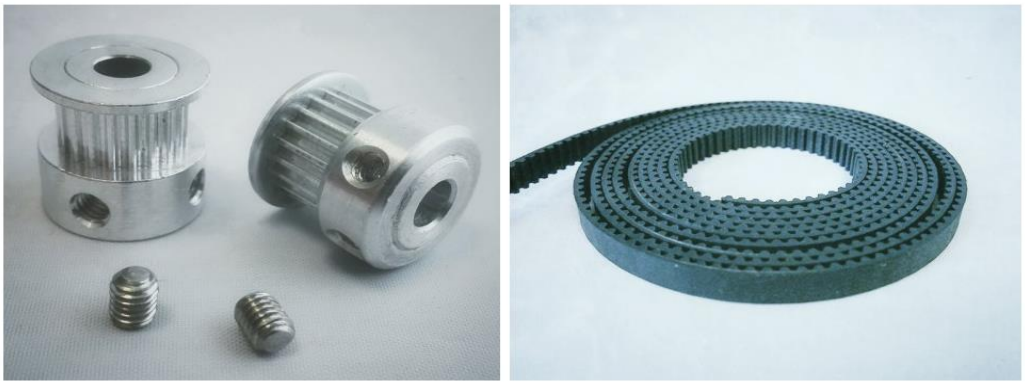

Figura 32: Poleas y correa utilizadas en la plataforma de movimiento [27].

2.1.2.5 VARILLAS Y RODAMIENTOS

Se van a utilizar las varillas para sostener y transmitir el movimiento en la plataforma de movimiento.

Se distingue entre dos tipos de varillas (ver Figura 33):

- Varillas fijas: su función es la de sostener la plataforma de movimiento. Estas varillas son de acero ya que se requiere que sean resistentes para conseguir una base fija de la plataforma. Además, podrán ser de metal ya que esta parte de la plataforma no entrará dentro del haz de radiación del LINAC.

- Varillas móviles: su función es la de transmitir el movimiento inducido por el sistema de poleas y correa. Debido a que estas varillas sí que entrarán en contacto con la radiación, se han escogido de madera para que no produzcan artefactos.

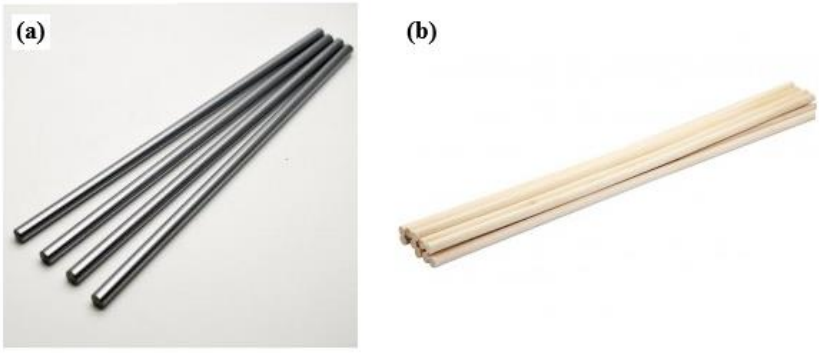

Figura 33: a) Varillas de metal b) Varillas de madera

Los rodamientos son unos cojinetes formados por dos cilindros concéntricos entre los que se intercala una corona de bolas o rodillos que ruedan sobre ambas superficies. Su función es minimizar la fricción que se produce entre el eje y las piezas que están conectadas a él.

Para la plataforma de movimiento, el eje serán algunas de las varillas a las que se conectarán una serie de piezas impresas en 3D que completarán la estructura y funcionalidad de la plataforma.

Los rodamientos escogidos (ver Figura 34) son lineales de 8 mm de diámetro interior, acorde con el diámetro de las varillas escogido que es de 8 mm también.

Figura 34: Rodamientos de 8 mm de diámetro interior [28].

2.2. MONTAJE

Una vez se han seleccionado los materiales que se van a emplear para la construcción del maniquí pulmonar y de la plataforma de movimiento se procede a la construcción del mismo.

2.2.1. PHANTOM PULMONAR

La construcción del phantom pulmonar consiste en integrar los materiales que se han escogido para que simulen los distintos tejidos y órganos del cuerpo humano en el maniquí comercial adquirido.

2.2.1.1. PROTOTIPO

Para el montaje del prototipo del phantom pulmonar es necesario cortar la espuma para conseguir un módulo pulmonar que se pueda insertar en el maniquí comercial.

Para conseguir un corte fino de este bloque de espuma de poliuretano comprado se realizó un corte con hilo caliente de la espuma según las dimensiones del maniquí comercial de maniobras RCP comprado (ver Figura 35).

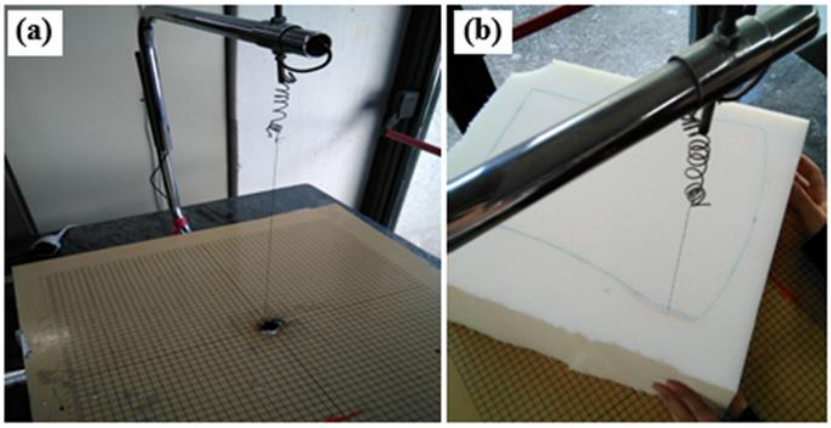

Figura 35: a) Hilo caliente, b) Corte con hilo caliente de la espuma de poliuretano según las dimensiones del maniquí comercial de maniobras RCP.

En la figura 36 se muestra el resultado obtenido del módulo pulmonar tras el corte con hilo caliente.

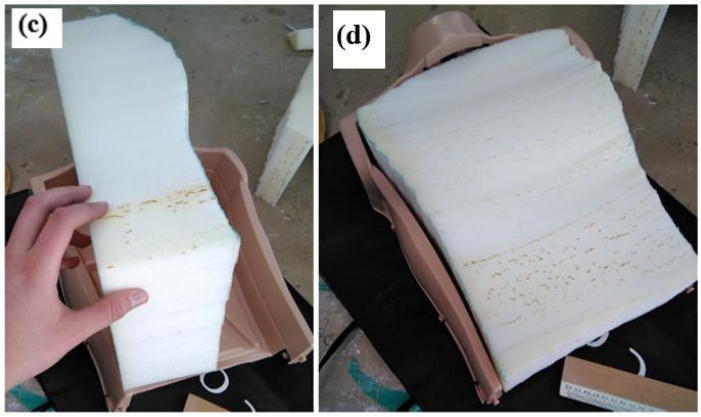

Figura 36: Resultado final del corte con hilo caliente de la espuma de poliuretano colocada en el maniquí pulmonar RCP.

Finalmente, se añade al maniquí representado en la Figura 36 la carcasa exterior deformable del maniquí comercial para maniobras RCP (ver Figura 37).

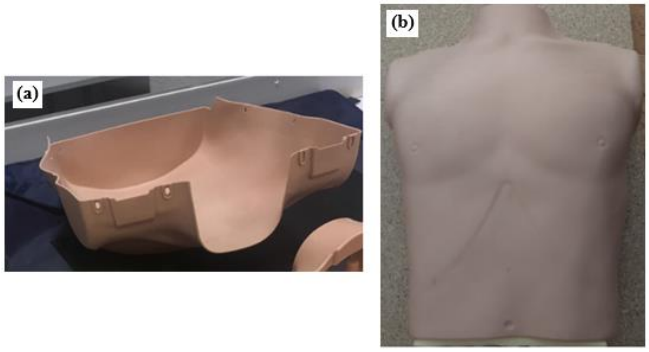

Figura 37: a) Carcasa exterior deformable del maniquí comercial b) Resultado final maniquí torácico..

Como último paso para la fabricación de este prototipo es necesario rellenar el aire que queda entre el maniquí comercial y el módulo pulmonar con la pasta de látex seleccionada.

2.2.2. PLATAFORMA DE MOVIMIENTO

La fabricación de la plataforma de movimiento consiste en construir una estructura que sea capaz de transmitir la fuerza generada por los motores al phantom pulmonar a la altura del diafragma. Para ello se diseñan una serie de piezas en 3D que darán soporte a los materiales anteriormente mencionados para así permitir la transmisión del movimiento.

Como se ha mencionado en la introducción, el movimiento de la respiración se divide en dos fases distintas: la inspiración y la espiración. En la plataforma de movimiento se simulará la espiración mediante el empuje de la plataforma sobre el phantom pulmonar y la inspiración mediante el retroceso de la plataforma (ver Figura 38). Esto es debido a que durante la espiración el diafragma se relaja y se eleva. Y, por el contrario, durante la inspiración el diafragma se contrae y desciende.

Figura 38: Movimiento de la inspiración y la espiración en el phantom pulmonar que es inducido por la plataforma de movimiento.

A su vez, se va a estudiar más detenidamente el movimiento inducido por la respiración en los pulmones. Éstos gracias a su distensibilidad pulmonar y a la acción de la musculatura respiratoria son capaces de aumentar y disminuir su volumen para permitir la entrada y salida del aire.

Estos cambios de volumen se pueden aproximar al movimiento de los pulmones en dos ejes (ver Figura 39):

- Eje superior-inferior (eje longitudinal).
- Eje anterior-posterior (eje transversal).

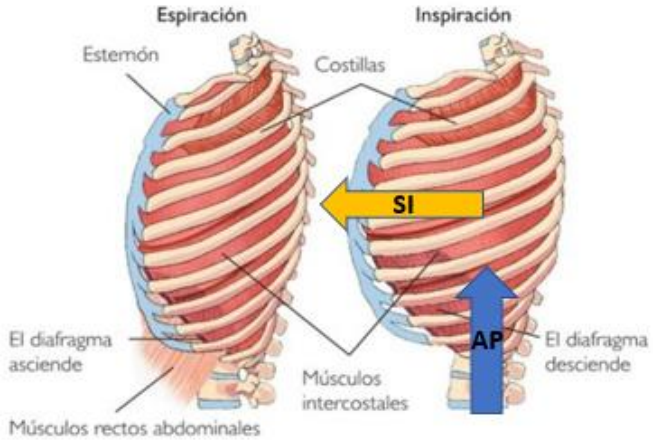

Figura 39: Aproximación de los cambios del volumen del pulmón al movimiento en dos ejes: superior-inferior y anterior-posterior.

Se reproduce el movimiento de estos ejes mediante la plataforma de movimiento de la siguiente manera (ver Figura 40):

- Para simular el movimiento en el eje superior-inferior (SI) se conecta a la plataforma de movimiento una placa de empuje a la altura del diafragma.

- Para simular el movimiento en el eje anterior-posterior (AP) se acoplan a una nueva placa de empuje, situada también a la altura del diafragma, unas tiras de flexión incorporadas al phantom pulmonar.

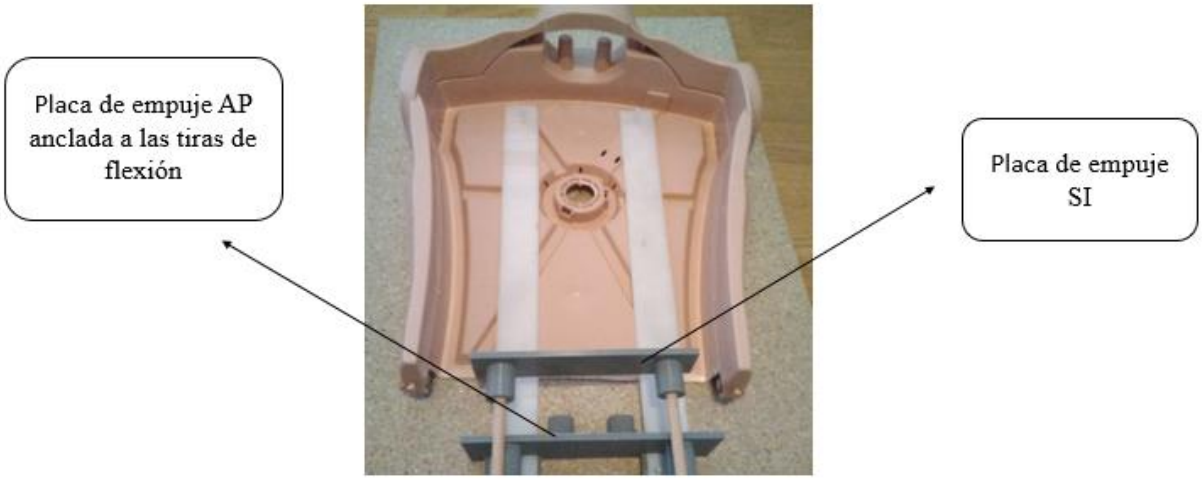

Figura 40: Placas de empuje SI y AP para conseguir el movimiento en los ejes superior-inferior y anterior-posterior.

Tanto las tiras de flexión como los tornillos que las sujetan son de plástico para que no produzcan artefactos ya que entrarán dentro del haz de radiación del acelerador lineal (ver Figura 41).

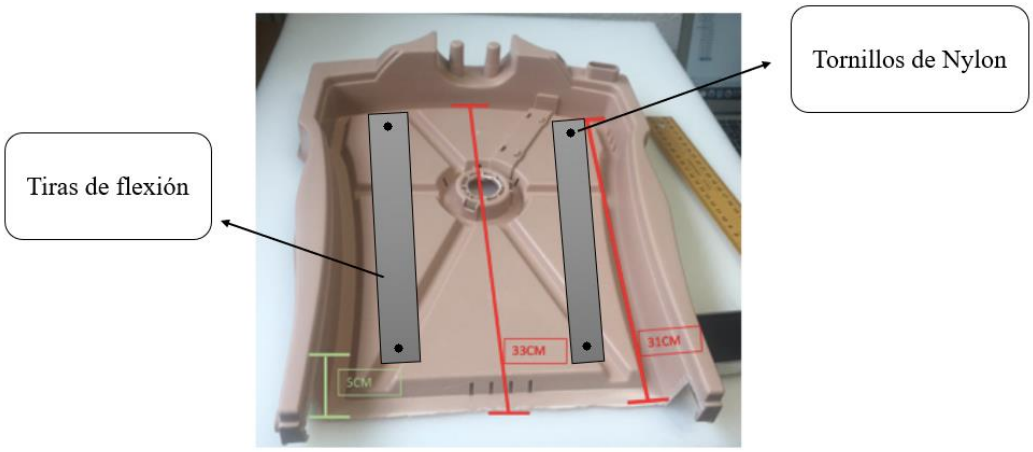

Figura 41: Tiras de flexión incorporadas el phantom pulmonar para el movimiento en eje anterior-posterior.

De esta manera se tienen dos placas de empuje independientes, lo que permite simular el movimiento de la respiración de una manera realista.

2.2.2.1. PROTOTIPO

Se construye en primer lugar un prototipo de la plataforma de movimiento para la realización de pruebas sobre el prototipo del maniquí torácico. Este prototipo consiste en una plataforma de movimiento que únicamente admite la colocación de una de las dos placas de empuje. De esta manera se puede comprobar que es correcto el movimiento en cada uno de los dos ejes por separado.

Por tanto, por un lado, se ha hecho la base de la plataforma de movimiento y por otro, cada una de las placas de empuje por separado de tal manera que se puedan incluir en la base de la plataforma.

Para la base de la plataforma se han diseñado e impreso tres piezas en 3D con PLA (ácido poliláctico). Entre esas piezas se encuentran dos fijas y una móvil. El diseño se hizo con el software de Autodesk Fusion 360 y la posterior impresión, con una impresora Prusa i3 (ver Figura 42).

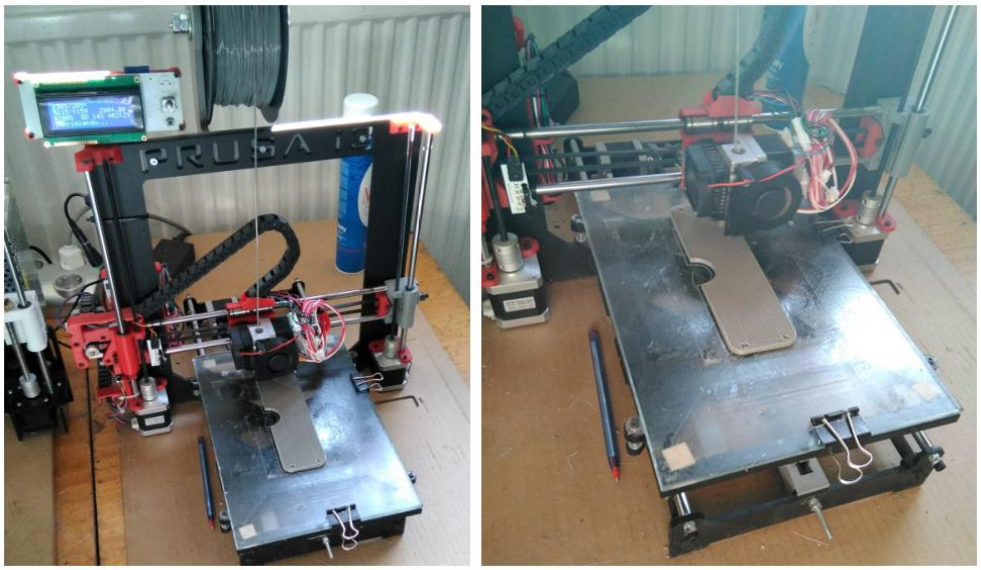

Figura 42: Impresión en 3D de una de las piezas diseñadas en la impresora Prusa i3.

La primera pieza diseñada (ver Figura 43) tiene la principal funcionalidad de sujetar el motor y, por tanto, es el origen del movimiento. La correa para la transmisión del movimiento se colocará alrededor de una polea incorporada al colector del motor. Además, presenta dos huecos para la unión de las varillas fijas de acero y otros cuatro para permitir la fijación de la pieza a una base con el fin de poder mantener fija la plataforma durante el movimiento.

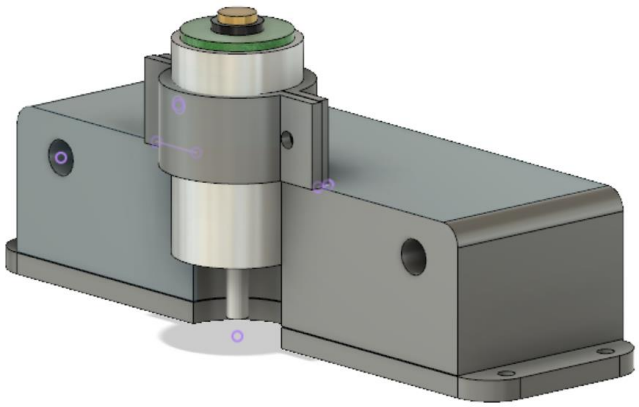

Figura 43: Primera pieza de la base de la plataforma de movimiento diseñada para la sujeción del motor.

La segunda pieza diseñada (ver Figura 44) contendrá una polea que se coloca de tal manera que su eje sea paralelo a la polea colocada en el motor. Alrededor de esta polea se colocará el otro extremo de la correa. Esta pieza incluye además un tensor para la correa y, por último, permite el paso de las varillas móviles.

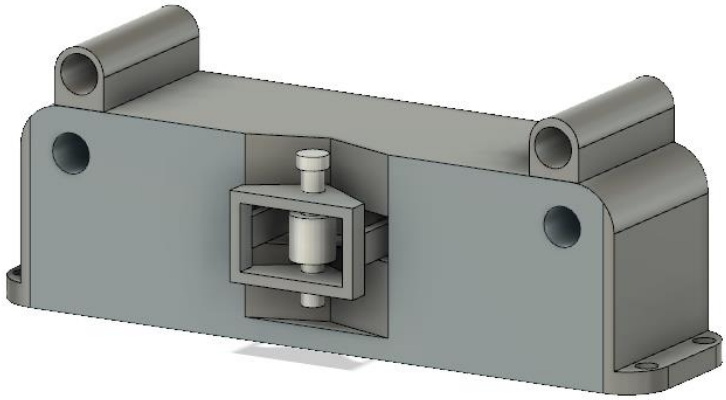

Figura 44: Segunda pieza de la base de la plataforma de movimiento que se coloca paralela a la pieza para la sujeción del motor.

La tercera pieza (ver Figura 45) es móvil, permite que se acoplen las varillas de madera que sujetan los platos de empuje. Además, permite acoplar dos rodamientos para obtener un deslizamiento óptimo sobre las varillas fijas de acero. Por último, permite que la correa se sujete a la pieza, consiguiendo así, finalmente, la transmisión del movimiento a la placa de empuja correspondiente.

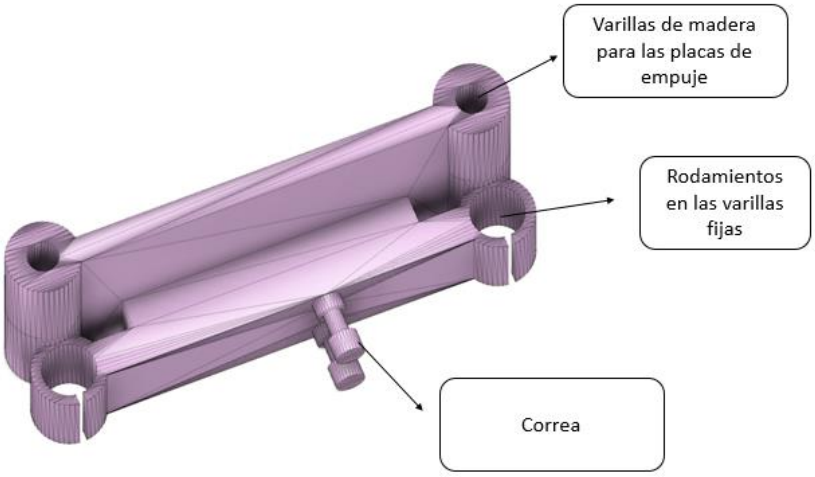

Figura 45: Pieza móvil intermedia de la plataforma de movimiento.

Una vez diseñadas estas tres piezas, se procede al diseño de las dos placas de empuje (SI y AP) de este prototipo de la plataforma de movimiento.

2.2.2.1.1. MOVIMIENTO EJE SUPERIOR-INFERIOR

Se diseña la placa de empuje SI (ver Figura 46) para conseguir el movimiento en el eje superior-inferior. Por una cara entrará en contacto con el phantom pulmonar y por la otra, permitirá el acoplamiento de las varillas de madera.

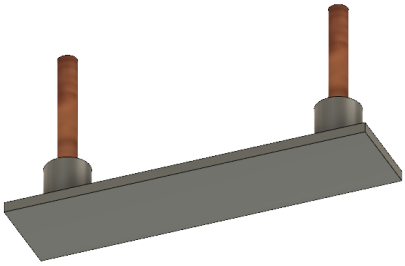

Figura 46: Placa de empuje SI.

Una vez se ha diseñado la plataforma de movimiento para conseguir el movimiento en el eje superior-inferior se procede al montaje de todos los componentes, obteniendo el resultado que se muestra en la Figura 47.

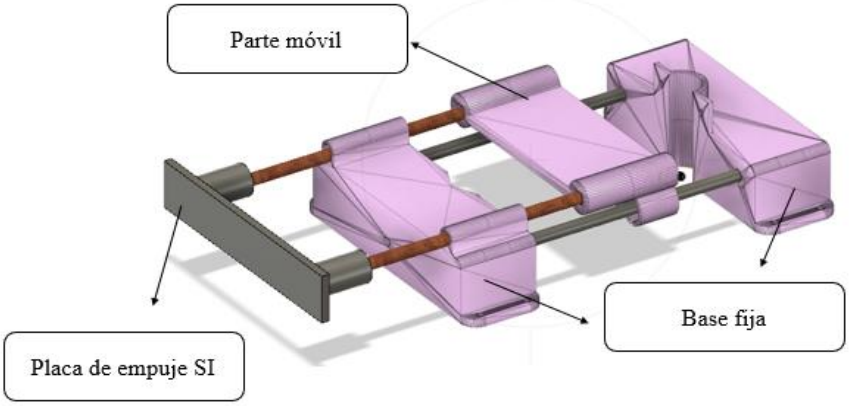

Figura 47: Montaje de la plataforma para el movimiento SI hecho mediante el software de Autodesk Fusion 360.

A continuación, se muestra en la Figura 48 el montaje real de la plataforma de movimiento con la placa de empuje SI. Para que la plataforma sea estable, ha sido necesario establecer de manera muy precisa las dimensiones de las varillas y ajustarlas en sus huecos correspondientes en las piezas diseñadas. Por otro lado, ha sido importante también que el motor esté bien fijado y la correa tensa para que se pueda reproducir el movimiento correctamente.

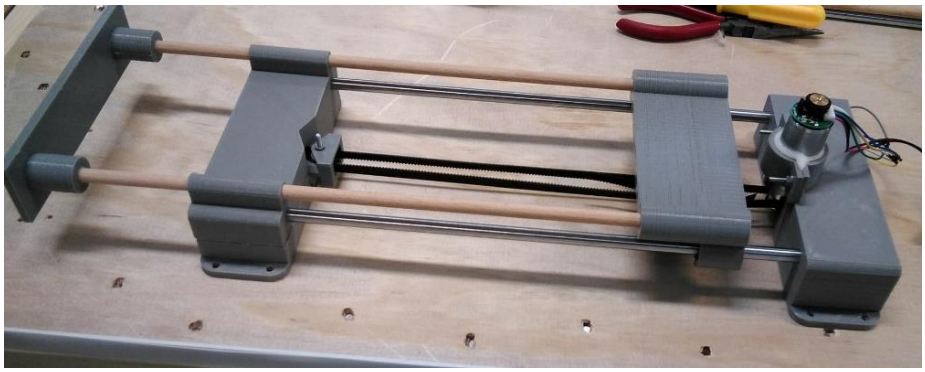

Figura 48: Montaje real de la plataforma para el movimiento SI con todos los componentes integrados.

2.2.2.1.2. MOVIMIENTO EJE ANTERIOR-POSTERIOR

Se diseña la placa de empuje AP, que se muestra en la Figura 49, para conseguir el movimiento en el eje anterior-posterior. Por una cara entrará en contacto con el phantom pulmonar y por la otra permitirá el acoplamiento de las varillas de madera. En la cara que entrará en contacto con el phantom pulmonar permitirá acoplar otras dos varillas de madera que se conectarán a una cuña. La finalidad de incluir la

cuña es para que la deformación de las tiras de flexión se produzca en el sentido deseado (hacia arriba). La cuña quedará colocada por debajo de las tiras de flexión. Además, esta placa de empuje presentará unas estructuras para permitir la sujeción de las tiras de flexión.

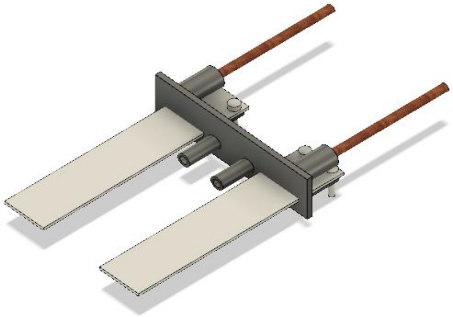

Figura 49: Placa de empuje AP con las tiras de flexión ancladas con los tornillos de nylon.

Una vez se ha diseñado la plataforma de movimiento para conseguir el movimiento en el eje anterior-posterior se procede al montaje de todos los componentes, obteniendo el resultado que se muestra en la Figura 50.

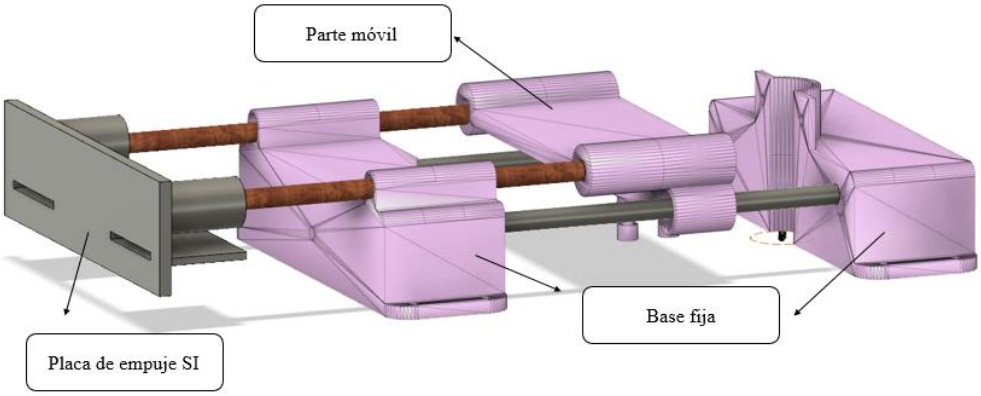

Figura 50: Montaje de la plataforma para el movimiento AP hecho mediante el software de Autodesk Fusion 360.

A continuación, se muestra el montaje real de la plataforma de movimiento con la placa de empuje AP (ver Figura 51), junto con las tiras de flexión ancladas con los tornillos de nylon. Los tornillos de nylon juegan un papel muy importante en el anclaje de las tiras de flexión, ya que permiten un anclaje resistente de las mismas.

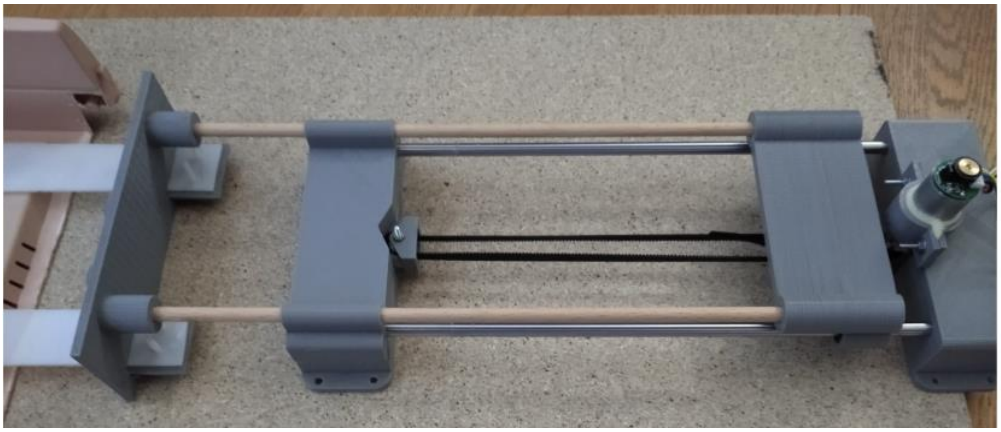

Figura 51: Montaje real de la plataforma para el movimiento AP con todos los componentes integrados.

Se incluye, como último elemento, la cuña debajo de las tiras de flexión (ver Figura 52).

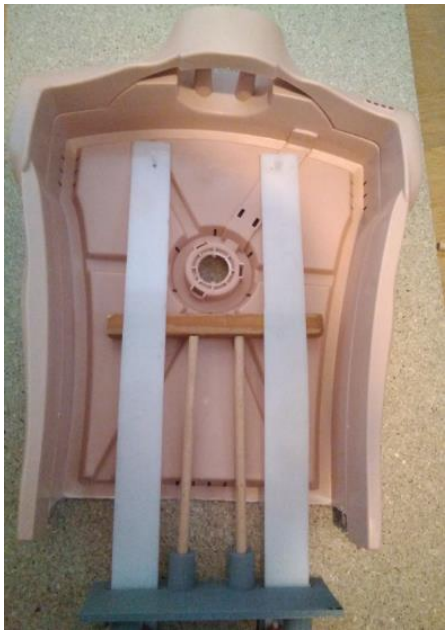

Figura 52: Phantom pulmonar con la cuña incluida debajo de las tiras de flexión y conectada con la placa de empuje AP. .

3. RESULTADOS

3.1. EL MODELO FINAL

3.1.1. PHANTOM PULMONAR DEFINITIVO

La construcción del phantom pulmonar definitivo, no se ha podido llevar a cabo por motivo de la situación generada por el COVID-19. Sin embargo, se ha realizado el diseño completo y un desarrollo de los principales aspectos que hay que tener en cuenta para la construcción del phantom pulmonar definitivo.

Una vez que se han seleccionado los componentes más adecuados para cada estructura, con densidades radiológicas similares a las reales, se procedería al montaje del modelo final. Su construcción consistiría principalmente en la integración de los distintos elementos en el maniquí comercial seleccionado.

Se comienza con el diseño y la posterior impresión 3D de los módulos pulmonares independientes. Se ha escogido este método para su fabricación, ya que la impresión en 3D se ha aplicado en la medicina desde la década del 2000, cuando la tecnología fue utilizada por primera vez para hacer implantes dentales y prótesis personalizadas. De entre los usos médicos para la impresión 3D se distinguen la fabricación de órganos y tejidos y la creación de modelos anatómicos [29].

Los módulos pulmonares independientes (ver Figura 53) se diseñan en el software Fusion 360 de Autodesk. Para el diseño se tiene en cuenta que, según la bibliografía, un pulmón tiene unos 26 cm de alto y unos 15 cm de diámetro anteroposterior con una capacidad interior de 1600 cm^3 [30].

Por simplificación, no se distinguirán en el diseño los lóbulos en los que se divide cada pulmón (el derecho se divide en dos lóbulos y el izquierdo en tres) y se considerarán los dos pulmones del mismo tamaño. Como último aspecto a tener en cuenta en el diseño de los pulmones, se conectan los pulmones diseñados a la altura donde la tráquea se une a los mismos.

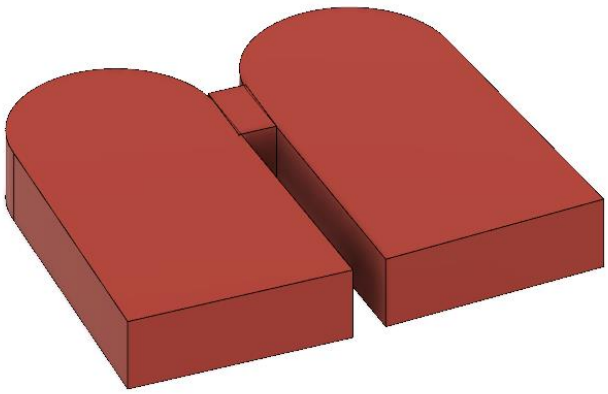

Figura 53: Diseño de los módulos pulmonares para el phantom pulmonar definitivo.

El siguiente elemento para incluir para la fabricación del phantom pulmonar definitivo es la columna vertebral impresa en 3D con PLA. El diseño final elegido para esta columna vertebral es el que se muestra en la Figura 20 b). Se escoge este diseño porque se adapta mejor a las características y dimensiones del maniquí comercial escogido que se usa como carcasa externa del phantom pulmonar.

El orden óptimo para la integración de los componentes en el maniquí comercial es el siguiente (ver Figura 54):

- En primer lugar, se fija la columna vertebral que se imprimiría en la parte posterior del maniquí, en una posición central.

- Se continúa colocando el módulo pulmonar que se imprimiría encima de la columna vertebral ya integrada en el maniquí, y en una posición central también.

- Finalmente, se ocupa el espacio restante o bien únicamente con la pasta de látex de relleno seleccionada, o bien incluyendo además de la pasta de látex de relleno espuma de poliuretano.

Figura 54: Dibujo esquemático del procedimiento a seguir para la construcción del phantom pulmonar definitivo.

3.1.1.1. MARCADORES

Como último paso para la construcción del phantom pulmonar definitivo, se deben incluir una serie de marcadores en los módulos pulmonares que tendrán que ser radiopacos, para evitar que se produzcan interferencias con la radiación emitida por el acelerador lineal.

Se colocarán los marcadores en una serie de posiciones de interés en función del tipo de análisis que se quiera realizar para la planificación del tratamiento del paciente. Generalmente se colocarán los marcadores en la posición en la que el paciente tiene el tumor, y en los órganos circundantes en riesgo.

De esta manera, se podrá realizar una verificación dosimétrica al mismo tiempo que el phantom reproduce la respiración del paciente. También se podrán ajustar los parámetros de la radiación en la planificación del tratamiento. Por último, se podrán registrar las trayectorias de los marcadores mediante fluoroscopía kV. El acelerador lineal True Beam incorpora esta funcionalidad.

A continuación, se fabricarán los marcadores con canicas de vidrio o bolas de tungsteno y con películas radiocrómicas. Se insertará la película radiocrómica dentro del marcador. Para ello, se tendrá que realizar un corte en la posición intermedia de los marcadores (ver Figura 55). Posteriormente, se podrán extraer estas películas para la realización del análisis de la cuantificación de la radiación recibida en las mismas.

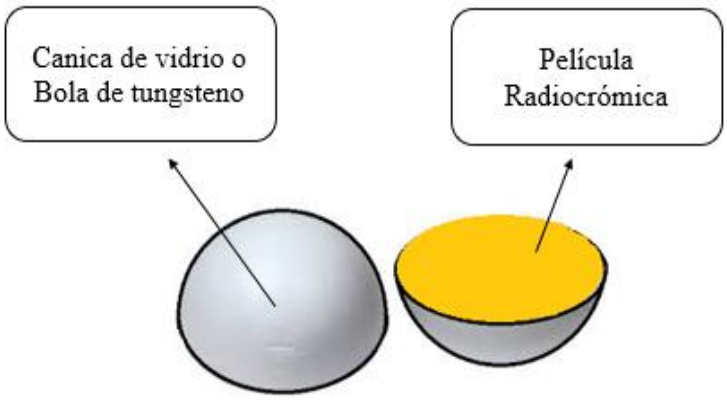

Figura 55: Diseño de los marcadores para verificación dosimétrica.

3.1.2. PLATAFORMA DE MOVIMIENTO DEFINITIVA

Una vez diseñado e implementado el prototipo de la plataforma de movimiento, se pasa al diseño e implementación de la plataforma de movimiento definitiva.

En la plataforma de movimiento definitiva se integran las dos placas de empuje, SI y AP. Esta plataforma genera y transmite el movimiento en los dos ejes (superior-inferior y anterior-posterior) de manera simultánea e independiente. Para generar el movimiento de forma independiente en las dos placas de empuje se incluyen dos motores de corriente continua. A su vez, como la plataforma presenta dos motores, se incluyen también dos sistemas de dos poleas y una correa.

Se mantiene el mismo diseño de las piezas de la base, pero añadiendo la posibilidad de incluir el segundo motor y tensor para la correa (ver Figura 56).

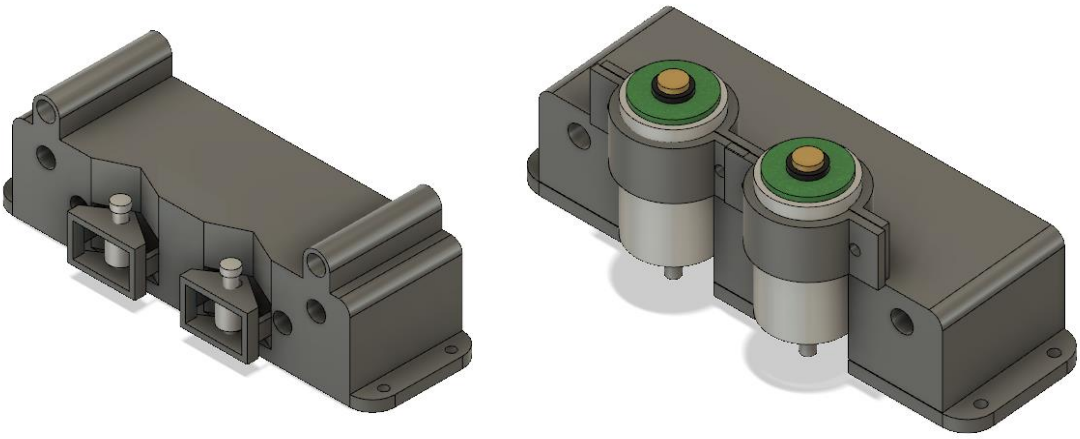

Figura 56: Piezas diseñadas para la base de la plataforma de movimiento definitiva.

En cuanto a las piezas intermedias (ver Figura 57), para la plataforma de movimiento definitiva, es necesario diseñar dos para conseguir el movimiento de cada una de las placas de empuje. Por tanto, se distingue entre:

- Pieza intermedia SI: se mantiene el mismo diseño que en la pieza intermedia del prototipo, haciendo un pequeño cambio a la estructura para que la pieza sea más resistente.

– Pieza intermedia AP: permite que la segunda correa se sujete a la pieza, que un nuevo par de rodamientos se puedan acoplar y que se incluya un nuevo par de varillas de madera para la placa de empuje AP.

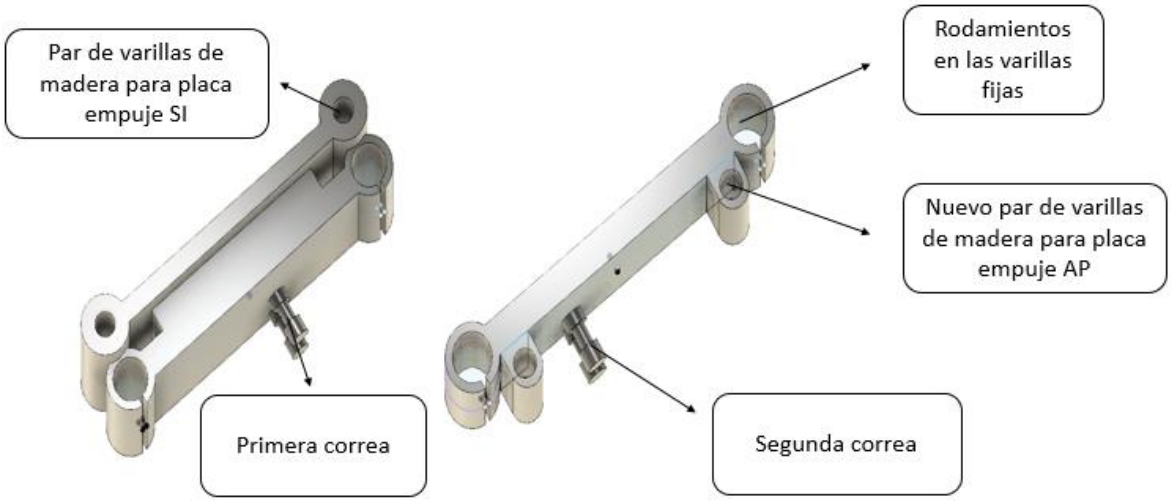

Figura 57: Piezas intermedias diseñadas de la plataforma de movimiento definitiva.

Una vez se ha diseñado la plataforma de movimiento definitiva para conseguir el movimiento en los dos ejes (superior-inferior y anterior-posterior) se procede al montaje de todos los componentes, obteniendo el resultado que se muestra en la Figura 58.

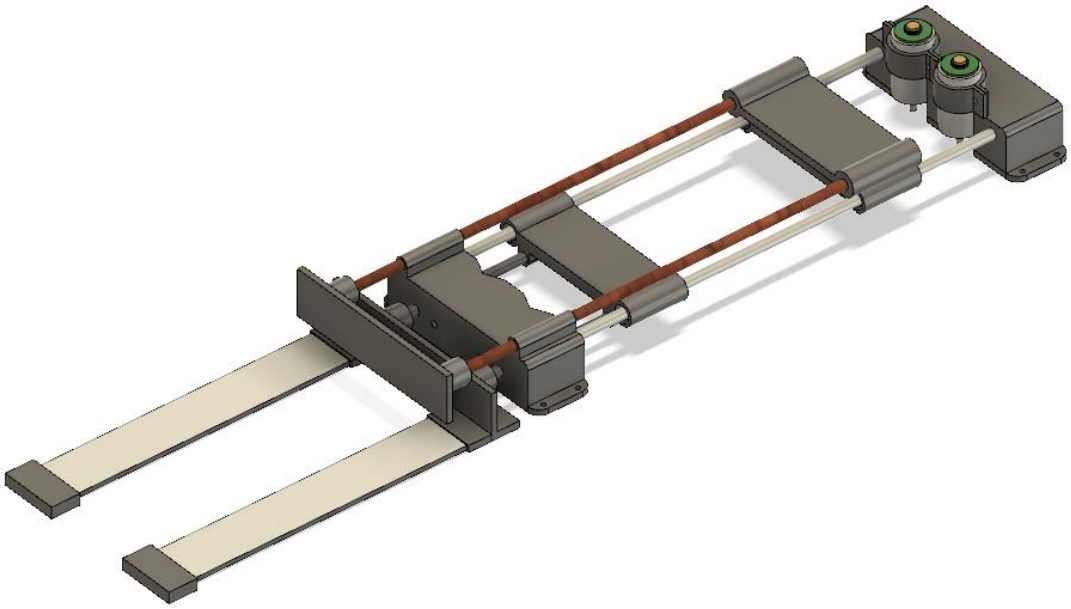

Figura 58: Diseño completo de la plataforma de movimiento definitiva.

3.1.3. MOVIMIENTO REAL

Para la generación del movimiento, que posteriormente se transmitirá al phantom pulmonar gracias a la plataforma de movimiento, se realiza una aproximación del movimiento de la respiración. Esta aproximación va a consistir en que los movimientos sean sinusoidales en los ejes superior-inferior y anterior-posterior.

Para ello será necesario llevar a cabo el desarrollo de un software que se encargue de que los motores de la plataforma de movimiento reproduzcan estos movimientos sinusoidales.

3.1.3.1. MONTAJE HARDWARE

Como paso previo al desarrollo del software será necesario disponer de manera correcta el cableado o el montaje hardware entre el motor, el Arduino Due y la placa de expansión. Para ello, en primer lugar, se monta la placa de expansión X-NÚCLEO-IHM04A1 sobre el Arduino Due. Esto permitirá controlar el sentido y la velocidad del motor mediante el puente en H integrado en la placa de expansión.

Por otro lado, se observa en la Figura 59 que el motor tiene seis cables codificados por color para proporcionar potencia al motor y para el control del encoder.

Figura 59: Planta del motor DC.

Además, cada uno de estos seis cables tiene una función específica, que se muestra en la Tabla 1. Posteriormente, siguiendo esta codificación, se establecerá el cableado entre el motor, el Arduino Due y la placa de expansión.

Rojo	Potencia del motor (se conecta a un terminal del motor)
Negro	Potencia del motor (se conecta al otro terminal del motor)
Verde	Tierra (GND) del encoder
Azul	Voltaje en corriente continua (Vcc) del encoder
Amarillo	Salida A del encoder
Blanco	Salida B del encoder

Tabla 1: Codificación de los cables del motor DC [24].

Las salidas A y B del encoder son ondas cuadradas de 0 V a Vcc aproximadamente 90º fuera de fase. Por ello, según esta codificación, se conectan en primer lugar los cables de la potencia del motor a las salidas positiva y negativa de la placa de expansión.

En segundo lugar, se establecen las conexiones necesarias para el control del encoder. Para ello, se conectan las salidas A y B del encoder a través de la placa de expansión a dos de los pines digitales del Arduino Due y , se establece la tierra y el voltaje de corriente continua de la misma manera.

Finalmente, se conectan otros dos pines digitales del Arduino Due a dos de las entradas existentes en la placa de expansión y, con esto, queda establecido el cableado necesario para este proyecto (ver Figura 60).

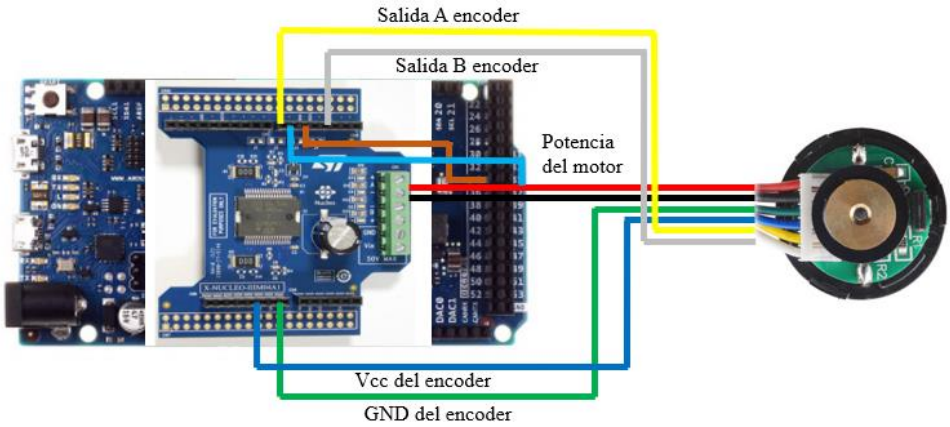

Figura 60: Esquema del montaje hardware del proyecto.

3.1.3.2. ALIMENTACIÓN

Una de las partes más importantes a la hora de afrontar un proyecto con Arduino es como se va a alimentar. Esto es importante ya que si no se tienen en cuenta las limitaciones eléctricas del microcontrolador el proyecto podrá no funcionar.

En este trabajo no se trata solo de alimentar el Arduino Due, sino que hay que tener en cuenta que además es necesario alimentar la placa de expansión con el puente en H integrado.

Dentro de los distintos métodos para alimentar Arduino, en este trabajo se alimenta el Arduino Due mediante un cable USB que va al ordenador donde se tiene el Arduino IDE instalado. Este tipo de alimentación es capaz de suministrar hasta 500 mA, lo cual es suficiente para este proyecto.

Por otro lado, será necesario alimentar la placa de expansión X-NÚCLEO-IHM04A1 de manera independiente. Se hará mediante un transformador cuya corriente máxima de salida es de 1000 mA y con una tensión de 12V. Esta tensión es suficiente para alimentar la placa además de ser compatible con la misma, ya que su rango de voltaje va de 8V a 50V.

Se muestra en la Figura 61 un esquema de los métodos de alimentación para el proyecto.

Figura 61: Esquema de los dos tipos de alimentación existentes en el proyecto.

3.1.3.3. DESARROLLO DEL SOFTWARE

Una vez se ha dispuesto la electrónica según las necesidades del proyecto, se pasa a la implementación del software en el entorno de desarrollo Arduino IDE. El objetivo principal es la programación de un timer que se incluye posteriormente a un software ya implementado por miembros del laboratorio de robótica y control de la universidad [30].

3.1.3.3.1. NOCIONES PRINCIPALES DEL CÓDIGO

Un programa en Arduino está compuesto por dos funciones principales: la función setup y la función loop. La función setup se ejecuta una vez y da al código la oportunidad de participar en la inicialización del sistema.

Por otro lado, la función de bucle o loop es la función principal que se ejecutará un número infinito de veces. Los comandos que estén dentro de esta función se ejecutarán mientras la placa Arduino Due esté habilitada.

Por tanto, en el setup se lleva a cabo la configuración inicial mediante una serie de operaciones que se van a mencionar a continuación. En primer lugar, se inicia la comunicación con el puerto serie a 115200 baudios, es decir, se establece la velocidad de datos en bits por segundo (baudios) para la transmisión de datos en serie.

Un puerto serie es una interfaz física que permite la comunicación entre dos dispositivos, que envía la información mediante una secuencia de bits. Se necesitan dos conectores para realizar la comunicación de datos: RX (recepción) y TX (transmisión) [31].

La placa Arduino Due dispone de cuatro unidades UART (Receptor/Transmisor Universalmente Asíncrono), que son unidades encargadas de realizar la conversión de los datos a una secuencia de bits y transmitirlos o recibirlos a una velocidad determinada. Por tanto, para realizar la conexión mediante puerto serie únicamente es necesario conectar el Arduino Due empleando el mismo puerto que se emplea para programarlo (Programming Port).

Una vez se ha iniciado la comunicación con el puerto serie, se realiza la activación del enable del puente en H para habilitarlo. Se configura la función de atención a las interrupciones externas producidas por el encoder, que captura los pulsos y calcula la posición del eje del motor. Se realiza, también, la configuración hardware de los pines con los que se controla la velocidad del motor por PWM. Se define la posición inicial del motor y, por último, se activan los timers que se encargan de la ejecución periódica del controlador de posición PD y del cálculo de la componente derivativa.

La función loop se encarga de recoger la posición de referencia por el puerto serie que debe tomar valores enteros entre 0 y 255. Posteriormente, calculará con ese dato el desplazamiento lineal del motor, que se utilizará posteriormente para el cálculo del error actual en la función del controlador.

3.1.3.3.2. SEÑAL SINUSOIDAL

El primer objetivo que hay que afrontar, en cuanto al desarrollo del software, es la generación de una señal armónica sinusoidal. Se aproxima, por tanto, el movimiento de la respiración a la curva que representa gráficamente la función seno, ya que describe una oscilación repetitiva y suave.

Además, el movimiento que se va a reproducir tiene que ser periódico y oscilatorio. Un movimiento periódico es aquel que se repite a intervalos iguales de tiempo y un movimiento oscilatorio es aquel que tiene lugar a un lado y a otro de una posición de equilibrio estable. El movimiento oscilatorio es un tipo de movimiento periódico. Como el movimiento tiene que ser periódico y oscilatorio, hay que definir también la amplitud del movimiento. La amplitud es el máximo desplazamiento que tiene lugar durante la oscilación [32].

Por ello, se aproxima finalmente el movimiento de la respiración a un movimiento armónico simple. La ecuación de este movimiento es la que se muestra a continuación:

$$X = A \times sen(wt + \varphi)$$

Se pasa ahora a establecer los valores de cada uno de los parámetros presentes en la ecuación del movimiento armónico simple. Para establecer, en primer lugar, el parámetro del valor de la amplitud es necesario definir los desplazamientos mínimos y máximos que tienen lugar durante el movimiento de la respiración.

Para ello se hace uso de las gráficas de las trayectorias tumorales de una serie de pacientes (ver Figura 62) elaboradas en un estudio de investigación sobre phantoms pulmonares [14]. Se establece que los desplazamientos mínimos del movimiento de la respiración son de 5 mm y que los máximos desplazamientos son de 15 mm. Por tanto, se toma una amplitud de 10 mm en la oscilación.

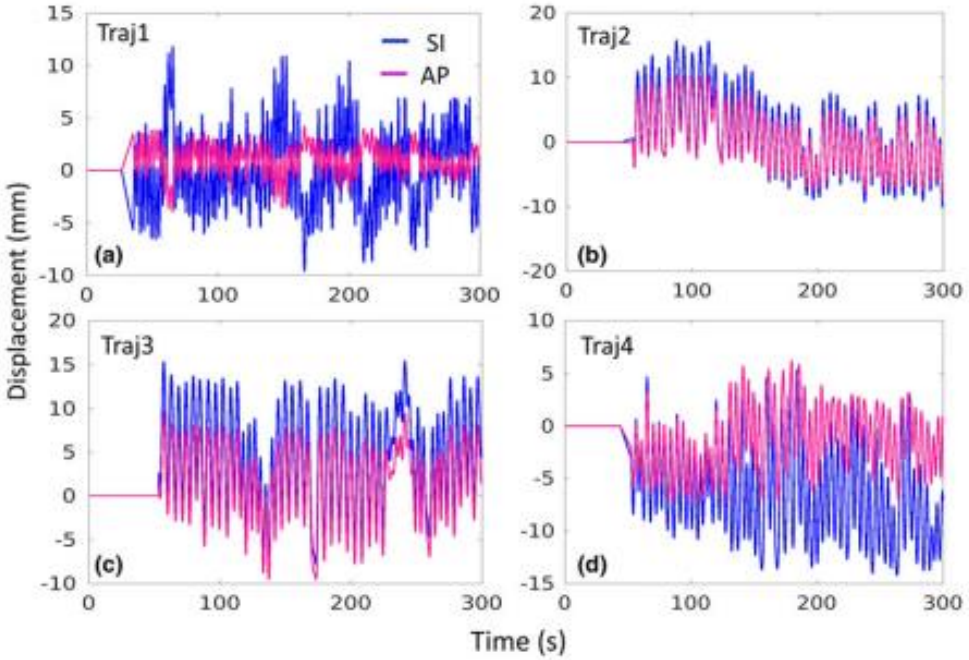

Figura 62: Trayectorias tumorales 2D derivadas de pacientes [14].

En segundo lugar, es necesario establecer el valor de la frecuencia angular, cuya expresión es igual a:

$$\omega = \frac{2\pi}{T}$$

Donde el periodo (T) es el tiempo necesario para dar una oscilación completa. En cuanto al valor del periodo, estudios estadísticos establecen que los ritmos respiratorios en adultos se encuentran entre 12 y 20 rpm. Por ello, si se considera un valor medio de 15 ciclos/minuto cada ciclo tendrá una duración de 4 s [33]. Se establece, entonces, un valor de la frecuencia angular de 1.57 rad/s. Finalmente, se define un eje de tiempos entre 0 y 4 segundos, con una frecuencia de muestreo de 0.001 Hz.

Finalmente, en el proyecto no se tendrá en cuenta ningún instante inicial φ, por lo que el instante inicial será nulo.

Una vez se ha establecido el valor de todos los parámetros para calcular las posiciones de la ecuación del movimiento armónico simple en función del tiempo, se procede al cálculo de las mismas en Matlab. Se muestra en la Figura 63 la señal sinusoidal obtenida, que representa un ciclo respiratorio.

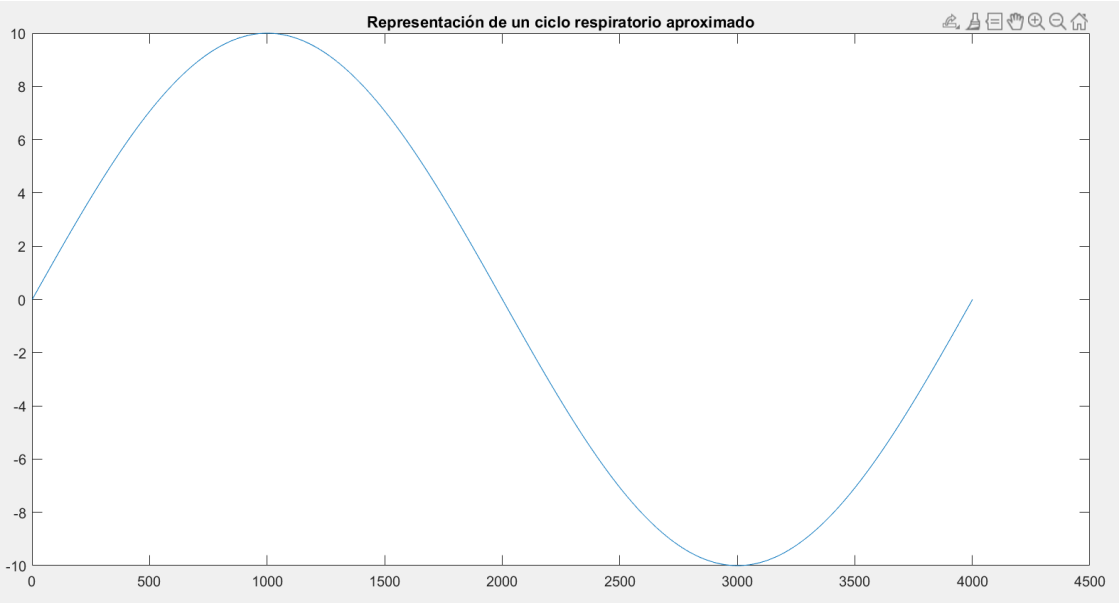

Figura 63: Representación de un ciclo respiratorio aproximado.

3.1.3.3.3. PROGRAMACIÓN DEL TIMER

Una vez se ha calculado la señal sinusoidal, en representación de un ciclo respiratorio, que va a seguir la plataforma de movimiento se pasa a la programación del timer en el Arduino IDE. Un timer es una función que se ejecuta periódicamente siempre a la misma frecuencia o periodo de muestreo definido.

Por lo general, se utilizan librerías externas para poder implementar los timers en Arduino. En este proyecto se utiliza la librería Due Timer, desarrollada para trabajar con el Arduino Due. Esta librería permite, a través de distintos objetos timer, ejecutar distintas funciones con un periodo de muestreo fijo.

En este caso, hay que modular el periodo de muestreo acorde con los datos estadísticos de la frecuencia respiratoria. También se debe tener en cuenta que la señal sinusoidal corresponde con un ciclo respiratorio completo. Por ello, se establece que el timer lea todas las posiciones de la señal sinusoidal cada 4 segundos.

El resultado obtenido son 15 ciclos/minuto, que están dentro del rango del ritmo respiratorio de un adulto. A continuación, en la Figura 64 se muestra un diagrama explicativo de las funciones que realiza el timer.

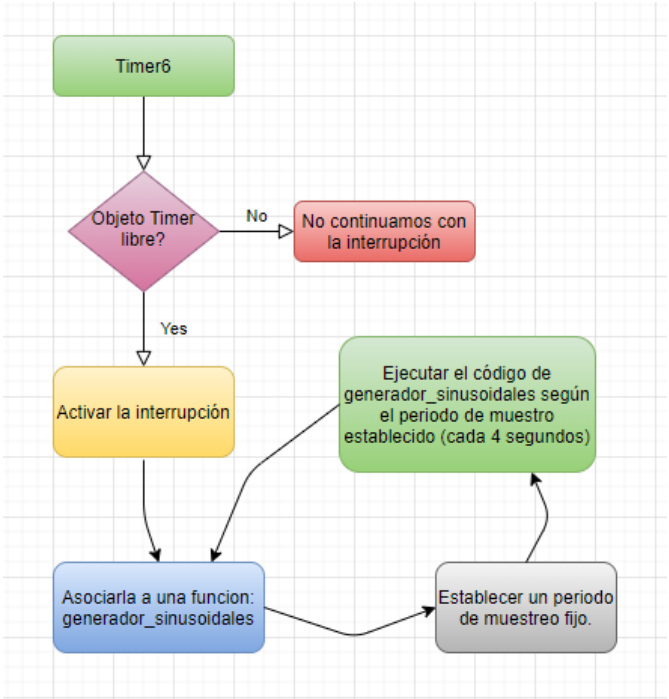

Figura 64: Diagrama explicativo del Timer programado.

3.1.3.3.4. PROGRAMACIÓN DEL ENCODER

Para conocer la posición del eje del motor, es necesario llevar a cabo la programación del encoder. Como las salidas A y B del encoder están conectadas a dos pines digitales del Arduino Due, se utilizan en este caso dos pines digitales con interrupciones.

En primer lugar, para generar el periodo de muestreo de la interrupción se traduce el pin digital real al número de interrupción específico. En segundo lugar, se selecciona la función que se va a ejecutar periódicamente: la función del encoder. Finalmente, se establece que la interrupción se active siempre que alguno de los pines del encoder cambie de valor.

Una vez se ha programado la interrupción externa para capturar los pulsos del encoder, ésta ejecutará la función del encoder cada vez que se active. El encoder magnético detecta la secuencia producida y la convierte en pulsos digitales. Dependiendo del estado de los pines del encoder que se detecte se incrementa o se reduce la posición de eje del motor.

3.1.3.3.5. PROGRAMACIÓN DEL CONTROLADOR PD

Un controlador permite realizar mecanismos de control automáticos en un procesador como Arduino. El software incluye, además, el control de posición del motor que se realizará a través de la placa de desarrollo Arduino Due mediante el diseño de un controlador proporcional y derivativo (PD). Por tanto, se realizará sobre el motor un control de lazo cerrado con realimentación que permitirá conocer la posición del motor en un momento dado.

En le Figura 65 se muestra el esquema de bloques de un sistema de control realimentado con un controlador proporcional y derivativo en el lazo directo. Donde r(t) es la señal de referencia que recibe el controlador, e(t) es el error de la posición calculado, u(t) es la señal de control y finalmente y(t) es la salida del controlador.

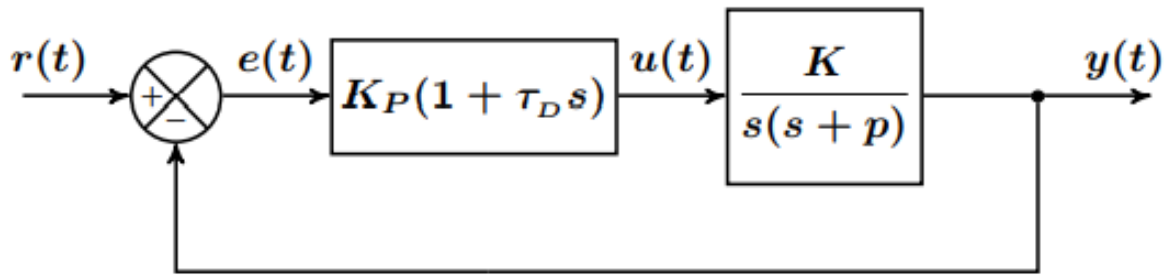

Figura 65: Controlador PD para un sistema continuo de segundo orden y de tipo uno [26].

Un controlador de acción proporcional y derivativa se opone a desviaciones de la señal de entrada, con una respuesta que es proporcional a la rapidez con que se producen éstas.

Se implementa, por tanto, una función que es la responsable del cálculo de la señal de control que va a aplicarse al motor teniendo en cuenta la señal de referencia recibida r(t) y la posición actual del eje del motor. Con ello, se calcula la señal de control en voltios que es la que se envía al motor.

Finalmente, se hace que el valor de la señal sinusoidal leída en cada momento entre como referencia al controlador. De esta manera, se realiza un control del movimiento respiratorio aproximado a la señal sinusoidal. Además, permite conocer la posición en la que se encuentra el motor, y con ello la

plataforma de movimiento en tiempo real. Además, previene que se produzcan errores en el movimiento.

Finalmente, en la Figura 66 se muestra un diagrama explicativo del funcionamiento del controlador PD programado.

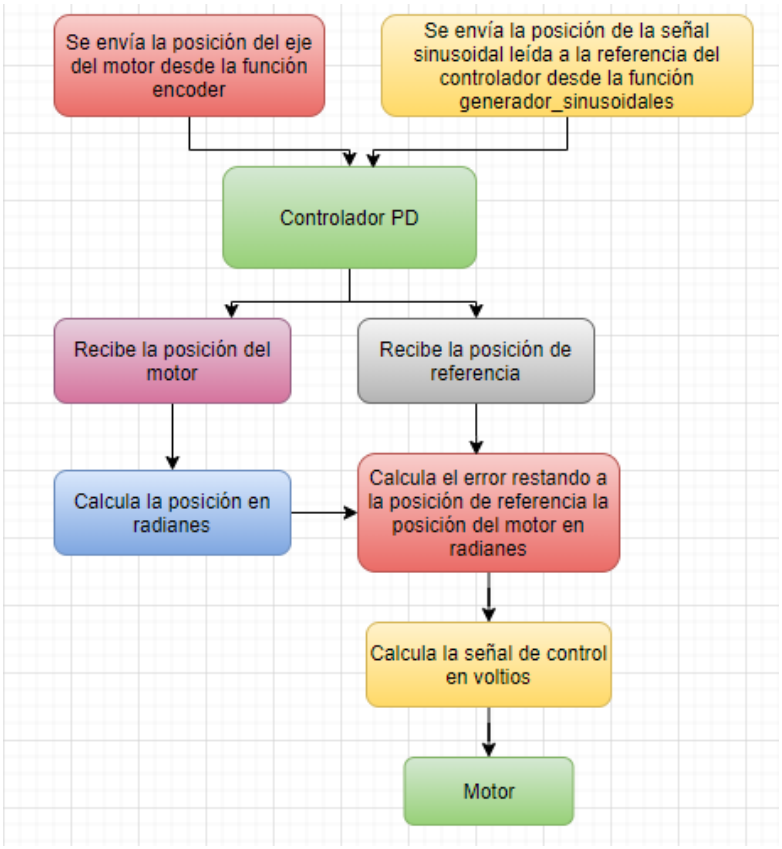

Figura 66: Diagrama explicativo del controlador programado.

3.2. FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO

Finalmente, en este apartado se ve el funcionamiento final del prototipo obtenido. Para ello se fijan las dos estructuras, el phantom pulmonar y la plataforma de movimiento, a una serie de tableros aglomerados. Una vez fijados todos los elementos, teniendo en cuenta el rango de distancias que puede recorrer la plataforma de movimiento, se carga el código implementado en el Arduino Due y se obtiene el movimiento sinusoidal, con la frecuencia y amplitud esperadas.

Como se trata del prototipo de la plataforma de movimiento se prueba el movimiento en los ejes superior-inferior y anterior-posterior por separado.

En la Figura 67 (a) se muestra el prototipo con la placa de empuje SI colocada en la plataforma de movimiento. Esta placa de empuje entra en contacto directo con la espuma y la empuja a través de la plataforma de movimiento. De esta manera se consigue el movimiento en el eje superior-inferior.

En la Figura 67 (b) se muestra el prototipo con la placa de empuje AP colocada en la plataforma de movimiento. Esta placa de empuje no entra en contacto con la espuma, sino que lo hacen las tiras de flexión ancladas a la misma. La plataforma de movimiento empuja la placa de empuje, y ésta a su vez empuja las tiras de flexión que elevan la espuma. De esta manera se consigue el movimiento en el eje anterior-posterior.

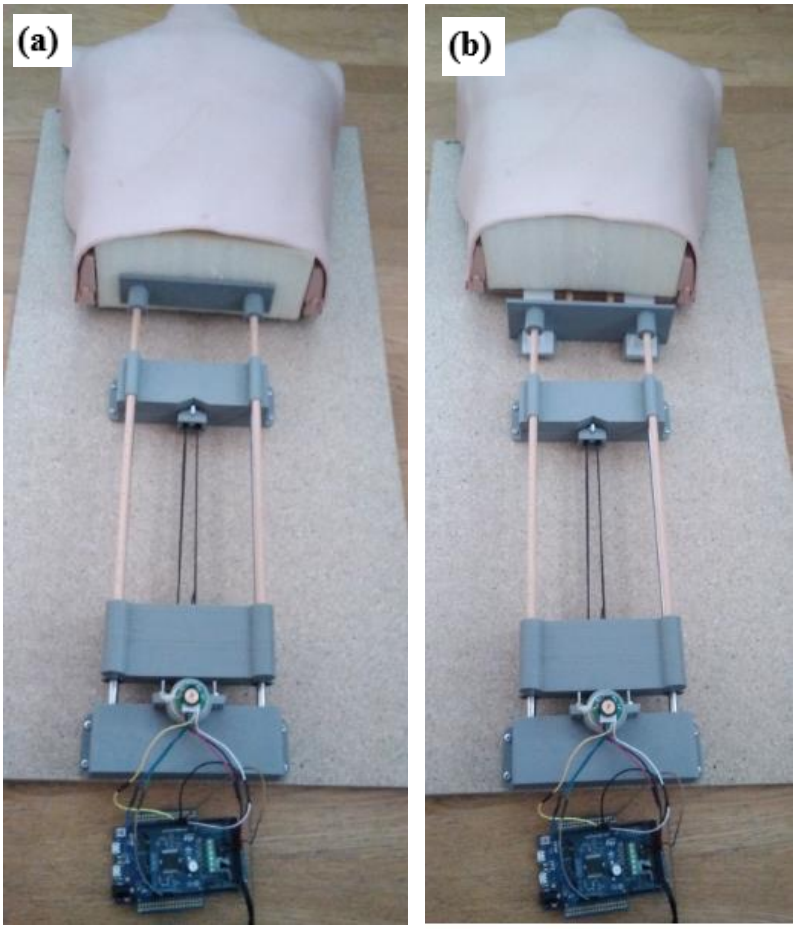

Figura 67:Prototipo completo a)Montaje para movimiento de la espuma en el eje superior-inferior b) Montaje para el movimiento de la espuma en el eje anterior-posterior.

Las tiras de flexión se deforman en el sentido adecuado gracias a la cuña que se ha colocado debajo de las mismas. Como la cuña está conectada con la placa de empuje AP, recibe también el movimiento transmitido por la plataforma de movimiento de la forma que se observa en la Figura 68.

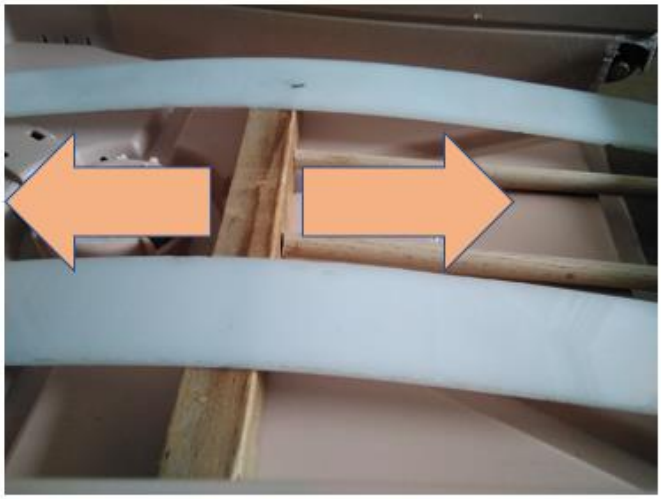

Figura 68: Representación del movimiento de la cuña anclada a la placa de empuje AP.

4. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

4.1. CONCLUSIONES

En este Trabajo Fin de Grado se ha propuesto el diseño e implementación de un phantom pulmonar que simule el movimiento respiratorio para análisis dosimétrico y del movimiento en radioterapia. Se trata de un proyecto multidisciplinar, ya que han sido necesarios conocimientos en el ámbito de la robótica, del diseño de estructuras 3D por ordenador y de la radioterapia entre otros.

Para la fabricación del phantom pulmonar se ha distinguido entre un prototipo y un phantom pulmonar definitivo. El prototipo se ha implementado en su totalidad y el phantom pulmonar definitivo se ha diseñado en su totalidad, cumpliendo así con los objetivos secundarios de este Trabajo Fin de Grado. De esta manera se ha simulado de manera real un tórax y el movimiento respiratorio humanos.

El prototipo consta de un exterior antropomórfico deformable y de un interior deformable, que permiten reproducir los movimientos de la anatomía, del tórax y de abdomen que ocurren durante la respiración. Además, el phantom pulmonar definitivo se ha diseñado incluyendo dos motores distintos que generan el movimiento. Así se permite que las correlaciones internas-externas e internas-internas varíen de un ciclo respiratorio a otro.

La plataforma de movimiento simula el movimiento de la respiración mediante el movimiento en dos ejes: el eje superior-inferior y el eje anterior-posterior. Para ello se cuenta con dos placas de empuje que transmiten a los módulos pulmonares el movimiento sinusoidal respiratorio producido por el motor.

Por otro lado, la construcción de este phantom pulmonar se ha hecho de una manera asequible, debido a la utilización de un placa open-source y de opciones comerciales económicas para el resto de los materiales empleados. La utilización de una placa Arduino proporciona numerosos recursos que facilitan su uso y su programación, además de tener compatibilidad con numerosas placas de expansión como la X-NUCLEO-IHM04A1.

Además, el empleo de un controlador hace este phantom pulmonar un sistema fiable en sus movimientos, ya que se verifica en tiempo real la posición en la que se encuentra la plataforma de movimiento. También permite corregir fallos en la posición antes de que lleguen a ocurrir.

Se ha comprobado que el movimiento que realiza la plataforma de movimiento se corresponde con la señal sinusoidal calculada e integrada en el software para el movimiento. Además, la deformación producida en la espuma a través de la plataforma de movimiento es la deseada, en cada una de las direcciones respiratorias simuladas.

Como conclusión final, este phantom pulmonar permite conocer el recorrido que realiza el tumor de cualquier paciente de manera aproximada y es capaz de medir la dosis real de radiación recibida, como parte de la planificación del tratamiento radioterápico. Se ha diseñado de una forma viable económicamente y permite contribuir en la mejora de los sistemas de planificación radioterápicos aplicados a los tumores móviles. Sin embargo, se podría tratar de conseguir un software que simule de manera más exacta el movimiento de la respiración humana. Para ello, se comentan en la siguiente sección diversas formas de seguir con el desarrollo de este Trabajo Fin de Grado.

4.2. LÍNEAS FUTURAS

Una vez se ha finalizado este Trabajo Fin de Grado se procede a exponer las posibles mejoras que resultaría interesante llevar a cabo en un futuro sobre el phantom pulmonar:

- **Estudio de señales respiratorias derivadas de pacientes.** Aunque el movimiento respiratorio se puede aproximar a una onda sinusoidal sería de gran utilidad realizar un estudio de señales respiratorias derivadas de pacientes. De esta manera se podría incluir en el software un

movimiento más aproximado al real, que permita realizar la planificación del tratamiento de una manera aún más precisa. El movimiento de los pacientes se registra mediante sistemas como el sistema RPM de Varian o el sistema AlignRT de VisionRT. Se trataría de realizar un estudio para ver cómo traducir los parámetros que guardan estos sistemas en coordenadas o desplazamientos que pueda interpretar la plataforma de movimiento.

- **Implementación del phantom pulmonar y de la plataforma de movimiento definitivos.** Ya que ambas estructuras se han diseñado en su totalidad, sería muy interesante llevar a cabo su implementación de acuerdo con las pautas establecidas.

- **Mejora del diseño 3D de los módulos pulmonares.** Para aumentar la precisión y simular de manera aún más exacta un tórax humano se propone realizar un nuevo diseño de los módulos pulmonares mediante un software que permita reproducir su forma anatómica de manera más real.

- **Conexión inalámbrica entre el ordenado empleado y el Arduino Due.** Lograr una conexión de forma inalámbrica, por ejemplo vía Bluetooth, entre el ordenador y la placa con el microcontrolador sería muy interesante. Esto sería de gran utilidad en ocasiones en las que el phantom se encuentre dentro del bunker del acelerador lineal. Así, se podrían realizar las modificaciones necesarias en el movimiento sin necesidad de estar al lado del phantom.

- **Realizar una simulación del movimiento que produce la plataforma de movimiento sobre los módulos pulmonares.** Sería interesante estudiar, mediante un programa informático de simulación como Abaqus, los desplazamientos producidos sobre los módulos pulmonares por el empuje de la plataforma de movimiento. Para ello sería necesario realizar el cálculo de la fuerza con la que está actuando el motor y conocer las especificaciones del material del que estén hechos los módulos pulmonares a estudiar.

5. BIBLIOGRAFÍA

[1] Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM)

http://www.seom.org/

[2] https://www.researchgate.net/

[3] Guyton y Hall, Tratado de fisiología médica, 12ª Edición

[4] https://www.vitonica.com/anatomia/los-musculos-que-intervienen-en-la-respiracion

[5] Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, Shimizu S, Van Herk M, Lebesque JV, et al. Precise and real-time meaurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. Elsevier. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 53, No. 4, pp. 822–834, 2002.

[6] Mageras GS, Pevsner A, Yorke ED, Rosenzweig KE, Ford EC, Hertanto A, et al. Measurement of lung tumor motion using respiration-correlated CT. Elsevier. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 60, No. 3, pp. 933–941, 2004.

[7] Organización Mundial de la Salud (OMS)

https://www.who.int/cancer/about/facts/es

[8] Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM), Informe de las Cifras del Cáncer en España https://seom.org/seomcms/images/stories/recursos/Cifras_del_cancer_2020.pdf

[9] American Cancer Society

https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-pulmon.html

[10] Asociación Española contra el Cáncer

https://www.aecc.es/es/todo-sobre-cancer/tipos-cancer/cancer-pulmon/secuelas-tratamientos-cancer-pulmon

[11] https://www.nuevoinforme.com/acelerador-true-beam/

[12] hm hospitales

https://www.hmciocc.com/especialidades/oncologia-servicios/oncologia-radioterapica/tecnologia-lucha-cancer/radioterapia-adaptativa

[13] Radioterapia en tumores móviles, A. Sola, E. Martínez López, M. Rico, P. Romero, M.T. Vila, E. Villafranca

http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272009000400005

[14] Ranjbar M, Sabouri P, Repetto C, Sawant A et al. A novel deformable lung phantom with programably variable external and internal correlation Department of Radiation Oncology, Med Phys.2019.

[15] Starkschall G, Desai N, Balter P, et al. Quantitative assessment of fourdimensional computed tomography image acquisition quality. J Appl Clin Med Phys. 2007;8:1–20.

[16] Chang J, Suh TS, Lee DS. Development of a deformable lung phantom for the evaluation of deformable registration. J Appl Clin Med Phys. 2010;11:281–286.

[17] https://www.modulor.de/es/pasta-de-latex-1000-ml-en-envase-de-pe.html

[18] https://tresdpro.com/que-material-utilizan-las-impresoras-3d/

[19] https://plastics.ulprospector.com/es/generics/53/c/t/elastomero-termoplastico-tpe-properties-processing/sp/17

[20] https://bitfab.io/es/blog/densidades-materiales-3d/

[21] https://grabcad.com/library/human-spine-1

[22] https://www.thingiverse.com/thing:3855864

[23] https://es.slideshare.net/vcgj/motores-cc-48949345

[24] https://www.pololu.com/product/3266

[25] https://www.pololu.com/file/0J137/Pololu3piRobotGuiaDeUsuario.pdf

[26] http://www.robolabo.etsit.upm.es/asignaturas/seco/transparencias/modelado.pdf

[27] http://store.thingibox.com/es/mecanica/8-poleas.html#/tipo-gt2_20_dientes_o5mm

[28] https://solectroshop.com/es/rodamientos

[29] https://clinic-cloud.com/blog/impresoras-3d-en-medicina-usos-que-desconocias

[30] https://www.elsevier.com/es-es/connect/medicina/pesos-y-medidas-de-los-organos-del-cuerpo-humano

[31] https://www.luisllamas.es/arduino-puerto-serie

[32] https://www.uv.es/jmarques/_private/MAS%20y%20ondas.pdf

[33] https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=552

ANEXO A: ASPECTOS ÉTICOS, ECONÓMICOS, SOCIALES Y AMBIENTALES

A.1 INTRODUCCIÓN

El objetivo principal de este Trabajo Fin de Grado es el diseño e implementación de un phantom pulmonar para la mejora de los tratamientos radioterápicos de los tumores móviles. Éste permite medir de forma más exacta el movimiento respiratorio y la dosis de radiación recibida por un paciente.

A continuación, se procede a la realización de un análisis del impacto social, económico y medioambiental del phantom pulmonar fabricado.

A.2 DESCRIPCIÓN DE IMPACTOS RELEVANTES RELACIONADOS CON EL PROYECTO

El impacto social de este proyecto incluye desde personal que trabaja en el servicio de Radiofísica del Hospital Universitario Puerta de Hierro y el conjunto de pacientes con tumores móviles que reciben su tratamiento hasta cualquier persona interesada en los phantoms pulmonares para radioterapia, que van a poder beneficiarse para mejorar el tratamiento de estos pacientes.

El precio de los componentes necesarios para la fabricación del phantom pulmonar es bastante reducido, en comparación con otros phantoms pulmonares fabricados. Por ello este proyecto va a tener impacto económico permitiendo el uso de este phantom en el hospital a un bajo coste sin renunciar a un sistema preciso y eficaz.

Por último, el impacto medioambiental de la fabricación del phantom pulmonar es bajo, teniendo en cuenta el impacto ambiental de cada uno de sus componentes. Además durante su uso únicamente consume energía eléctrica.

A.3 ANÁLISIS DETALLADO DE ALGUNO DE LOS PRINCIPALES IMPACTOS

El impacto medioambiental de este proyecto se puede descomponer en el impacto de las etapas de la vida de los componentes del phantom pulmonar:

- Fabricación: la fabricación del phantom pulmonar tiene un impacto ambiental bajo. En cuanto al impacto ambiental de sus componentes, el microcontrolador, la placa de expansión y los tornillos de nylon han sido fabricados por la empresa RS, que dispone de un sistema de gestión ambiental certificado y cuenta con una política medioambiental responsable. A su vez el motor fabricado por la empresa Pololu o el maniquí comercial RCP fabricado por Iberomed, junto con los demás componentes del maniquí presentan un impacto ambiental bajo en su fabricación.

- Uso: durante la vida útil del phantom pulmonar el único impacto que produce es el consumo de energía durante su uso, por parte del ordenador al que se conecta el microcontrolador y por parte del transformador que alimenta la placa de expansión.

- Fin de vida: se revisa la última etapa de la vida del phantom pulmonar. Éste puede reciclarse en su totalidad, ya que está compuesto por elementos para la robótica y la electrónica, piezas de distintos plásticos, metales y madera principalmente.

A.4 CONCLUSIONES

En conclusión, el phantom pulmonar diseñado y fabricado cumple con sus objetivos y funcionalidad al mismo tiempo que tiene un impacto social beneficioso para los usuarios, un precio económico y un impacto ambiental bajo. El uso de criterios de sostenibilidad ha aportado y puede seguir aportando al proyecto estas características sociales, económicas y ambientales que se acaban de mencionar. Para que el proyecto continúe teniendo este bajo impacto ambiental, a la hora de añadir mejoras al proyecto o de reemplazar algún componente, se adquirirán siempre de empresas que cuenten con una política medioambiental responsable.

ANEXO B: PRESUPUESTO ECONÓMICO

COSTES COMPONENTES

Componentes	Coste (€)
Maniquí RCP-AED adulto Prestan. Básico.	154,90
Bloques de espuma de poliuretano flexible	70,92
Tornillos redondos de nylon	8,32
Motor Pololu DC 75:1 LP 12V	34,63
Varillas de acero	29,54
Varillas de madera	3,00
Rodamientos	5,46
Poleas	22,79
Correa	7,28
Transformador	23,89
Placa de expansión	13,54
Arduino Due	38,25
Pasta de látex	35,80
Filamento de impresora 3D flexible PLA	8,78
Tablero aglomerado	20,50

COSTE TOTAL DE RECURSOS MATERIALES	477,60 €

COSTES EQUIPO TÉCNICO

	Vida útil (años)	Coste (€)	Depreciación (€/mes)	Tiempo utilizado (meses)	Coste total (€)
Ordenador	4	600	12,50	6	75

COSTE TOTAL DEL EQUIPO TÉCNICO	75 €

COSTES MANO DE OBRA

	Coste por hora (€)	Horas trabajadas	Coste total (€)
Estudiante	15	300	4.500

COSTE TOTAL DE MANO DE OBRA	4.500 €

TOTAL PRESUPUESTO DEL PROYECTO

TOTAL PRESUPUESTO	5.052,60 €