

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
MOVIMIENTO RESPIRATORIO PARA SU
UTILIZACIÓN EN EL ÁMBITO DE
DOSIMETRÍA RADIOTERÁPICA**

Silvia Tenorio Martínez

2022

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE GRADO

Título: Diseño e implementación de un maniquí torácico que simule el movimiento respiratorio para su utilización en el ámbito de dosimetría radioterápica.

Autor: Dña. Silvia Tenorio Martínez

Tutor: Dña. Nuria Gómez González

Ponente: D. Álvaro Gutiérrez Martín

Departamento: Tecnología Fotónica y Bioingeniería

MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Presidente: D.

Vocal: D.

Secretario: D.

Suplente: D.

Los miembros del tribunal arriba nombrados acuerdan otorgar la calificación de:
.....

Madrid, a de de 20...

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
MOVIMIENTO RESPIRATORIO PARA SU
UTILIZACIÓN EN EL ÁMBITO DE
DOSIMETRÍA RADIOTERÁPICA**

**Silvia Tenorio Martínez
2022**

RESUMEN

Los estudios de los últimos años demuestran que el cáncer de pulmón es el segundo cáncer con mayor incidencia, después del de mama. Actualmente las posibles soluciones implementadas para combatir el cáncer de pulmón son las siguientes: la cirugía, la radioterapia, la quimioterapia y la terapia molecular.

De entre todas las terapias existentes para tratar el cáncer de pulmón, este Trabajo Fin de Grado se va a centrar concretamente en el tratamiento radioterápico. Este tipo de tratamientos requieren una muy buena inmovilización del paciente y un control de la respiración para evitar irradiar los tejidos sanos adyacentes. Por esta razón, la verificación dosimétrica de este tipo de tratamientos es compleja debido a la presencia de heterogeneidades en la zona del tórax y a la presencia del movimiento respiratorio que va a desplazar tanto tejido tumoral como tejido sano.

En este Trabajo Fin de Grado se va a realizar el diseño de un maniquí torácico que simule correctamente los movimientos respiratorios para el estudio y verificación de la dosimetría radioterápica. Para ello se combinarán los conocimientos mecánicos, biológicos y electrónicos aprendidos y, de esta manera, mediante el uso de componentes como motores, placas de movimiento y tarjetas de control, implementar un sistema que logre ejecutar la actividad respiratoria característica de un humano.

Con el fin de simular el movimiento anteroposterior y superior-inferior del sistema respiratorio, se valora el empleo de unas plataformas independientes para cada uno de ellos impresas en 3D con PLA. Estas plataformas, gracias a la fuerza ejercida por unos motores de corriente continua, conseguirán reproducir dicha actividad. Para el control de estos motores, se utilizará una tarjeta de Arduino junto con una etapa de potencia con un puente en H para controlar la velocidad y el sentido de rotación. También se estudiará la opción de incluir un sistema de control, como, por ejemplo, un botón, para que según su pulsación se varíe la frecuencia respiratoria a la que se mueve el maniquí.

Para lograr simular correctamente las densidades de los pulmones, caja torácica, tumor y resto de tejido blando se realizará una investigación, en colaboración con la Escuela Universitaria de Diseño, Innovación y Tecnología (ESNE) para encontrar los materiales idóneos. Así mismo, se propone el uso de TLDs (*thermoluminescent dosimeters*) para verificar la dosis administrada en el tumor pulmonar, los cuales acumulan carga durante la irradiación que se emite en forma de luz visible que posteriormente se puede analizar.

PALABRAS CLAVE

Maniquí torácico, phantom pulmonar, movimiento respiratorio, frecuencia respiratoria, robótica, impresión 3D, programación.

SUMMARY

Studies in recent years show that lung cancer is the second cancer with the highest incidence, after breast cancer. Currently the possible solutions implemented to combat lung cancer are the following: surgery, radiotherapy, chemotherapy and molecular therapy.

Among all the existing therapies to treat lung cancer, this Final Degree Project will focus specifically on radiotherapy treatment. This type of treatment requires very good patient immobilization and breathing control to avoid irradiating adjacent healthy tissues. For this reason, the dosimetric verification of this type of treatment is complex due to the presence of heterogeneities in the chest area and the presence of respiratory movement that will displace both tumor tissue and healthy tissue.

In this Final Degree Project, the design of a thoracic manikin that correctly simulates respiratory movements for the study and verification of radiotherapy dosimetry will be carried out. For this, the mechanical, biological and electronic knowledge learned will be combined and, in this way, through the use of components such as motors, movement plates and control cards, implement a system that manages to execute the characteristic respiratory activity of a human.

In order to simulate the anteroposterior and superior-inferior movement of the respiratory system, the use of independent platforms for each of them printed in 3D with PLA is evaluated. These platforms, thanks to the force exerted by DC motors, will be able to reproduce this activity. To control these motors, an Arduino board will be used together with a power stage with an H-bridge that manages the speed and direction of rotation. The option of including a control system will also be studied, such as a button, so that the respiratory rate at which the manikin moves varies according to its press.

With the aim to correctly simulate the densities of the lungs, rib cage, tumor and other soft tissue, research will be carried out in collaboration with the University School of Design, Innovation and Technology (ESNE) to find the ideal materials. Likewise, the use of TLDs (thermoluminescent dosimeters) is proposed to verify the dose administered in the lung tumor, which accumulate charge during irradiation that is emitted in the form of visible light that can later be analyzed.

KEYWORDS

Lung phantom, respiratory movement, respiratory frequency rates, robotics, 3D printing, programming.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a mis dos tutores, Álvaro Gutiérrez del departamento de Tecnología Fotónica y Bioingeniería de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación y Nuria Gómez del Hospital Universitario Puerta de Hierro, por su atención durante el desarrollo de este Trabajo Fin de Grado. Ambos me han dado la ayuda, las ideas y los medios necesarios siempre que lo he requerido para lograr mis objetivos a lo largo de este trabajo.

Me gustaría agradecer a Miguel Gómez su gran ayuda en la impresión 3D; su disponibilidad ha sido absoluta en todo momento, imprimiendo las piezas a tiempo cuando lo he necesitado. Agradecerle también el trato tan amable y cercano, y las ganas de ayudarme siempre a solucionar todos los problemas mecánicos que me han ido surgiendo en todo este proceso.

Por otro lado, me gustaría hacer mención también a los integrantes del departamento de radiofísica del Hospital Universitario Puerta de Hierro, quienes me han enseñado de primera mano el proceso completo de un tratamiento de cáncer de pulmón con radioterapia. Me gustaría destacar también el trato tan agradable por parte de los técnicos de radioterapia. Todos ellos han hecho que disfrutara aún más de este periodo de aprendizaje y trabajo.

Así mismo, quiero agradecer a mis compañeros y amigos todo el apoyo que me han dado durante la carrera, especialmente estos últimos meses en los que siempre que lo he necesitado han estado ahí para aportar ideas y ayudarme en lo que han podido.

Por último pero no menos importante, me gustaría agradecer a mi familia lo muchísimo que me han ayudado, apoyado y animado no solo durante el desarrollo de este Trabajo Fin de Grado, sino también a lo largo de estos cuatro años de carrera. Siempre han estado ahí para motivarme y ayudarme en todo momento, y han seguido día a día la evolución de este proyecto. Han propuesto posibles soluciones cuando se han presentado dificultades, y, sobre todo, me han dado cada día su apoyo para lograr mi objetivo.

ÍNDICE DEL CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	1
1.1 Introducción	1
1.2 Estado del arte.....	3
1.2.1. Radioterapia	3
1.2.2. Maniquí torácico	4
1.3 Objetivos	6
1.4 Organización del documento	7
2. CONTEXTO CLÍNICO.....	8
2.1 Aparato respiratorio	8
2.2 Cáncer de pulmón.....	10
2.3 Tratamiento.....	11
2.3.1 Cirugía.....	11
2.3.2 Radioterapia	12
2.3.3 Quimioterapia.....	15
2.3.4 Terapia molecular dirigida.....	15
3. DESARROLLO	16
3.1 Componentes del maniquí torácico.....	16
3.1.1 Estructura: Componentes mecánicos	16
3.1.2 Estructura: Componentes electrónicos	22
3.1.3 Montaje	25
3.2 Movimiento del maniquí torácico	27
3.2.1 Obtención de las curvas según la frecuencia respiratoria.....	27
3.2.2 Implementación	34
4. RESULTADOS	39
4.1 Pruebas y modificaciones.....	39
4.2 Resultados finales	44
5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	48
5.1 Conclusiones.....	48
5.2 Líneas futuras	49
6. BIBLIOGRAFÍA	50
ANEXO A: ASPECTOS ÉTICOS, ECONÓMICOS, SOCIALES Y AMBIENTALES	54
A.1 Introducción	54
A.2 Descripción de impactos relevantes relacionados con el proyecto	54
A.3 Análisis detallado de alguno de los principales impactos	54

A.4 Conclusiones	56
ANEXO B: PRESUPUESTO ECONÓMICO	57

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Número de fallecimientos por cáncer en el año 2020 [1].	1
Figura 2. QUASAR mejorado con motor paso a paso y una plataforma de pared torácica [13].	5
Figura 3. Phantom pulmonar deformable [15].	6
Figura 4. Phantom pulmonar [16].	6
Figura 5. Los tres tipos de respiración [17].	8
Figura 6. Fases del ciclo respiratorio: inspiración y espiración [19].	9
Figura 7. Presiones del sistema respiratorio [22].	10
Figura 8. Cáncer de pulmón no microcítico (izquierda) y cáncer de pulmón microcítico (derecha) [24].	11
Figura 9. Equipo de la marca Bravos empleado en braquiterapia [30].	13
Figura 10. Acelerador lineal TrueBeam de Varían empleado en radioterapia externa [32].	13
Figura 11. Simulador para realizar TAC de Siemens [33].	14
Figura 12. Maniquí RCP-AED Adulto Prestan [37].	17
Figura 13. Impresora 3D modelo Prusa I3.	17
Figura 14. Diseño 3D de la pieza para el movimiento AP y SI.	18
Figura 15. Diseño 3D de los componentes que forman la pieza encargada del movimiento SI.	19
Figura 16. Diseño 3D de la plataforma encargada del movimiento AP.	19
Figura 17. Diseño 3D de los soportes para los motores.	20
Figura 18. Vista del plano inferior del diseño 3D de la nueva plataforma AP.	20
Figura 19. Diseño 3D de la pieza de sujeción de las poleas.	21
Figura 20. Diseño 3D de las guías.	21
Figura 21. Correa de distribución de dientes redondos de goma negra para impresora 3D [39] y polea.	21
Figura 22. Motorreductor Pololu [40].	22
Figura 23. Cables del codificador del motor [40].	22
Figura 24. Puente en H [41].	23
Figura 25. Placa Arduino Due [42].	24
Figura 26. Etapa de potencia de tipo X-NUCLEO-IHM04A1[43].	24
Figura 27. Botón pulsador [44].	25
Figura 28. Primera versión del montaje del maniquí torácico.	26
Figura 29. Diseño 3D de soporte de los dos motores.	26
Figura 30. Montaje final del maniquí.	27
Figura 31. Toma de datos mediante sistema RPM [46].	28

Figura 32. Variación en la amplitud a lo largo de varios ciclos respiratorios.....	28
Figura 33. Posición del motor SI con reductora 9,68:1 para frecuencia respiratoria de 2,25 segundos.	32
Figura 34. Posición del motor SI con reductora 9,68:1 para frecuencia respiratoria de 3,5 segundos.	32
Figura 35. Posición del motor SI con reductora 9,68:1 para frecuencia respiratoria de 4,5 segundos.	33
Figura 36. Posición del motor SI con reductora 9,68:1 para frecuencia respiratoria de 5 segundos. .	33
Figura 37. Posición del motor AP con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 2,25 segundos.	33
Figura 38. Posición del motor AP con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 3,5 segundos.	33
Figura 39. Posición del motor AP con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 4,5 segundos.	33
Figura 40. Posición del motor AP con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 5 segundos.	33
Figura 41. Sistema de control en lazo cerrado con control PID [48].	35
Figura 42. Posición del motor SI con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 2,25 segundos.	41
Figura 43. Posición del motor SI con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 3,5 segundos. .	41
Figura 44. Posición del motor SI con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 4,5 segundos. .	41
Figura 45. Posición del motor SI con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 5 segundos.	41
Figura 46. Posición del motor AP con reductora 75:1 para frecuencia respiratoria de 2,25 segundos.	42
Figura 47. Posición del motor AP con reductora 75:1 para frecuencia respiratoria de 3,5 segundos.	42
Figura 48. Posición del motor AP con reductora 75:1 para frecuencia respiratoria de 4,5 segundos.	42
Figura 49. Posición del motor AP con reductora 75:1 para frecuencia respiratoria de 5 segundos.	42
Figura 50. Movimiento del motor AP para el Modo 4 de funcionamiento.	45
Figura 51. Movimiento de los motores para el Modo 4 de funcionamiento.....	45
Figura 52. Movimiento de los motores para el Modo 3 de funcionamiento.....	46
Figura 53. Movimiento de los motores a lo largo de distintos modos de funcionamiento.....	47

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Funciones de los cables del codificador según sus colores.....	23
Tabla 2. Pines de conexión de los componentes electrónicos.....	25
Tabla 3. Tiempos de ciclos respiratorios de cada paciente estudiado.	29
Tabla 4. Valores de los desplazamientos del motor SI con reductora 9,68:1 para cada una de las frecuencias respiratorias establecidas.	31
Tabla 5. Valores de los desplazamientos del motor AP con reductora 34:1 para cada una de las frecuencias respiratorias establecidas.	31
Tabla 6. Valores de los desplazamientos del motor SI con reductora 34:1 para cada una de las frecuencias respiratorias establecidas.	40
Tabla 7. Valores de los desplazamientos del motor AP con reductora 75:1 para cada una de las frecuencias respiratorias establecidas.	40
Tabla 8. Valores de las constantes del PID.....	44

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1.INTRODUCCIÓN

El cáncer es una de las principales causas de mortalidad no solo en España, sino también a nivel mundial. Según los cálculos de la Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN), se estima que en 2021 el número de personas diagnosticadas con cáncer en España alcanzó los 276.239 casos, correspondiendo 29.549 de estos diagnósticos con el cáncer de pulmón [1].

En comparación con los datos del año anterior, 2020, se aprecia una gran similitud en la incidencia mundial del cáncer, siendo más concretamente el cáncer de pulmón aquel detectado en un 11,4% de las ocasiones.

Así mismo, el cáncer de pulmón es aquel que tiene una mayor tasa de mortalidad tanto a nivel mundial como a nivel nacional. Si se lleva a cabo una comparación entre los datos recogidos durante los dos últimos años, 2020 y 2021, se vuelve a apreciar la gran similitud de estos. Concretamente, en el año 2020 la tasa de mortalidad a causa de este tipo de enfermedad fue del 18% de entre todos los fallecimientos por cánceres [1]. (Ver *Figura 1*)

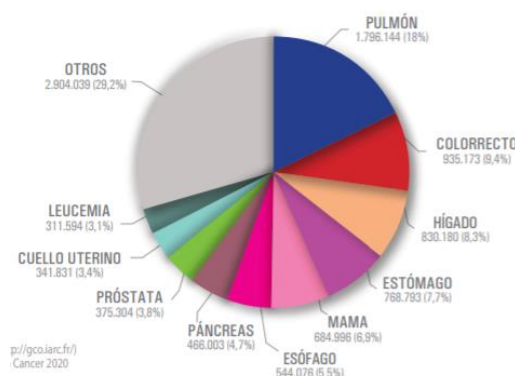


Figura 1. Número de fallecimientos por cáncer en el año 2020 [1].

Si se realiza una extrapolación de estos porcentajes mundiales a un nivel nacional, se puede confirmar que el número de fallecidos en España en el año 2020 a causa del cáncer de pulmón fue de 22.930, lo que corresponde con un 20,3% del total [1].

Según la SEOM (Sociedad Española de Oncología Médica), la lista de síntomas más característicos que indican la posible presencia de un cáncer pulmonar es la siguiente [2]:

- Tos permanente
- Fatiga
- Dificultad respiratoria
- Dolor en el pecho
- Pérdida de apetito
- Presencia de sangre en la tos
- Tos seca con o sin mucosidad

En general, la probabilidad de que una mujer sufra de cáncer de pulmón a lo largo de su vida es de aproximadamente 1 entre 17; para un hombre, el riesgo es de 1 entre 15, lo cual demuestra que

durante los últimos años se ha detectado un incremento en el número de mujeres diagnosticadas con esta enfermedad [3]. Es comúnmente conocido que el riesgo de sufrir cáncer de pulmón es mucho mayor para los fumadores que para los no fumadores. Tal y como afirma SEOM, aproximadamente entre el 85-90% de los pacientes que desarrollan un cáncer pulmonar tienen un historial previo relacionado con el tabaquismo [4].

Por esto mismo, es crucial tomar todas las medidas posibles para reducir el riesgo de aparición de cáncer de pulmón, entre las que se encuentran no solo abandonar el hábito de fumar, sino también evitar lo máximo posible el humo del tabaco. También es recomendable seguir una alimentación saludable que ayude a proteger contra esta enfermedad, y evitar la exposición de uno mismo a sustancias tóxicas relacionadas o no con el tabaco, como por ejemplo el petróleo. Pese a todas estas medidas para disminuir la probabilidad de padecer dicho cáncer, es importante continuar investigando, desarrollando y mejorando tanto las técnicas de diagnóstico, como los tratamientos contra este tipo de cáncer. Dentro de estas técnicas de diagnóstico, una de las más características y comúnmente empleada es la tomografía computarizada de baja dosis de radiación, la cual permite hacer una detección precoz del cáncer de pulmón [5].

Tal y como se desarrollará posteriormente, estos tratamientos incluyen la radioterapia, quimioterapia, la cirugía o la terapia molecular dirigida, siendo cada uno de ellos más o menos nocivo [6]. Se puede decir que el tratamiento de cáncer de pulmón con radioterapia es una de las opciones prioritarias cuando se diagnostica, debido a los grandes avances y las grandes posibilidades de combatir dicho tumor que proporciona esta técnica. De este modo, los riesgos que podrían surgir durante una cirugía pulmonar pueden ser evitados si este tipo de tratamiento es compatible para combatir dicho tumor.

La radioterapia consiste en una técnica en la que se realizan una serie de simulaciones y cálculos dosímetros para su posterior aplicación al paciente con el fin de eliminar el tumor. Especialmente en los pacientes que sufren cáncer de pulmón, es difícil controlar y predecir el movimiento que estos realizarán a causa de la respiración y, por lo tanto, prever en qué medida se verá afectada la localización del tumor [7]. Con el fin de abordar este problema con la mejor solución posible, en la técnica radioterápica se irradia al paciente con un haz considerablemente mayor del necesario, recibiendo de esta manera en muchas ocasiones una dosis demasiado grande y afectando así a tejido sano adyacente.

Con el objetivo de evitar este hecho, se han comenzado a desarrollar determinados maniqués torácicos que simulan el movimiento respiratorio con el fin de estudiar el desplazamiento del tumor pulmonar a causa de la respiración. De esta manera, empleando los materiales tanto mecánicos como físicos y químicos adecuados, se consigue llevar a cabo dicha simulación y, así, afinar la dosis que se necesita aplicar a los pacientes teniendo en cuenta los posibles desplazamientos del tumor.

1.2. ESTADO DEL ARTE

1.2.1. RADIOTERAPIA

Durante las últimas décadas, el gran avance informático ha dado lugar al desarrollo de tecnologías trascendentales en el servicio de tratamientos radioterápicos, así como en la precisión de los mismos.

El origen de la radioterapia se remonta a finales del siglo XIX, concretamente al año 1895 cuando el físico alemán Wilhelm Röntgen descubre los rayos X, seguido del descubrimiento de la radiactividad natural por Henry Becquerel en 1896 y del hallazgo del radio por Marie Curie en 1898. Se puede considerar que estos tres grandes científicos fueron los precursores del uso de las radiaciones ionizantes para el tratamiento de los tumores malignos antes de comenzar el siglo XX [8].

A mediados del siglo XX, se empiezan a desarrollar sistemas para la dosimetría, es decir, para manipular la dosis que se va a aplicar al paciente. También se promueven herramientas para planificar manualmente el tratamiento radioterápico 2D (en dos dimensiones), o los haces de megavoltaje básicos que posteriormente se desarrollarán en mayor profundidad. Otro avance crucial en el ámbito de la radioterapia que surge a finales del siglo XX, es la creación de los primeros aceleradores lineales y de la tomografía fundamental, la cual amplía la información que se obtenía en un primer momento a partir de la radiología [9]. Esto ocurre porque es capaz de aportar la información referente a la posición de los tejidos en función de cortes transversales, permitiendo así evaluar el comportamiento de los haces de irradiación cuando atraviesan un órgano determinado.

Pero no es hasta finales del siglo XX, en 1972, cuando se produce el avance más trascendental en el campo del diagnóstico por imágenes al introducirse la tomografía computarizada (TC) a la práctica médica, más concretamente, a la radioterapia [8]. Es un poco más adelante, en los años 80, cuando se emplea TC en conjunto con programas informáticos específicos para obtener información en 3D (tres dimensiones) del tumor estudiado. En este momento y gracias a esto, la radioterapia conformada tridimensional (RTC3D) comienza a ser una de las principales opciones como tratamiento curativo ante este tipo de enfermedades [10]. La posibilidad de planificar en 3D se convierte entonces en un proceso gradual de investigación hasta la actualidad. Esto es porque se trata de una técnica muy ventajosa, ya que permite diseñar haces de irradiación y obtener las distribuciones de dosis con una forma bastante ajustada al tumor en cuestión [8].

Por otro lado, en los años 80 del siglo pasado, también se produce un desarrollo importante en la evolución de las computadoras y microprocesadores. Dicho desarrollo aporta la velocidad requerida por estos dispositivos para obtener los cálculos necesarios en los planes de tratamiento en tiempo prácticamente real [11]. Estos nuevos progresos enfocados al campo de la curación de cáncer o tumores determinados suponen un gran avance en lo que a la salud se refiere.

Así mismo, cabe destacar también otro desarrollo fundamental en este ámbito que tiene lugar en los últimos años del siglo pasado. Se trata de la radioterapia con intensidad modulada (IMRT), cuyo avance está ligado al de los colimadores multiláminas empleados durante las sesiones de tratamiento. Con el desarrollo de estos colimadores en los aceleradores lineales se permite generar haces más precisos para avanzar así en la radioterapia conformada tridimensional [8].

De este modo, uno de los principales objetos de investigación actual en este campo es el estudio de la posición del tumor antes de cada fracción de dosis que se va a aplicar y durante la propia administración de esta. Para ello se ha logrado desarrollar un sistema de TAC 4D que permite planificar

el tratamiento, así como de aceleradores lineales novedosos que devuelven imágenes planas si se trabaja con megavoltaje, e imágenes en 3D si se trabaja con kilovoltaje.

Cabe destacar que dentro de la radioterapia también se encuentra la técnica conocida como braquiterapia, la cual se desarrollará en detalle posteriormente. Esta técnica surge prácticamente con el descubrimiento del radio, ya que este se emplea para irradiar los tumores desde el interior insertándolo en cavidades o tejidos. Así mismo, los avances en la planificación 3D guiada por la imagen, la utilización de una dosis de alta tasa y la posibilidad de realizar una preparación en tiempo real hacen que la braquiterapia progrese también con el paso de los años [8].

Actualmente se está haciendo uso en radioterapia de sistemas que liberan irradiación en el mismo punto del ciclo respiratorio constantemente. De esta manera se consigue con una precisión bastante elevada que, en el momento del disparo, el tumor se encuentre en la misma posición si el paciente no realiza unos movimientos respiratorios exagerados [12]. El acelerador lineal, dispositivo empleado en este tratamiento, es capaz de inhibir el disparo cuando la posición del paciente o su ciclo respiratorio no son adecuados, continuando la administración del tratamiento cuando entra de nuevo en los umbrales fijados. Por otro lado, también se han mejorado estas técnicas gracias al TC4D (tomografía computarizada en 4 dimensiones), el cual permite obtener los contornos del tumor y determinar su localización en el espacio y en el tiempo. Así mismo, se han desarrollado técnicas que disparan la irradiación en la misma fase del ciclo respiratorio. Esta técnica se conoce como *gating*, la cual funciona a partir del registro de la posición de unos marcadores luminosos que se colocan sobre la superficie del paciente y que son detectados por el sistema. Para conseguir esto, se han programado determinados sistemas operativos, como Varian Realtime Position Management (RPM) [12], que es el que se empleará en este Trabajo Fin de Grado para hacer los estudios correspondientes.

De esta manera, la oportunidad de irradiar el volumen tumoral donde verdaderamente se sitúe en cada momento del ciclo respiratorio a lo largo de toda la duración del tratamiento es una técnica que ya existe, pero que todavía debe ser mucho más perfeccionada. Por ello, se desarrolla este Trabajo Fin de Grado, el cual va a permitir estudiar el movimiento del tumor pulmonar para así detectar su posición en cada momento y afinar la dosis empleada y el punto sobre el que se administra la misma.

1.2.2. MANIQUÍ TORÁCICO

La principal función de un maniquí torácico es simular de la manera más realista y precisa posible los movimientos respiratorios humanos con el fin de facilitar el estudio y posterior tratamiento de cáncer de pulmón con disimetría radioterápica. Así mismo, dada la similar ubicación y afectación de la localización del cáncer por el movimiento respiratorio, estos maniquís también pueden ser empleados para la misma finalidad en el caso de cáncer de mama. Con estos, se conseguirá disminuir considerablemente o incluso llegar a erradicar por completo la irradiación innecesaria de órganos de riesgo sanos adyacentes al tumor.

Para conseguir desarrollar satisfactoriamente un prototipo de este tipo, es crucial tener en cuenta la necesidad de que sea simple y manejable, lo cual no se ha conseguido hasta la actualidad. Los maniquís existentes no logran simular de una manera precisa los distintos movimientos respiratorios del cuerpo humano, así como la correcta expansión de los pulmones con el mismo, es decir, la deformación no

solo interna, sino también externa. Tampoco se han logrado hasta este momento simular unas densidades realistas de los materiales empleados ni la correcta ubicación del tumor simulado.

A continuación, se procede a explicar algunos de los *phantoms* pulmonares desarrollados en la actualidad con el fin de mejorar el tratamiento radioterápico en este tipo de enfermedad.

En el año 2011 se modifica un *phantom* de movimiento disponible en el mercado (QUASAR; Modus Medical) para controlar el movimiento mediante un programa determinado, tal y como el que se aprecia en la *Figura 2*. Su finalidad es simular el movimiento respiratorio del paciente en cuestión en las direcciones superior-inferior y anterior-posterior [13]. En esta modificación se realizan diferentes cambios, como el reemplazo del motor de corriente continua (CC) por uno paso a paso, o la inserción en la estructura de una plataforma de movimiento de pared torácica. Para una simulación más realista de los movimientos respiratorios, el perfil de movimiento de este fantasma se registra con el sistema de gestión de posición en tiempo real de Varian y se compara con los datos originales del paciente. Finalmente, se llega a la conclusión de que este maniquí replica el movimiento respiratorio del paciente con precisión y permite el estudio de la calidad de los métodos empleados en la gestión del movimiento [13].

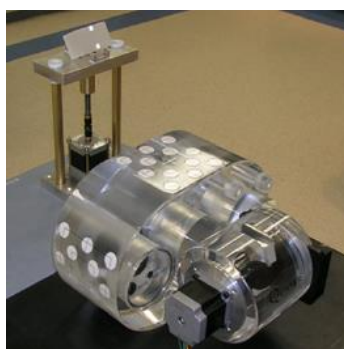


Figura 2. QUASAR mejorado con motor paso a paso y una plataforma de pared torácica [13].

En el año 2012, se desarrolla un *phantom* de respiración torácica con movimiento tumoral 6D (3D en rotación y 3D en traslación) programable para mediciones dosimétricas en radioterapia [14]. Este consiste en un tórax artificial con costillas al que se le pueden introducir insertos con heterogeneidades, y cuya contracción se controla con un motor paso a paso. Así mismo, para simular el tumor pulmonar, se coloca un cabezal detector con 20 cámaras de ionización y 5 películas radiográficas controlado por un robot con el fin de medir la dosis en el interior del tórax. Para estudiar los desajustes de correlación entre los movimientos tanto del exterior como del interior que afectan a la dosis irradiada, se consigue dotar a este maniquí de una flexibilidad característica gracias al posible movimiento 6D del tumor y de la respiración.

Así mismo, en el año 2013, el Departamento de Oncología Radioterápica de la Universidad de Texas Southwestern Medical Center, crea un *phantom* pulmonar deformable, programable y simple que consiste que una plataforma programable de 3 ejes [15]. Esta plataforma se encuentra acoplada a un maniquí torácico flexible lleno de espuma de caucho de látex de recuperación rápida en la cual se introducen marcadores radiopacos (ver *Figura 3*). Esta estructura permite validar sistemas de monitorización de movimientos respiratorios, así como la correlación de la anatomía externa e interna con fines radioterápicos [15].



Figura 3. Phantom pulmonar deformable [15].

Por otro lado, en el año 2019, se desarrolla otro *phantom* pulmonar deformable más novedoso con una correlación externa e interna programablemente variable mejorada [16]. En este caso, el pulmón se simula mediante una espuma de látex natural en el interior de una carcasa del *phantom* de un pulmón disponible comercialmente. Para representar los tumores, se emplean marcadores radiopacos en la superficie, que posteriormente se incrustan en dicho pulmón. Los movimientos generados son el anterior-posterior (AP) y el superior-inferior (SI), mediante dos actuadores de movimiento lineal de alta precisión programables de manera independiente. De este modo, se consigue la correlación buscada durante el movimiento respiratorio, así como variaciones independientes en la amplitud de los movimientos SI y AP. Para comprobar la capacidad del maniquí para reproducir un movimiento complejo y preciso, se emplearon ambos actuadores con trazas de movimiento del tumor pulmonar y el registro de las trayectorias de varios marcadores mediante fluoroscopia kV [16]. A continuación, se muestra la estructura final de este prototipo en la *Figura 4*:

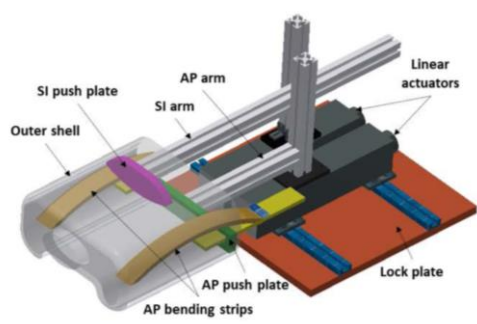


Figura 4. Phantom pulmonar [16].

Por último, desde el año 2020, se está desarrollando un maniquí torácico que verdaderamente cumpla con todas las características mecánicas, físicas, electrónicas y biológicas necesarias partiendo de la idea del prototipo mencionado previamente. En este Trabajo Fin de Grado, se exponen los cambios que se han realizado al maniquí actual y el resultado final obtenido.

1.3.OBJETIVOS

El propósito de este Trabajo Fin de Grado consiste en el diseño completo de un maniquí torácico que simule correctamente los movimientos respiratorios para el estudio y verificación de la dosimetría radioterápica. Se ha realizado en colaboración con la “Fundación para la Investigación Biomédica del Hospital Universitario Puerta de Hierro”, así como con la Escuela Universitaria de Diseño, Innovación y Tecnología (ESNE). Para el desarrollo de este, se combinarán los conocimientos mecánicos, biológicos, electrónicos y radiofísicos aportados por todas las organizaciones en colaboración.

Este Trabajo Fin de Grado se va a centrar concretamente en el tratamiento radioterápico, ya que cada vez son más frecuentes los tratamientos de SBRT (*Stereotactic Body Radiation Therapy*) pulmonar en volúmenes pequeños, consistentes en hipofraccionar el tratamiento dando dosis de radiación altas en pocas sesiones. Este tipo de tratamientos requieren una muy buena inmovilización del paciente y un control de la respiración para evitar irradiar los tejidos adyacentes. La verificación dosimétrica en estos casos es compleja debido a la presencia de heterogeneidades en la zona del tórax (diferencia de densidades entre tejido pulmonar, hueso y resto de tejido blando) y a la presencia del movimiento respiratorio que produce el desplazamiento tanto del tejido tumoral como del tejido sano.

Por lo tanto, el objetivo principal de este Trabajo Fin de Grado ha sido desarrollar e implementar un maniquí pulmonar que simule correctamente los movimientos respiratorios humanos teniendo en cuenta el desplazamiento AP y SI del tórax y, por lo tanto, del pulmón con el tumor, provocados por la propia respiración.

En este caso, ha sido necesario definir unos objetivos o pasos determinados para conseguir lograr satisfactoriamente el resultado final. Estos han sido los siguientes:

- Estudio del estado del arte, principalmente del maniquí diseñado en años anteriores para estudiar los fallos o faltas y tenerlas en cuenta en este nuevo proyecto.
- Estudio profundo y comprensión de los sistemas de control empleados en el ámbito electrónico.
- Desarrollo de las funciones representativas de las señales y frecuencia respiratoria con datos reales con el fin de conseguir los movimientos deseados por los motores.
- Diseño e impresión de las piezas empleadas para el desplazamiento, realizando sus correspondientes pruebas para el análisis del movimiento.
- Desarrollo del software necesario para la ejecución de la actividad: empuje de las placas y movimiento de avance y retroceso de los motores según la frecuencia respiratoria.
- Integración final de todos los componentes tanto mecánicos como materiales, así como de los marcadores que simularán el tumor pulmonar.

1.4. ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO

Tras la introducción, estado del arte y objetivos, el documento se dividirá en cuatro capítulos:

- Capítulo 2: Contexto Clínico, en el que se desarrolla no solo el funcionamiento del aparato respiratorio, sino también los tipos de cáncer de pulmón y los tratamientos existentes.
- Capítulo 3: Desarrollo, donde se explica detalladamente todo el diseño del maniquí desde el punto de vista mecánico y electrónico, así como el tratamiento de los datos recogidos para hallar las curvas de movimiento según la frecuencia respiratoria.
- Capítulo 4: Resultados, en el que se muestran las pruebas realizadas una vez establecido el montaje, las modificaciones que se realizan y los resultados finales.
- Capítulo 5: Conclusiones y Líneas Futuras, donde se analizan los resultados obtenidos y se explican las futuras mejoras que se pueden realizar.

2. CONTEXTO CLÍNICO

2.1. APARATO RESPIRATORIO

El aparato respiratorio es el conjunto de órganos que poseen los seres vivos cuya principal finalidad es intercambiar gases con el medio ambiente. Está formado por las vías aéreas y por los pulmones, siendo estos últimos el órgano principal del sistema respiratorio humano y de los animales mamíferos.

Las principales funciones de este sistema son la ventilación pulmonar (flujo de entrada/salida entre la atmósfera y los alvéolos) y la difusión de O_2 y CO_2 entre los alvéolos, la sangre y el exterior del individuo. Otra función característica es la regulación del pH mediante distintos procesos fisiológicos y biológicos.

El aparato respiratorio, tal y como su nombre indica, se encarga de llevar a cabo ciclos respiratorios completos. Un ciclo respiratorio consiste en un proceso de inspiración y espiración con un control tanto voluntario como involuntario de los órganos. En este proceso intervienen no sólo los órganos de este sistema, sino también la corteza cerebral y el sistema nervioso autónomo.

Estos movimientos torácicos se ven traducidos en tres tipos de respiraciones, que son a partir de las cuales se basa este trabajo para estructurar el desarrollo y funcionamiento del maniquí: respiración diafrágica o baja, la intercostal o media y la clavicular o alta. (Ver Figura 5).

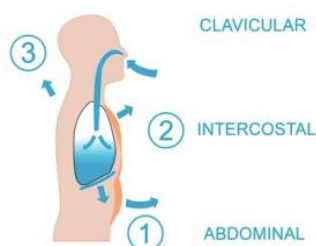


Figura 5. Los tres tipos de respiración [17].

Más concretamente, durante la respiración abdominal lo que ocurre es que el estómago asciende y desciende en lugar de hacerlo el pecho. Cuando los pulmones se llenan de aire durante la inspiración, el diafragma presiona hacia abajo y el estómago se eleva. Por el contrario, en el momento en el que los pulmones se vacían de aire durante la espiración, el diafragma vuelve a subir y el estómago desciende. Así, la respiración diafrágica corresponde a una respiración lenta, uniforme y profunda [18].

Por otro lado, la respiración de tipo intercostal es la comúnmente conocida como el movimiento de aire entre los alvéolos pulmonares y la atmósfera. Este proceso implica dos movimientos: la inspiración o inhalación y la espiración o exhalación.

La inspiración o inhalación, movimiento activo, se corresponde con la entrada de aire en los pulmones mientras que la espiración o exhalación, movimiento pasivo, con la salida de aire de estos. Los pulmones se contraen y se expanden mediante dos posibles movimientos: el correspondiente al ascenso y descenso del diafragma (se alarga o se acorta la cavidad torácica) o aquel que implica la elevación y hundimiento de las costillas (se aumenta o reduce la cavidad torácica anteroposterior).

Más concretamente, durante la inspiración, el diafragma tira hacia abajo de la parte inferior de los pulmones produciéndose una expansión de estos, tal y como se puede apreciar en la *Figura 6*. Así mismo, en la inspiración, los músculos intercostales externos también juegan un papel importante, ya que permiten la elevación de la caja torácica, produciéndose el desplazamiento del esternón en sentido anteroposterior hacia afuera, lo cual provoca un aumento del volumen de la caja torácica.

Por el contrario, durante la espiración, al tratarse de un fenómeno pasivo, el diafragma se eleva y ocurre el retroceso elástico de los pulmones y pared torácica, que comprimen los alveolos, y el aire termina siendo expulsado, según se puede apreciar en la *Figura 6*. En este caso, tendrán mayor relevancia los músculos intercostales internos, los cuales funcionan de manera opuesta a los externos, reduciendo la expansión anteroposterior.

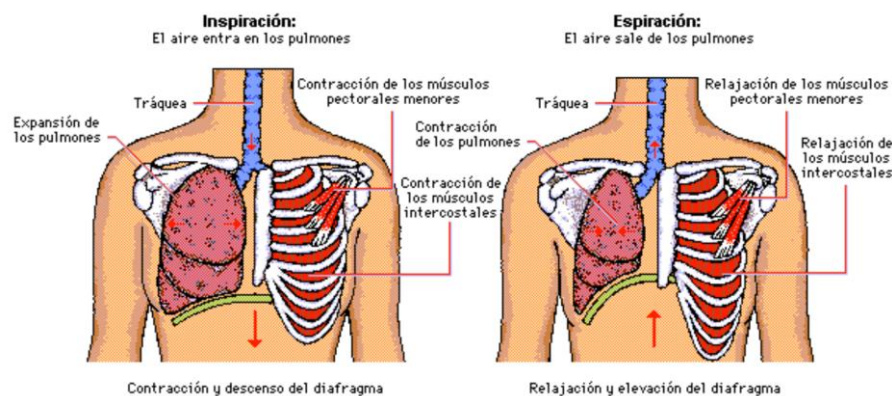


Figura 6. Fases del ciclo respiratorio: inspiración y espiración [19].

Durante la respiración, la cantidad de aire que entra a los pulmones es menor ya que, al producirse con la parte alta de los mismos, se emplea la zona menos voluminosa de este órgano dado que la zona superior es más estrecha y menos ancha [20].

En lo referente al sistema respiratorio, cabe mencionar también las presiones que surgen como consecuencia de su funcionamiento, las cuales proporcionan información relevante sobre la elasticidad pulmonar y el estado en el que se encuentran estos órganos [21]. Estas presiones se ven reflejadas en la *Figura 7*. Su medida e identificación de una determinada alteración, va a permitir diagnosticar una patología. Entre las más características se encuentran las siguientes:

- Presión pleural: la cavidad pleural es una zona situada entre la pleura parietal y la pleura visceral, y se encuentra muy vascularizada y rellena por el líquido pleural, el cual rodea los pulmones. Ejerce una presión negativa (presión pleural) que permite que los pulmones estén prácticamente pegados a la cavidad torácica, tirando de ellos hacia afuera cuando se expande.
- Presión alveolar (PA): corresponde con la presión que ejerce el aire en el interior de los alveolos pulmonares. Durante la inspiración, la PA tiende a ser menor que 0 (pulmones expandidos), y solo cuando la PA es mayor que 0, el aire se expulsa.
- Presión transpulmonar: diferencia entre la presión pleural y la alveolar, también conocida como presión de retroceso. Se trata de una medida de las fuerzas elásticas de los pulmones que tienden a colapsarlos durante todas las fases respiratorias.

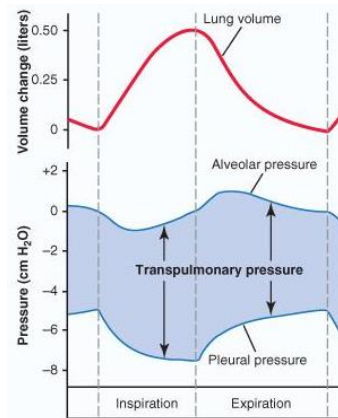


Figura 7. Presiones del sistema respiratorio [22].

Así mismo, es importante también mencionar los distintos volúmenes y capacidades que se generan en el sistema a lo largo de una serie de ciclos respiratorios. El volumen pulmonar se mide mediante una espirometría de tal manera que cuando se respira, el tambor se llena de aire y flota en mayor o menor grado (asciende o desciende). Este cambio vertical queda registrado en un tambor de registro que permite hacer una interpretación de los datos adquiridos [22].

Los distintos volúmenes que se pueden encontrar en el aparato respiratorio son los siguientes:

- Volumen residual: volumen de aire que permanece en los pulmones tras la espiración forzada que evita el colapso pulmonar (1200mL).
- Volumen de reserva inspiratoria: volumen forzado que somos capaces de inspirar (3000mL).
- Volumen de reserva espiratoria: volumen de aire adicional que expulsamos durante una espiración forzada (1100mL).
- Volumen tidal o corriente: volumen que entra en los pulmones con cada inspiración (500mL).
- Capacidad residual funcional: cantidad de aire que permanece en los pulmones tras una espiración no forzada. Su alteración es uno de los principales indicadores de la existencia de una patología respiratoria.
- Capacidad vital: volumen de aire expulsado en una espiración máxima tras una inspiración máxima.
- Capacidad pulmonar total: se refiere al volumen máximo al que los pulmones son capaces de dilatarse cuando se realiza el mayor esfuerzo inspiratorio posible. Es la suma del volumen residual y de la capacidad vital.

2.2. CÁNCER DE PULMÓN

Tal y como se ha mencionado previamente, el cáncer de pulmón es un tipo de enfermedad que ocurre cuando aparecen células anormales en la zona pulmonar que, en lugar de ser destruidas por los procesos metabólicos comunes, proliferan sin control hasta llegar a convertirse en metastásicas [6].

Dentro del cáncer de pulmón existen dos grandes tipos [23] (ver *Figura 8*):

- Cáncer de pulmón microcítico (SCLC): aquel en el que las células del pulmón afectadas son de tamaño pequeño. Se localiza en la zona central del pulmón, siendo característico por su rápida propagación y su gran agresividad.

- Cáncer de pulmón no microcítico (NSCLC): aquel en el que las células del pulmón afectadas son de mayor tamaño. A su vez, éste contiene varias clasificaciones:
 - Carcinoma escamoso: crecimiento lento (27% de NSCLC)
 - Carcinoma de células grandes: gran tamaño de sus células (13% de NSCLC)
 - Adenocarcinoma pulmonar: frecuente en personas fumadoras (40% de NSCLC).

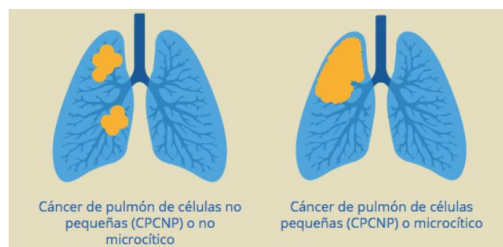


Figura 8. Cáncer de pulmón no microcítico (izquierda) y cáncer de pulmón microcítico (derecha) [24].

2.3. TRATAMIENTO

Una vez el diagnóstico ha sido verificado y se han realizado las pruebas complementarias para saber en qué punto se encuentra la enfermedad, se procede a la determinación del tratamiento que se va a emplear para combatir el cáncer de pulmón [25].

El tipo de tratamiento se decide en base a tres factores fundamentales:

- Características del paciente: edad, otras patologías, estado físico...
- Fase o estadio: en qué etapa se encuentra la enfermedad desarrollada.
- Tipo de cáncer pulmonar: microcítico o no microcítico.

Una vez valorados estos factores, se procede con la elección del tratamiento, entre los que encontramos las siguientes posibilidades: cirugía, radioterapia (radioterapia externa o braquiterapia), quimioterapia o la terapia molecular dirigida; los cuales serán explicados a continuación [6].

2.3.1 CIRUGÍA

Si el paciente sufre cáncer de pulmón no microcítico, el tratamiento más común para extraerlo en una etapa temprana es el quirúrgico. Cabe destacar que con cualquier tipo de operación para tratar y curar este cáncer también se extirpan los ganglios linfáticos para prevenir posibles propagaciones [26].

Por otro lado, si el paciente sufre cáncer de pulmón microcítico, la cirugía no suele ser el tratamiento más comúnmente empleado para tratarlo, dada la propagación de la enfermedad. Generalmente, la cirugía en este caso suele ser seguida de quimioterapia o radioterapia [27].

Para cualquiera de ambos casos, entre las cirugías pulmonares más comunes encontramos las siguientes [27]:

- Segmentectomía: extirpación parcial del lóbulo.
- Lobectomía: extirpación completa del lóbulo que contiene el tumor.

- Neumonectomía: extracción completa del pulmón.

2.3.2 RADIOTERAPIA

La radioterapia es, junto con la cirugía y la quimioterapia, una de las tres armas terapéuticas principales en la lucha contra el cáncer. En la actualidad, aproximadamente la mitad de los pacientes diagnosticados con tumores malignos son sometidos a un tratamiento radioterápico, solo o en combinación con otro tipo de tratamiento. El enorme desarrollo tecnológico que ha experimentado la radioterapia en las últimas décadas ha venido guiado precisamente por el objetivo de adecuar cada vez con más precisión la distribución de dosis al volumen del tumor [28].

En radioterapia existen dos modalidades de tratamiento diferentes: la radioterapia externa y la braquiterapia, las cuales se explican a continuación.

2.3.2.1 BRAQUITERAPIA

Se conoce como braquiterapia la utilización de fuentes radiactivas que se colocan en contacto directo con la piel del paciente, insertadas en tejidos o en cavidades del paciente. La principal ventaja que presenta el uso de este tipo de tratamiento frente a otros es la rápida caída de dosis en función de la distancia a la fuente. Esto se debe a que la fuente se suele insertar directamente en la zona tumoral, lo cual hace que los tejidos sanos que rodean al tumor reciban una dosis pequeña y bastante menor que la recibida con otros tipos de tratamientos, como por ejemplo la radioterapia externa, la cual será explicada posteriormente [28].

Generalmente, se emplean dosis de alta tasa o de baja tasa. La diferencia entre ambas radica en el tiempo de duración de cada una de ellas: la irradiación de un tratamiento de baja tasa puede durar uno o más días, es decir, la dosis no resulta muy alta pero el tiempo sí; mientras que los tratamientos de alta tasa, al irradiar una cantidad de dosis mayor, suelen durar del orden de unos pocos minutos. Se suele emplear Iridio 192 como fuente radiactiva, el cual tiene un periodo de semidesintegración de 74 días [29].

Por otro lado, a la hora de tratar el paciente que padece de cáncer con braquiterapia, se pueden emplear tres tipos de técnicas en función de la localización de la fuente de radiación:

- Intersticial: el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a tratar.
- Intraluminal: una o varias fuentes lineales contenidas en sus correspondientes aplicadores se insertan en cavidades naturales o lumina.
- Intracavitaria: el material radiactivo queda colocado en el interior de las cavidades del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar.

En función del volumen de tratamiento se realiza una dosimetría clínica que determina en cada uno de los catéteres que constituyen el implante, las posiciones en que debe de pararse la fuente y el tiempo de parada en cada posición.

Una vez aprobada la dosimetría clínica, toda la información de los catéteres es transmitida a una unidad de control del equipo, tal y como la que se puede apreciar en la *Figura 9*, situada en una

habitación independiente de la sala donde se irradiará al paciente, la cual se encuentra altamente blindada y requiere de una alta seguridad para acceder a ella (llaves, contraseñas...) [28].



Figura 9. Equipo de la marca Bravos empleado en braquiterapia [30].

2.3.2.2 RADIOTERAPIA EXTERNA

Definiremos radioterapia externa como aquella parte de la terapia con radiaciones ionizantes en la que la fuente radiactiva o el equipo generador de radiaciones ionizantes están situados en el exterior del paciente. Este tipo de tratamiento es en el que se centrará principalmente este Trabajo Fin de Grado. Entre los equipos de radioterapia externa empleados en la unidad de oncología y radioterapia hospitalaria, encontramos los aceleradores lineales de electrones, y los equipos de rayos X de energía baja y media [31].

Los equipos denominados aceleradores lineales que se emplean no sólo para tratar el cáncer pulmonar, sino también para otros tipos de tumores o patologías, pueden ser de dos tipos: monoenergéticos y multienergéticos. Hoy en día cada vez se utilizan energías más bajas en aceleradores lineales monoenergéticos (energías de 6MV, por ejemplo) para acceder a tumores profundos, ya que se ha conseguido un gran avance y una gran precisión en las máquinas que suministran la dosis. Un tipo de acelerador lineal empleado en este caso es el conocido como *True Beam*, de entre los más comunes dada su alta precisión a la hora de tratar tumores de tamaño pequeño (ver *Figura 10*).



Figura 10. Acelerador lineal TrueBeam de Varian empleado en radioterapia externa [32].

Para poder aplicar correctamente el tratamiento de radioterapia al paciente con el tumor pulmonar, primero se deben seguir una serie de pasos en la Unidad de Radiofísica y Radioterapia:

- Simulación: en primer lugar, se debe someter al paciente a una prueba de Tomografía Axial Computerizada (TAC) con un equipo como el que se muestra en la *Figura 11*. La función de este primer paso es encontrar la localización concreta del tumor en el pulmón, así como para decidir la posición que el paciente deberá tener a lo largo de todo el tratamiento. En otras

palabras, es necesario realizarles un TAC en las mismas posiciones o coordenadas de posicionamiento e inmovilización con las que van a ser tratados a lo largo de todo el proceso.



Figura 11. Simulador para realizar TAC de Siemens [33].

Así mismo, si fuera necesario, en este primer paso también se pueden fabricar distintas máscaras o soportes con unos materiales moldeables que faciliten el mantenimiento de la postura del paciente a lo largo de todo el proceso.

- Fusión de las imágenes: una vez obtenidas las imágenes en el simulador (generalmente serán TACs), se lleva a cabo una reconstrucción y combinación de éstas junto con otras posibles imágenes médicas que tenga el paciente correspondiente al cáncer en cuestión. Dentro de estas imágenes podemos encontrar un PET (tomografía de emisión de positrones) o RM (resonancia magnética).
- Delimitación de la ROI (region of interest): este paso consiste en pintar los órganos de riesgo, los tejidos adyacentes sanos que no interesa irradiar y el volumen y contorno del tumor con la finalidad de ajustar la dosis radioterápica al máximo.
- Planificación del tratamiento: se realizan unos cálculos concretos del paciente en cuestión teniendo en cuenta las delimitaciones halladas previamente en nuestra imagen. El radiofísico, con una posterior aprobación por parte del médico oncólogo, debe decidir los campos de radiación necesarios, viendo también el tipo de radiación y dosis que se emplea.
- Verificación de los datos: este paso es crucial ya que es el previo al comienzo del tratamiento del tumor pulmonar. Se debe verificar que todo ha sido pintado, calculado y diseñado correctamente y se comprueba que la dosis planificada coincide con la administrada por el acelerador lineal. Se hace una calibración diaria de la máquina, donde se verifica la correcta calibración de la dosis de la misma, y otros parámetros característicos del haz de radiación.

Cabe destacar, que el método de tratamiento de las imágenes obtenidas a lo largo del proceso más comúnmente empleado en este tipo de tumores es la radioterapia guiada por la imagen (IGRT). Se trata de es una técnica basada en la utilización de imágenes durante la radioterapia con la finalidad de ajustar la precisión de la dosis que se va a emplear durante el tratamiento. La radioterapia guiada por la imagen permite definir con mayor exactitud los tratamientos en zonas que presenten un

movimiento involuntario, tal como el caso de los tumores en los pulmones. Para que el tratamiento en cuestión sea lo más adecuado posible, es siempre necesario verificar que el paciente se posiciona igual que el día que se realizó el TAC de simulación con el que se calculó la dosis a irradiar a lo largo de las distintas sesiones que constituyen el tratamiento. De esta manera, la radioterapia guiada por la imagen nos permite comparar las imágenes obtenidas durante la sesión con aquellas de referencia, es decir, las del TAC, y así poder cambiar el posicionamiento del paciente o ajustar la dirección de propagación de la dosis [34]. El software del acelerador tiene un sistema de registro de imágenes automático y, mediante la supervisión de las imágenes, ya sea por el Oncólogo Radioterapeuta (OR) o por el Técnico Especialista en Radioterapia (TER), se determinan en las coordenadas longitudinal, transversal y vertical las diferencias de posición entre la simulación y el tratamiento para realizar los ajustes correspondientes.

Finalmente, una vez llevados a cabos todos estos procedimientos, se comienza con el tratamiento radioterápico.

2.3.3 QUIMIOTERAPIA

La quimioterapia consiste en un tipo de tratamiento con medicamentos que pueden ser ingeridos de manera oral o inyectados directamente en vena. Estos medicamentos llegan en este caso hasta el tumor en cuestión a través del torrente sanguíneo. Dependiendo del tipo de cáncer de pulmón, el tratamiento quimioterápico será de una manera u otra [35]:

- Para cáncer de pulmón no microcítico: no es estrictamente necesario para todos los pacientes sufriendo este tipo de cáncer recibir este tratamiento, pero puede ser recomendable según el estado de la enfermedad en el paciente de manera particular.
- Para cáncer de pulmón microcítico: se suele emplear la quimioterapia cuando el momento del descubrimiento del cáncer es un punto avanzado de la enfermedad, por lo que una simple radioterapia o un proceso quirúrgico no serían suficientes para acabar con él. Generalmente se puede administrar en conjunto con radioterapia, lo que se conoce como quimio radiación.

2.3.4 TERAPIA MOLECULAR DIRIGIDA

Este tipo de tratamiento se basa en las mutaciones genómicas que propician la aparición de tumores, más concretamente, en las mutaciones genómicas del cáncer pulmonar. Se emplean medicamentos o sustancias específicas dirigidas a moléculas que intervienen en el desarrollo cancerígeno de un grupo de células.

La principal diferencia entre esta terapia y la quimioterapia es el punto de inhibición. En la terapia molecular dirigida, se inhiben las vías de proliferación maligna fuera del núcleo, mientras que, en quimioterapia, se inhiben directamente en el núcleo [6].

3. DESARROLLO

3.1. COMPONENTES DEL MANIQUÍ TORÁCICO

Una vez entendido el origen del cáncer de pulmón, las distintas opciones que existen actualmente para su tratamiento y las mejoras que se buscan alcanzar concretamente en el ámbito de la radioterapia, se procede a diseñar un maniquí torácico que cumpla con las necesidades mencionadas anteriormente.

3.1.1 ESTRUCTURA: COMPONENTES MECÁNICOS

La estructura y los componentes que constituyen el maniquí juegan un papel fundamental, ya que es necesario que todos ellos cumplan con los requerimientos clínicos en todos los sentidos.

En primer lugar, la estructura no puede estar formada por ningún componente metálico, ya que este material provoca una variación en la dosis recibida; en concreto, puede producir un efecto de aumento dosimétrico, por lo que afectaría al tratamiento por completo [36]. Así mismo, los metales también pueden verse atraídos a la maquinaria empleada durante las sesiones, como puede ser el acelerador lineal, por lo que también podría llegar a producir daños en el paciente.

Por otro lado, otro factor que se debe tener en cuenta para el diseño de la estructura es que tanto los componentes mecánicos como el recubrimiento externo deben facilitar los movimientos implementados por el maniquí: el desplazamiento SI y AP de los pulmones a lo largo de los ciclos respiratorios del mismo. Tal y como se ha mencionado previamente, la principal finalidad de esto es mejorar la planificación y verificación dosimétrica de pacientes con cáncer pulmonar, así como presentar avances en el campo de los tumores con movilidad y los *phantoms* de movimientos respiratorios.

Por lo tanto, tras hacer un estudio de las distintas opciones disponibles en el mercado para la carcasa exterior, se llega a la conclusión de que uno de los maniquís más adecuados para el desarrollo de este Trabajo Fin de Grado es el maniquí comercial de maniobras RCP. Concretamente, se selecciona el Maniquí RCP-AED Adulto Prestan (ver *Figura 12*). Esta estructura permite simular la respiración correctamente y cumple con las características requeridas, teniendo una densidad agua (1 g/cm^3) que se encuentra dentro del rango estipulado para los tejidos blandos humanos [37]. Se decide emplear el modelo de adultos pese a existir también uno para niños, ya que la finalidad de este estudio puede llegar a tener un mayor impacto en personas adultas y de avanzada edad dado que son los que mayoritariamente padecen esta enfermedad. Según la Sociedad Española de Oncología Médica, la mayoría de las personas diagnosticadas con cáncer pulmonar tienen una edad de 65 años o incluso más, siendo el número de personas menores de 45 que padecen esta enfermedad mucho menor [2].



Figura 12. Maniquí RCP-AED Adulto Prestan [37].

De esta manera, una vez seleccionada la carcasa exterior se procede a mejorar las piezas mecánicas diseñadas para cumplir con los objetivos y conseguir unos movimientos respiratorios fluidos y específicos. Al hacer esto se debe tener en cuenta la principal finalidad de la estructura mecánica: conseguir aplicar la presión adecuada sobre los pulmones de tal manera que se simule correctamente el desplazamiento de estos durante el ciclo respiratorio. Para ello, se va a reproducir un movimiento de los pulmones en el sentido AP correspondiente al eje transversal y otro el SI correspondiente al eje longitudinal, tal y como se ha explicado previamente.

El programa de diseño 3D que se ha empleado para llevar a cabo todos los diseños valorados a lo largo de este Trabajo Fin de Grado es la versión Autodesk de Tinkercad^{RM}. Se trata de un software con diversas funcionalidades, entre las que se encuentra el diseño online 3D.

Así mismo, en lo referente a la impresión de las piezas que se explicarán a continuación, cabe destacar que se ha hecho uso de la impresora Prusa I3 (ver *Figura 13*). Esta impresora permite obtener piezas de tamaños variados con una gran precisión, desde muy pequeñas hasta más grandes, impresas con un hilo extrusor que en este caso es de PLA (ácido poliláctico). Funciona con un lenguaje conocido como *G-Code* y *M-Code*, siendo las instrucciones G las de ejecución que indican los pasos a llevar a cabo, y las M las de máquina [38].

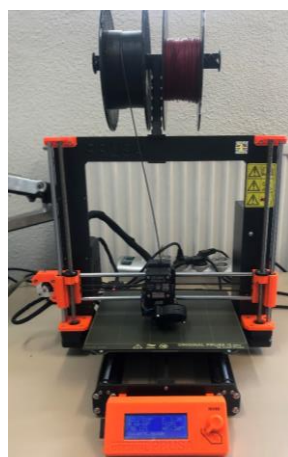


Figura 13. Impresora 3D modelo Prusa I3.

Para las piezas de este Trabajo Fin de Grado, se establece que los bordes de cada capa de impresión sean de 0,2mm. De esta manera se proporciona una gran precisión, ya que este dispositivo es capaz de trabajar con una resolución de hasta 0,1mm. Por último, se puede elegir tanto el relleno como la velocidad de impresión, habiendo variado los valores de estos dos parámetros en el Trabajo Fin de Grado dependiendo de la pieza que se imprime y sus funciones a cumplir.

A la hora de decidir los componentes mecánicos del maniquí, se valoran todos los movimientos y funcionalidades que se desean implementar.

En un principio, se estudia la idea de diseñar una nueva y única pieza para producir el movimiento pulmonar con el objetivo de optimizar la electrónica del prototipo. Esta pieza consta de dos principales componentes: una terminación encargada de generar el desplazamiento SI y una plataforma encargada de producir el movimiento AP, la cual se desplaza sobre unas guías ancladas al soporte sobre el que se trabaja. Se valora en este caso que ambos movimientos estén controlados por un solo motor, de tal manera que con el movimiento de la parte de la pieza encargada del desplazamiento AP, se produzca también el movimiento que simula la presión ejercida por el diafragma, es decir, el SI (ver *Figura 14*).

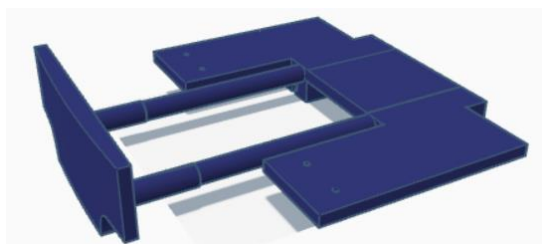


Figura 14. Diseño 3D de la pieza para el movimiento AP y SI.

Finalmente, tras realizar el diseño 3D de esta nueva pieza y estudiar su comportamiento, se descarta su uso. Se llega a la conclusión de que, aunque se consiga optimizar la parte electrónica del maniquí, solo se va a poder indicar al motor unas posiciones relativas a los desplazamientos bien AP o bien SI, pero no ambos, de tal manera que uno de los dos ejes no estaría generando su propio desplazamiento. Por esto y dado que es de mayor importancia conseguir reproducir ambos movimientos con sus propios datos, se descarta la incorporación de esta pieza al prototipo.

De este modo, se llega a la conclusión de que la distribución mecánica que va a simular los desplazamientos de manera independiente va a ser aquella que incorpore una pieza para el movimiento SI y otra para el AP. Se decide utilizar por un lado una estructura que va a tener como principal función comprimir los pulmones para reproducir el desplazamiento SI de los mismos. Por otro lado, se utiliza también otra pieza cuya finalidad va a ser elevar unos pocos centímetros estos órganos. Con esta elevación se simula adecuadamente el desplazamiento AP que se produce en los pulmones durante la respiración humana.

Para conseguir el desplazamiento SI de los pulmones, se diseña la *Figura 15*. Entre los componentes que van a formar parte de este complejo SI, se tiene una primera estructura que cumple la función de compresión simulando al diafragma. El diseño de esta pieza del que se dispone en un primer momento tiene una base que produce un pequeño rozamiento con otros componentes del maniquí, afectando así al movimiento SI final. Teniendo esto en cuenta, se modifica dicha base de tal manera que con la nueva forma se evite ese rozamiento, pero al mismo tiempo se tenga la superficie necesaria para situar los soportes de los cilindros que se unirán al conjunto a la altura requerida. Estas variaciones implican introducir unas hendiduras de forma cilíndrica en las esquinas inferiores de modo que la pieza no ejerza presión innecesaria sobre las tiras de plástico de la plataforma AP, la cual se explicará posteriormente. Así mismo, esta pieza se encuentra unida a una plataforma de movimiento mediante unos cilindros. Se decide que el material empleado para estos cilindros sea la madera, ya que esto permite manipular la longitud de los mismos de una manera más sencilla. Tal y como se puede apreciar en la *Figura 15*, la plataforma encargada del movimiento SI tiene dos orificios en la cara que se dispone

de frente al maniquí por los que se unen los cilindros que la conectan con la pieza correspondiente al diafragma. Además, esta pieza dispone de dos zonas huecas en la cara inferior por las que se unirá a unas guías sobre las que se deslizará según el movimiento del motor. Por último en lo referente al conjunto encargado del movimiento SI, se incluyen dos cilindros situados verticalmente en paralelo en la cara inferior. La finalidad de estos es actuar como soporte o zona de enganche para la correa que, movida por el motor, tirará de esta plataforma produciendo en consecuencia el movimiento que simula el diafragma y la compresión de los pulmones adecuada.

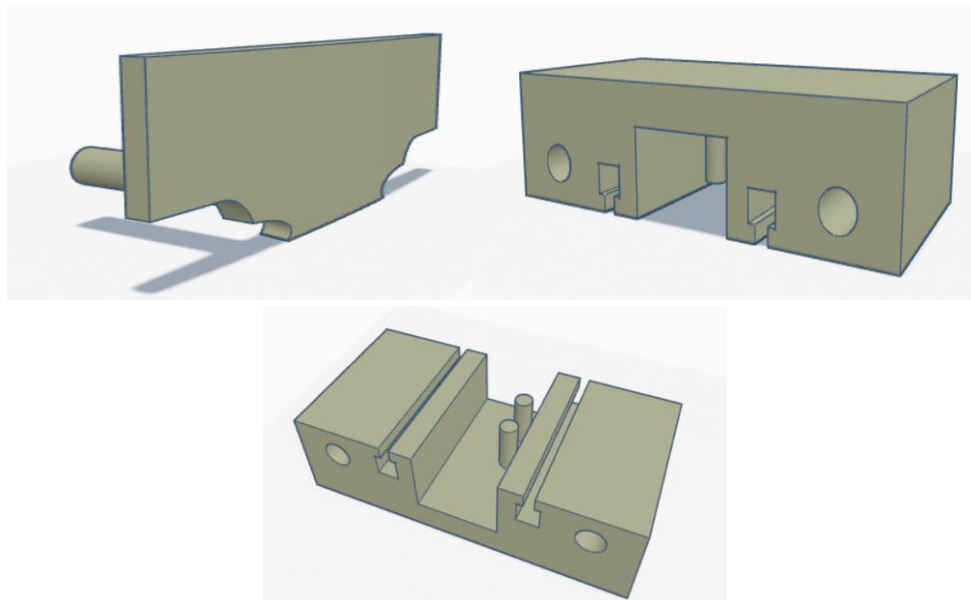


Figura 15. Diseño 3D de los componentes que forman la pieza encargada del movimiento SI.

Por otro lado, tal y como se ha razonado previamente, se dispone también de una plataforma que se va a encargar de simular el movimiento AP de los pulmones (ver *Figura 16*). Al igual que la plataforma SI, el diseño de esta pieza consta de unas zonas huecas que van a permitir el deslizamiento sobre unas guías y de dos cilindros en la cara inferior, tal y como se puede apreciar en la *Figura 16*. De la misma manera que en la pieza desarrollada previamente, los cilindros cumplen la función de actuar como puntos de sujeción para la correa. Gracias a la acción del motor, la correa provocará el desplazamiento de esta pieza sobre las guías y, de este modo, se verá reproducido el movimiento AP. Así mismo, se incluyen dos guías sobre la superficie de la pieza sobre las que deslizará la plataforma SI. Por último en lo referente a esta pieza, se incluyen unas superficies en los extremos a las que se unen unas tiras de plástico que, gracias al movimiento de esta plataforma, se encargan de conseguir la correspondiente elevación de los pulmones.

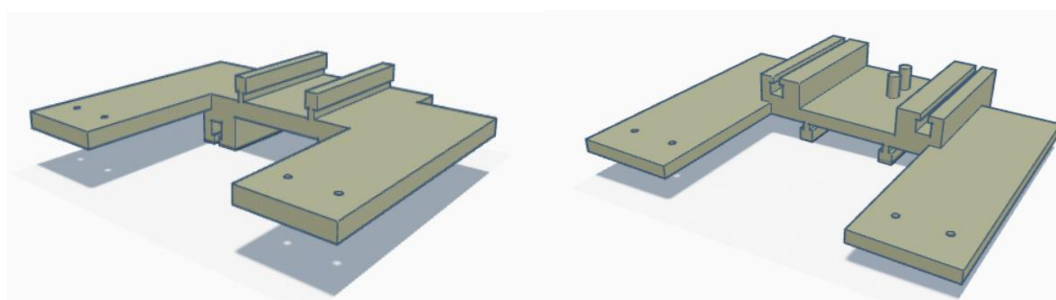


Figura 16. Diseño 3D de la plataforma encargada del movimiento AP.

Teniendo en cuenta los soportes de los motores de los que se dispone en un primer momento y la facilidad de montaje del maniquí, el siguiente estudio que se lleva a cabo en el proceso de estructuración de los componentes mecánicos es el diseño de nuevos soportes. El principal objetivo es generar unas piezas que faciliten la disposición y unión de los motores a las placas que van a producir los movimientos buscados. Se analiza la posibilidad de tener dos soportes independientes alineados horizontalmente, uno para el motor ligado a la plataforma AP y otro para el motor relativo al conjunto de movimiento SI (ver *Figura 17*). Por lo tanto, teniendo en cuenta que en un primer momento se procede con la idea de tener dos nuevos soportes de motores alineados horizontalmente, es necesario replantear la estructura de las plataformas de movimiento. Se observa que, para poder disponer de estos soportes en paralelo, uno de los pares de cilindros de sujeción de la pieza SI o bien de la pieza AP se debe encontrar en el lado opuesto que la otra plataforma. Siguiendo esta distribución, se decide volver a imprimir en 3D la plataforma AP, pero modificando su diseño. En este caso, se realiza un cambio de tal manera que los cilindros de sujeción en la superficie inferior se encuentren en el lado contrario. Es decir, en el diseño original se sitúan en el lado izquierdo de la superficie inferior mirándolo desde el plano frontal, al igual que en la pieza SI, y en este nuevo diseño se ubican en el derecho. De este modo, se diseñan los nuevos soportes junto con la nueva plataforma AP (ver *Figura 18*).

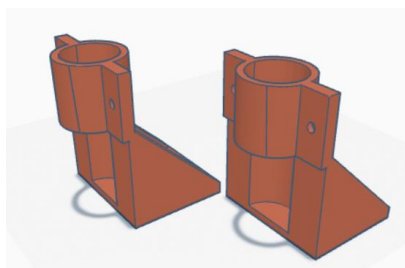


Figura 17. Diseño 3D de los soportes para los motores.

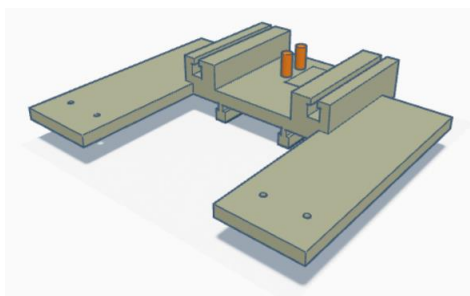


Figura 18. Vista del plano inferior del diseño 3D de la nueva plataforma AP.

La estructura mecánica de este prototipo también consta de una pieza por la que pasan las correas encargadas de mover las dos plataformas. Esta pieza tiene, el principal objetivo de, en cierto modo, conseguir cerrar el circuito y así generar los respectivos movimientos (ver *Figura 19*). En cuanto a esta estructura concreta se refiere, se decide continuar con el diseño implementado anteriormente ya que

cumple adecuadamente con su principal función. Cabe destacar que dispone de dos huecos en los que se van a situar unas poleas que permitirán el movimiento de las correas.

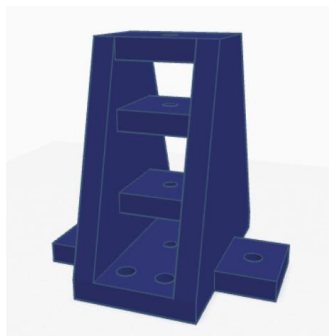


Figura 19. Diseño 3D de la pieza de sujeción de las poleas.

Por último en lo referente al diseño e impresión de los componentes que forman parte de la estructura mecánica de este prototipo, se diseñan unas nuevas guías de deslizamiento para la plataforma AP con unas dimensiones que permitan un movimiento más fluido de esta plataforma (ver *Figura 20*). En cuanto a las guías para la pieza encargada del movimiento SI, se mantienen las que se implementan en la cara superior de la plataforma AP.

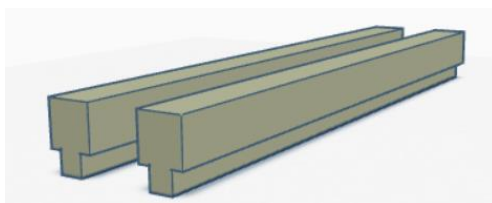


Figura 20. Diseño 3D de las guías.

Aparte de todas estas piezas diseñadas e impresas en 3D, también se necesitan otros componentes para completar la estructura mecánica del maniquí. Estos son las correas y las poleas dentadas. Tal y como se ha ido explicando hasta este punto, las correas son las que permitirán que se muevan las plataformas una vez se accionen los motores, y las poleas dentadas son los componentes que se incluyen en los dos huecos de la pieza representada en la *Figura 19* que permitirán el desplazamiento de las correas, implementando así el movimiento de polea. Estos componentes se pueden apreciar en la *Figura 21*.

Más concretamente, la correa empleada dispone de dientes redondos de tipo GT2 y es específica para impresora 3D, siendo su ancho de 5mm. Las poleas por otro lado tienen un diámetro de 13mm y también tienen una composición dentada, lo que permite el deslizamiento de la correa.



Figura 21. Correa de distribución de dientes redondos de goma negra para impresora 3D [39] y polea.

3.1.2 ESTRUCTURA: COMPONENTES ELECTRÓNICOS

Una vez desarrollada la estructura mecánica del maniquí, se procede con los pasos necesarios para conseguir la simulación de los ciclos respiratorios humanos y así generar los desplazamientos correspondientes de los pulmones.

Para ello, se emplean dos motores reductores CC (corriente continua) del fabricante Pololu, utilizando uno de ellos para generar el movimiento AP y el otro para generar el movimiento SI (ver *Figura 22*). Este es un tipo de motor reductor que consta de una alta potencia (12V) de corriente continua, combinado con una caja de cambios de una determinada reductora (según el que se use), y con un codificador en cuadratura de 48 CPR (ciclos por revolución) integrado en el eje del motor [40]. Dependiendo de la reductora que se utilice, el motor proporciona un número de cuentas determinado por revolución del eje de salida de la caja de cambios. Por ejemplo, si se trabaja con una reductora de 9,68:1 se obtendrán 464,64 CPR; si se hace con una de 34:1, el número de CPR será 1632; y, si la reductora empleada es de 75:1 se obtendrán aproximadamente 3600 CPR. Estas tres reductoras mencionadas son aquellas con las que se llevan a cabo las distintas pruebas de movimiento a lo largo de este Trabajo Fin de Grado con la finalidad de ver cuál se ajusta de una manera más adecuada a las necesidades analizando la potencia y velocidades deseadas. El motor reductor de estos componentes electrónicos es cilíndrico, teniendo un diámetro de 25mm aproximadamente y con un eje de salida en forma de D con un diámetro de 4mm que se extiende 12,5 mm desde la placa frontal de la caja de cambios [40].



Figura 22. Motorreductor Pololu [40].

Tal y como se ha mencionado previamente, este motor también consta de un codificador, el cual proporciona una resolución de 48 CPR. Esta estructura tiene 6 cables codificados según un color cada uno (ver *Figura 23*). Estos 6 cables cumplen con las funciones que se detallan en la *Tabla 1*.



Figura 23. Cables del codificador del motor [40].

CABLES DEL CODIFICADOR	FUNCIONES
Amarillo	Entrada A del codificador
Blanco	Entrada b del codificador

Azul	Vcc del codificador
Verde	GND del codificador
Rojo	Terminal positivo del motor (+)
Negro	Terminal negativo del motor (-)

Tabla 1. Funciones de los cables del codificador según sus colores.

Así mismo, con el codificador también se diseña un circuito denominado Puente en H (H-Bridge), lo que da la posibilidad de invertir la polaridad de la tensión en la entrada del motor. Las salidas A y B generan unas ondas cuadradas desfasadas 90° entre sí, lo cual permite ver la velocidad del motor según sea la frecuencia de dichas transiciones. Con este tipo de circuito y teniendo en cuenta las salidas, se va a poder controlar el sentido de giro de los motores, obteniendo así dos sentidos: directo e indirecto. Si la tensión sigue el sentido positivo, se generará lo que se conoce como directa, mientras que, si sigue el negativo, se generará corriente inversa, tal y como se aprecia en la *Figura 24* [41].

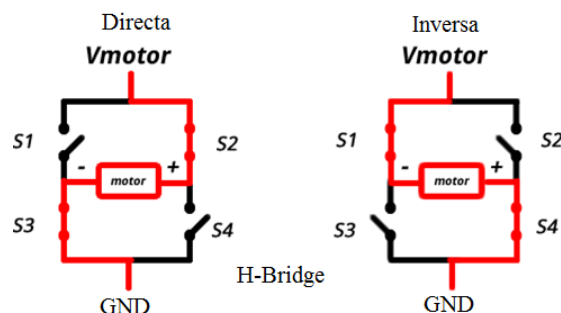


Figura 24. Puente en H [41].

Para este Trabajo Fin de Grado se han realizado las pertinentes pruebas para hallar el motor con la reductora adecuada que interesa utilizar. Estas pruebas han consistido principalmente en mandar información a los motores de tal manera que generasen una función sinusoidal, en otras palabras, oscilaciones a distintas velocidades. Según su tiempo de respuesta, potencia, velocidad en el movimiento y capacidad para reproducir la función indicada se han valorado o desestimado los motores probados. Tras llevar a cabo este proceso, se decide emplear un motor con una reductora de 9,68:1 para implementar el movimiento SI y otro con una reductora de 34:1 para el motor correspondiente al movimiento AP, ya que en un principio ambos cumplen con los requisitos. Puesto que el principal problema viene dado por el desplazamiento AP, se valora también la posibilidad de utilizar un motor con reductora de 75:1 para dicho movimiento, pero en un primer momento se decide hacer el montaje con el de 34:1 dado que ese tipo de motor ya presenta una reductora mayor que la que se había probado anteriormente y, en un principio, logra los objetivos deseados. Se han ejecutado también pruebas con motores con una reductora mayor de 75:1 para conseguir los desplazamientos pulmonares correspondientes al eje AP, pero pese a proporcionar mayor potencia, no aportan la velocidad de movimiento suficiente.

Otro elemento electrónico fundamental en este Trabajo Fin de Grado es el microcontrolador que se emplea para configurar y controlar los motores. Se ha utilizado la placa Arduino Due con un Atmel SAMRX8E ARM Cortex-M3 como la que se muestra en la *Figura 25*. Esta se trata de la primera placa

Arduino basada en un microcontrolador de núcleo ARM de 32 bits. Consta de 54 pines de entrada/salida digital, de entre los cuales 12 de ellos se pueden emplear como salidas PWM. También incluye 12 entradas analógicas, 4 UART (puertos seriales de hardware), 2 DAC (digital a analógico), una conexión compatible con USB OTG y un reloj de 84Mhz, entre otros. Una de las principales características a la vez que diferencias de este tipo de placas con respecto a otras, es que la placa Arduino Due funciona a 3,3 V. Esto quiere decir que la máxima tensión que aceptan tanto los pines de entrada como de salida es de 3,3 V. Una tensión superior a esta podría provocar daños en el microcontrolador [42].



Figura 25. Placa Arduino Due [42].

En cuanto a los componentes electrónicos que se utilizan en el montaje completo del maniquí torácico se refiere, también se utiliza la etapa de potencia. En este caso se emplea el X-NUCLEO-IHM04A1, el cual se trata de una placa de expansión de accionamiento de motor de corriente continua de escobilla doble basado en un controlador de puente completo dual DMOS. Esta pieza va a permitir impulsar los motores con la corriente que requieren (ver Figura 26). Su rango de tensión va desde los 8V hasta los 50V como máximo [43].

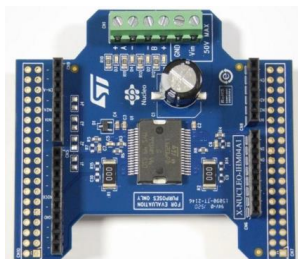


Figura 26. Etapa de potencia de tipo X-NUCLEO-IHM04A1[43].

De esta manera, el esquema de conexiones de los dos motores, la placa Arduino y la etapa de potencia es el siguiente:

MOTOR SI		MOTOR AP	
Entrada A del codificador	Pin 3	Entrada A del codificador	Pin 10
Entrada B del codificador	Pin 7	Entrada B del codificador	Pin 11
Vcc del codificador	5V	Vcc del codificador	5V
GND del codificador	GND	GND del codificador	GND
Terminal + del motor	A+	Terminal + del motor	B+

Terminal - del motor	A-	Terminal - del motor	B-
IN1A	Pin 34	IN1B	Pin 39
IN2A	Pin 37	IN2B	Pin 41

Tabla 2. Pines de conexión de los componentes electrónicos.

Por último, también se requiere del uso de un botón pulsador, el cual se emplea para determinar el modo de frecuencia a la que se moverá el maniquí torácico, implementación que se explicará posteriormente (ver *Figura 27*).



Figura 27. Botón pulsador [44].

3.1.3 MONTAJE

Una vez impresas todas las figuras necesarias para simular el movimiento respiratorio del maniquí y estudiados todos los componentes electrónicos y sus respectivas conexiones, se procede a ensamblar todos los componentes y montar el prototipo.

Al maniquí se le añaden las figuras impresas en 3D, utilizando la nueva plataforma AP con los cilindros de sujeción desplazados y los nuevos soportes de motores individuales. Así mismo, se llevan a cabo diversas pruebas con los posibles plásticos a utilizar para adjuntar a la plataforma AP. Se estudia que estos plásticos presenten la suficiente ductilidad y flexibilidad como para deformarse cuando se activa el movimiento de los motores, pero que al mismo tiempo tengan la rigidez suficiente para elevar los pulmones. Tras hacer varias pruebas, se decide utilizar como plástico aquel que se emplea para la fabricación de las almohadillas de escritorio [45]. Se cortan unas tiras de 42cm de largo por 5cm de ancho, utilizando dos pares de tiras para cada extremo de la plataforma. A raíz de realizar los ensayos correspondientes para analizar la resistencia a la fuerza y la ductilidad de los mismos, se comprueba que el levantamiento óptimo de los pulmones se consigue adhiriendo cada par de tiras únicamente en los extremos finales y no a lo largo de todas ellas. Cabe destacar también que se añaden unos tornillos de plástico en la zona de los hombros del maniquí a una distancia estudiada de 2,5cm para los centrales y 2cm para los laterales. Las pruebas que se han realizado para obtener estas distancias han consistido en ejecutar el movimiento que realizará el maniquí para comprobar el punto exacto en el que las tiras se flexionan lo suficiente como para levantar los pulmones sin ejercer una resistencia a la tensión del motor. Es decir, se ha verificado que a las distancias a las que se han situado los tornillos, el motor AP es capaz de ejercer la fuerza suficiente para doblar los plásticos sin atascarse, ya que, por ejemplo, se ha visto que si se colocan a una distancia mayor, el motor no consigue doblarlas lo suficiente al ejercer estas una resistencia mayor. Por otro lado, si se ubican a una distancia menor, no se doblan en el momento del ciclo que se requiere para producir el levantamiento pulmonar. De este modo, la función principal de estos tornillos de plástico es asegurar que se doblen estas tiras y eleven los pulmones adecuadamente.

Finalmente, en la *Figura 28* se muestra el resultado final de este montaje:

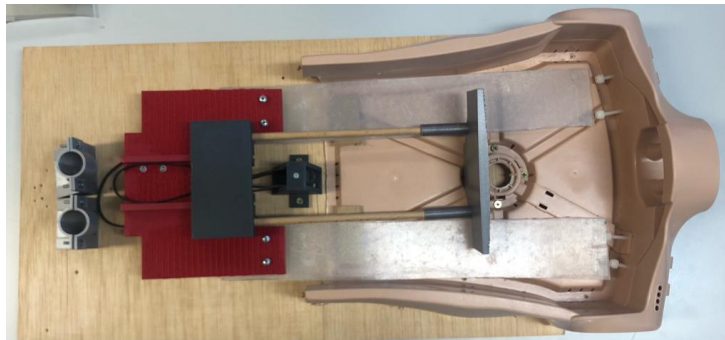


Figura 28. Primera versión del montaje del maniquí torácico.

Una vez realizado este montaje, dispuestas todas las piezas en conjunto y llevadas a cabo las correspondientes pruebas, se llega a la conclusión de que la disposición de los soportes de los motores no es la idónea. Pese a que presentan una accesibilidad más sencilla a la hora del montaje, las correas pierden no solo tensión sino también capacidad de movimiento al no encontrarse directamente rectas a lo largo de todo el recorrido. Por lo tanto, se decide cambiar el soporte de los motores tras este primer montaje al mostrado en la *Figura 29*. En esta pieza, los soportes se encuentran unidos entre sí y alineados verticalmente con respecto al maniquí eliminando los problemas que se observan a partir de la disposición final anterior. Este soporte consigue que la correa que pasa por la plataforma SI, la cual se encuentra elevada sobre la plataforma AP, llegue a una altura y distancia idónea a su correspondiente motor. El motor AP va a ser sujetado por esta pieza a una altura menor, cumpliendo también con lo mencionado previamente.

Así, se descarta el uso de la plataforma AP con los cilindros de sujeción situados en la zona derecha y se decide utilizar la plataforma AP mostrada en la *Figura 16*.

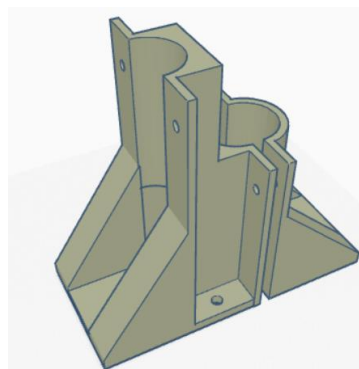


Figura 29. Diseño 3D de soporte de los dos motores.

De esta manera, tras realizar estas modificaciones, se procede con el segundo montaje, resultando en este caso una configuración final mostrada en la *Figura 30*:

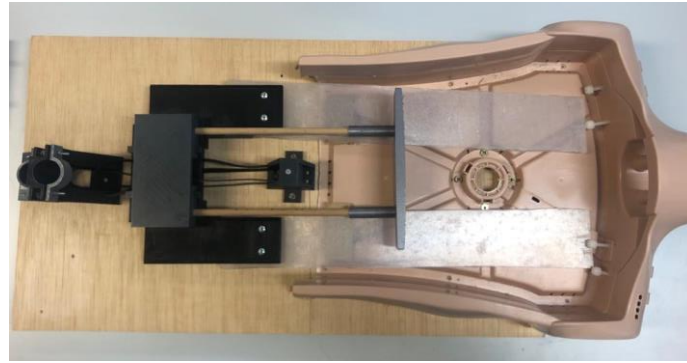


Figura 30. Montaje final del maniquí.

3.2. MOVIMIENTO DEL MANIQUÍ TORÁCICO

3.2.1 OBTENCIÓN DE LAS CURVAS SEGÚN LA FRECUENCIA RESPIRATORIA

Para conseguir el movimiento adecuado del maniquí primero se necesitan obtener las curvas que van a marcar la posición del motor en cada instante a lo largo del ciclo respiratorio. Con la finalidad de que los movimientos del motor reproduzcan los desplazamientos de la manera más precisa y realista posible, se han tomado datos reales de los ciclos respiratorios de pacientes con cáncer de pulmón del Hospital Universitario Puerta de Hierro para hallar estas curvas.

En primer lugar, las señales a partir de las cuales se han obtenido los valores se han registrado con el sistema implantado en la unidad de radioterapia del hospital, el *Real-Time Position Management (RPM)* de *Varian* en el TC de simulación [12]. El procedimiento seguido para el registro de datos consiste en la colocación de una caja con dos marcadores encima de la zona torácica del paciente. Una vez hecho esto, se mide la curva de variación de posición de la caja en el eje anteroposterior mediante infrarrojos con una cámara situada a los pies de la mesa donde se realiza la prueba. Los movimientos de la caja reflejarán los movimientos del tumor. Cada ciclo respiratorio se divide en intervalos discretos que se activan en una amplitud o fase definida dentro del movimiento de respiración del paciente, estableciéndose un límite para la amplitud máxima y mínima [12] (ver *Figura 31*).

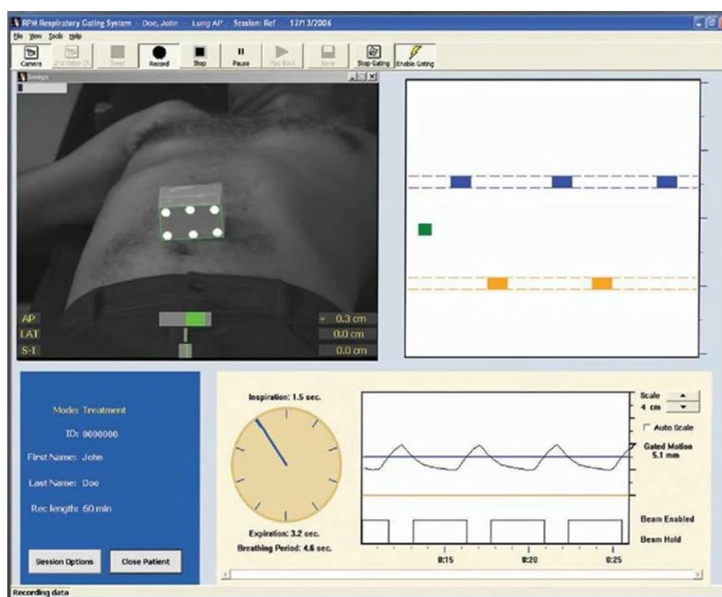


Figura 31. Toma de datos mediante sistema RPM [46].

Cabe destacar que el RPM se utiliza para los tratamientos de mama en respiración mantenida y para los tratamientos de pulmón 4D donde se tiene en cuenta la fase respiratoria para el tratamiento y el paciente lleva a cabo una respiración libre, siendo este segundo caso de gran interés para este estudio [47].

Una vez registrados los datos, se controlan y se analizan con el sistema *AlignRT*, y cuando se simula el paciente para 4D se generan dos ficheros para cada ciclo que se importan en el sistema denominado *ARIA*. Este es el sistema de registro y verificación de la casa comercial Varian que permite la comunicación con el acelerador lineal.

Para este Trabajo Fin de Grado se han tomado los datos respiratorios de 10 pacientes con cáncer de pulmón, obteniéndose imágenes DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) como la que se muestra en la *Figura 32*, las cuales indican la variación de la amplitud a lo largo de numerosos ciclos respiratorios.

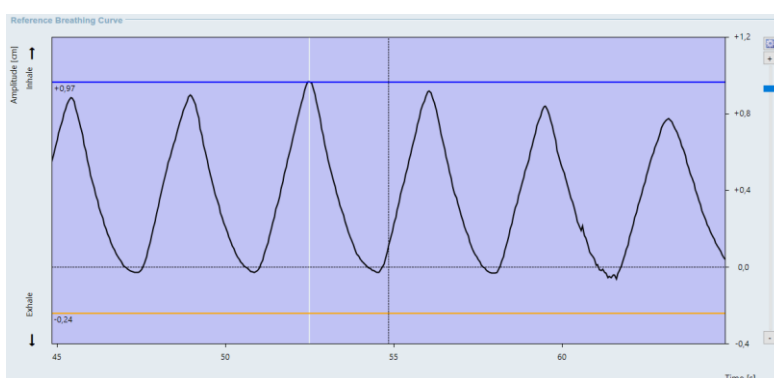


Figura 32. Variación en la amplitud a lo largo de varios ciclos respiratorios.

A partir de estas variaciones de amplitud registradas mediante el sistema explicado previamente, se han extraído unos datos que servirán de referencia para establecer los desplazamientos SI y AP que deben simular los motores en este maniquí. Cabe destacar que el propio sistema de registro y análisis de valores permite hallar de manera directa la variación de los movimientos pulmonares en la dirección AP, así como las frecuencias respiratorias, pero no ofrece un dato directo de los

desplazamientos SI. Por lo tanto, se ha realizado una aproximación de los valores de movimiento pulmonar en la dirección SI a partir de los recogidos por el programa para el eje AP.

En un primer lugar, se han analizado distintas franjas temporales de aproximadamente entre 20 y 25 segundos de duración en los 10 pacientes para estimar la frecuencia respiratoria media de cada uno de ellos y, posteriormente, obtener varios resultados a partir de ellas. Para determinar estas franjas, se ha escogido un período de tiempo en el que la respiración de cada paciente de manera individual es estable y no realiza ninguna inspiración o espiración exagerada. En ocasiones puede ocurrir que la persona tratada produzca respiraciones anormales por diversas causas como puede ser el estado de salud del paciente o incluso por nervios y, por lo tanto, los ciclos respiratorios registrados no sean estables. De esta manera, con el objetivo de evitar estas alteraciones, se ha observado durante varios minutos la respiración de cada paciente estudiado y se han seleccionado las franjas en las que no hubiera variaciones notables. Así, los tiempos de duración (en segundos) de los ciclos respiratorios registrados para cada uno de los 10 pacientes son las que se muestran en la *Tabla 3*:

P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10
49,88	22,64	4,12	44,36	78,28	121,4	59,72	188,12	65,56	38,32
53,12	25,64	6,96	47,24	82,2	126,88	63,92	192,24	69,08	41,88
56,44	29,52	11,08	50,04	85,92	131,88	68,36	196,44	73,32	45,4
59,84	32,92	13,92	53,04	89,8	136,8	73,96	200,24	75,72	48,96
63,28	36,52	16,8	55,76	93,32	141,52	78,12	204,16	79,28	52,44
67,28	40	19,96	58,56	96,72	146,28	83,08	207,92	82,6	56,08
70,64	43	22,8	61,51	100,64	150,88	87,64	212,04	85,8	59,6

Tabla 3. Tiempos de ciclos respiratorios de cada paciente estudiado.

A partir de los resultados obtenidos, se estima que la frecuencia respiratoria media es de 3,7 segundos para un paciente con cáncer de pulmón en estado relajado. Dado que el ciclo respiratorio con menor duración obtenido es un poco inferior a los 2,5 segundos y que el mayor es de 5 segundos, se decide que en este Trabajo Fin de Grado se van a implementar cuatro posibles rangos de frecuencias respiratorias. El maniquí podrá generar unos movimientos u otros en función del rango de frecuencia respiratoria seleccionado. Cada uno de estos rangos o modos tendrá su correspondiente curva de posición de motor y, por lo tanto, su correspondiente desplazamiento pulmonar en las direcciones AP y SI. Un factor importante a la hora de proceder con esta división de rangos se basa en la comprobación que se ha realizado a partir de los valores recogidos. Esta indica que es muy complicado que un paciente tenga exactamente la misma duración de ciclo respiratorio a lo largo de todo el tratamiento, pero sí que es más común que su frecuencia se encuentre dentro de un rango determinado. De este modo, teniendo en cuenta esta conclusión y las frecuencias respiratorias registradas, los cuatro rangos establecidos son los siguientes:

- Frecuencia respiratoria muy alta: 0-2,25 segundos.
- Frecuencia respiratoria alta: 2,25-3,5 segundos.

- Frecuencia respiratoria media: 3,5-4,5 segundos.
- Frecuencia respiratoria baja: 4,5-5 segundos.

Una vez definidos estos cuatro modos o rangos, se procede a analizar el desplazamiento de los pulmones y, por lo tanto, del tumor en cada uno de los casos para así poder hallar las funciones que indicarán la posición de cada motor en cada momento del ciclo.

Tal y como se ha explicado previamente, este estudio se realiza midiendo las variaciones de amplitud recogidas por el sistema RPM gracias a la caja con infrarrojos situada sobre el paciente. Cabe destacar que para los desplazamientos SI no se estiman unos movimientos pulmonares mayores de 5 cm, mientras que, para los AP, el máximo desplazamiento registrado es de 2 cm aproximadamente. Tras obtener los desplazamientos pulmonares en cada punto del ciclo respiratorio para cada uno de los cuatro rangos, se ha de convertir estos datos registrados en unidades de centímetro a radianes. Esto se debe a que el controlador del motor tiene como entrada una posición angular, por lo que resulta necesario realizar dicha conversión. Para ello se utiliza la equivalencia entre desplazamiento lineal y angular:

$$s = \theta \cdot r \quad (1)$$

En la *Ecuación 1*, la s corresponde al desplazamiento lineal en centímetros obtenido a partir del análisis de los pacientes; θ corresponde a la posición angular en radianes que se le indica al motor, y $r = 0,5\text{cm}$ hace referencia al radio de la polea en unidades de centímetros.

También es necesario tener en cuenta la reductora del motor que se va a utilizar, por lo que la ecuación que se emplea para llevar a cabo la conversión de datos en centímetros a posición del motor en radianes es la siguiente:

$$\theta_M = \frac{s}{0,5} \cdot R \quad (2)$$

En la *Ecuación 2*, θ_M corresponde a la posición angular del motor y R a la reductora de la caja de cambios que, tal y como se ha indicado previamente, será de 9,68:1 para el motor SI y de 34:1 para el motor AP.

Por lo tanto, teniendo en cuenta la última ecuación presentada, se realizan los cálculos necesarios para obtener la posición de cada motor en cada momento del ciclo según la frecuencia respiratoria. Para ello, en un primer lugar se realizan los cálculos con los datos reales de pacientes para un motor con una reductora de 9,68:1 para llevar a cabo el desplazamiento de la plataforma SI, y otro con una reductora de 34:1 para aquel correspondiente a la plataforma AP. En las siguientes tablas (*Tabla 4* y *Tabla 5*) se recogen los valores obtenidos para la posición de cada motor según el momento del ciclo en el que se encuentre:

Frecuencia 2,25 seg		Frecuencia 3,5 seg		Frecuencia 4,5 seg		Frecuencia 5 seg	
Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)
0,08	4,518	0,12	6,776	0,16	6,776	0,19	6,776
0,16	11,616	0,21	17,424	0,32	17,424	0,37	17,424
0,21	19,36	0,33	29,04	0,43	29,04	0,5	29,04

0,48	45,174	0,74	67,76	0,96	67,76	1,11	67,76
0,64	58,08	0,99	87,12	1,29	87,12	1,48	87,12
1,04	45,174	1,61	67,76	2,09	67,76	2,41	67,76
1,21	38,72	1,85	58,08	2,41	58,08	2,78	58,08
1,52	19,36	2,34	29,04	3,05	29,04	3,52	29,04
1,61	12,905	2,47	19,36	3,21	19,36	3,71	19,36
1,84	6,454	2,84	9,68	3,7	9,68	4,27	9,68
2,25	0,646	3,46	0,968	4,5	0,968	5,19	0,968
0,72	63,241	1,11	94,864	1,44	94,864	1,67	94,864
0,92	58,08	1,42	87,12	1,85	87,12	2,13	87,12

Tabla 4. Valores de los desplazamientos del motor SI con reductora 9,68:1 para cada una de las frecuencias respiratorias establecidas.

Frecuencia 2,25 seg		Frecuencia 3,5 seg		Frecuencia 4,5 seg		Frecuencia 5 seg	
Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)
0,08	4,741	0,12	9,518	0,16	9,518	0,19	9,518
0,16	12,223	0,24	24,481	0,32	24,481	0,37	24,481
0,21	20,407	0,33	40,814	0,43	40,814	0,5	40,814
0,48	47,592	0,74	95,185	0,96	95,185	1,11	95,185
0,64	61,185	0,99	122,4	1,29	122,4	1,48	122,4
1,04	47,592	1,61	95,185	2,09	95,185	2,41	95,185
1,21	40,778	1,85	81,59	2,41	81,59	2,78	81,59
1,52	20,4	2,34	40,81	3,05	40,81	3,52	40,81
1,61	13,59	2,47	27,185	3,21	27,185	3,71	27,185
1,84	6,814	2,84	13,592	3,7	13,592	4,27	13,592
2,25	0,667	3,46	1,369	4,5	1,369	5,19	1,369
0,72	66,63	1,11	133,295	1,44	133,295	1,67	133,295
0,92	61,185	1,42	122,407	1,85	122,407	2,13	122,407

Tabla 5. Valores de los desplazamientos del motor AP con reductora 34:1 para cada una de las frecuencias respiratorias establecidas.

Los valores obtenidos para los tiempos y las posiciones de motor se representan en unas gráficas de dispersión con la finalidad de establecer una línea de tendencia polinómica de grado 3. Así, las ecuaciones correspondientes a las gráficas obtenidas para estos motores se presentan a continuación:

$$\theta_{M(SI) 2,25}(t) = 49,506t^3 - 209,04t^2 + 227,85t - 16,939 \quad (3)$$

$$\theta_{M(SI) 3,5}(t) = 20,094t^3 - 130,39t^2 + 217,75t - 22,753 \quad (4)$$

$$\theta_{M(SI) 4,5}(t) = 9,2684t^3 - 78,32t^2 + 170,95t - 25,697 \quad (5)$$

$$\theta_{M(SI) 5}(t) = 6,0511t^3 - 59,009t^2 + 148,75t - 26,268 \quad (6)$$

$$\theta_{M(AP) 2,25}(t) = 52,151t^3 - 220,22t^2 + 240,06t - 17,855 \quad (7)$$

$$\theta_{M(AP) 3,5}(t) = 28,543t^3 - 185,36t^2 + 310,62t - 34,999 \quad (8)$$

$$\theta_{M(AP) 4,5}(t) = 13,023t^3 - 110,05t^2 + 240,19t - 36,104 \quad (9)$$

$$\theta_{M(AP) 5}(t) = 8,5025t^3 - 82,912t^2 + 209t - 36,905 \quad (10)$$

A continuación, se muestran las gráficas correspondientes a las ecuaciones anteriores en las cuales se indica la posición del motor en radianes en cada instante de un ciclo respiratorio completo para las cuatro frecuencias respiratorias (ver Figuras 33-40). En estas gráficas se aprecia cómo para las frecuencias respiratorias más altas, es decir, la de 2,25 segundos para ambos motores, la mayor posición indicada tiene un valor menor que aquella más alta para el resto de las frecuencias respiratorias. Esto se debe a que, al ser el ciclo respiratorio más corto, los pulmones se desplazan en los sentidos AP y SI en una menor medida de lo que lo hacen cuando los ciclos son más largos.

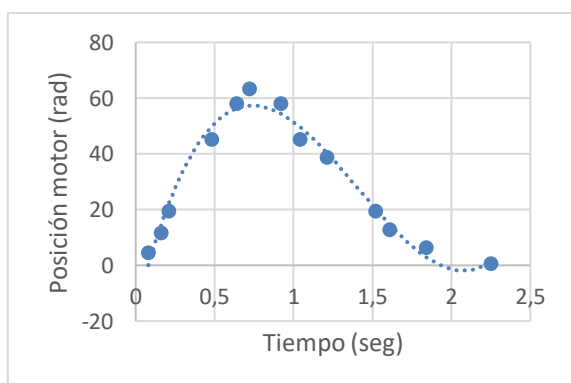


Figura 33. Posición del motor SI con reductora 9,68:1 para frecuencia respiratoria de 2,25 segundos.

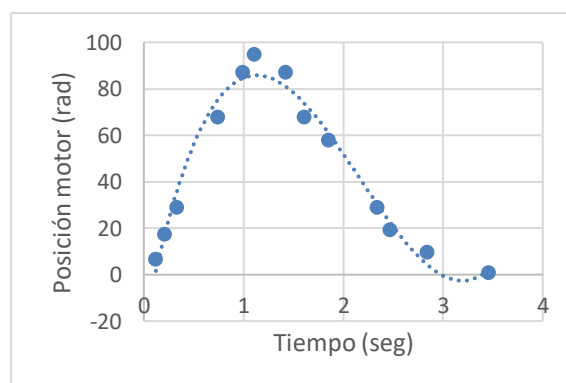


Figura 34. Posición del motor SI con reductora 9,68:1 para frecuencia respiratoria de 3,5 segundos.

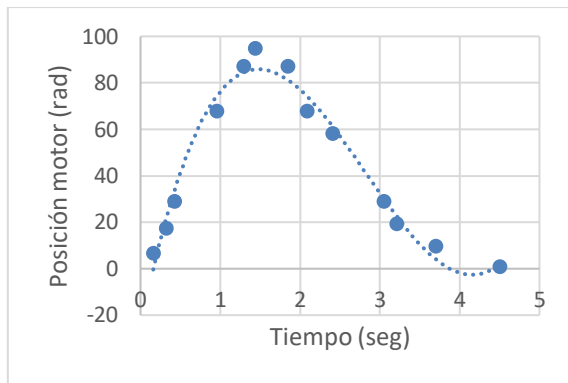


Figura 35. Posición del motor SI con reductora 9,68:1 para frecuencia respiratoria de 4,5 segundos.

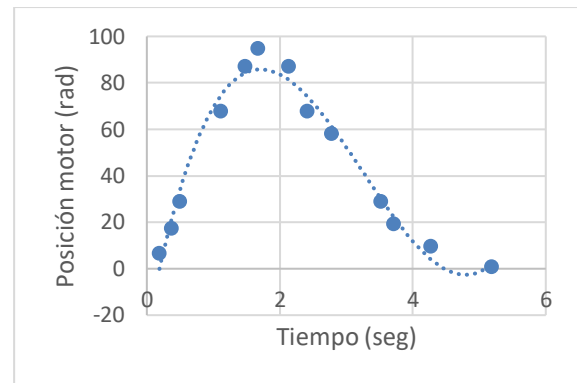


Figura 36. Posición del motor SI con reductora 9,68:1 para frecuencia respiratoria de 5 segundos.

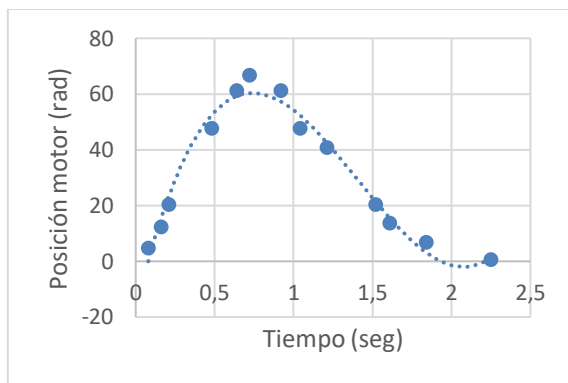


Figura 37. Posición del motor AP con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 2,25 segundos.

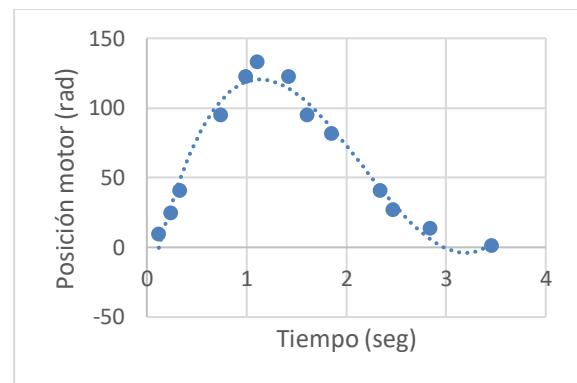


Figura 38. Posición del motor AP con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 3,5 segundos.

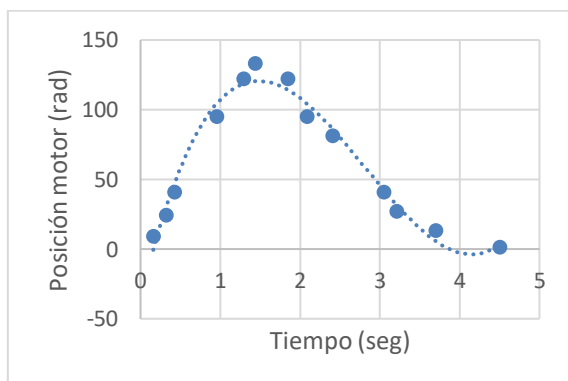


Figura 39. Posición del motor AP con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 4,5 segundos.

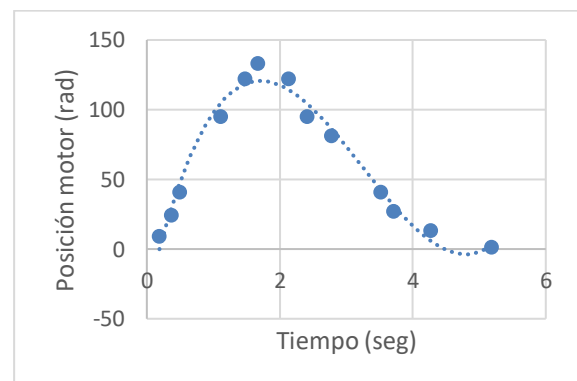


Figura 40. Posición del motor AP con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 5 segundos.

Tras obtener dichas gráficas, se observa que hay ciertos momentos del ciclo respiratorio en los que se le indica al motor una posición negativa, lo cual no es adecuado en un caso real ya que no se experimentan desplazamientos negativos. Por lo tanto, se decide modificar las ecuaciones para hallar unas nuevas que no indiquen al motor una posición negativa. Para ello, se establece un valor (t_0) que se debe sumar al tiempo, el cual se obtiene resolviendo cada ecuación para su frecuencia respiratoria

determinada y viendo la posición del motor resultante para ese tiempo (θ_M). Una vez hecho esto, cada ecuación se iguala a esta posición obtenida y se resuelve, obteniendo para cada una de ellas el tiempo t_0 a partir del cual todos los valores de la ecuación son positivos.

Teniendo estos cálculos en cuenta, se parte de las ecuaciones anteriores y se sustituye el tiempo t por el nuevo calculado: $(t+t_0)$. Con esto, se obtienen las nuevas ecuaciones para generar las posiciones positivas de los motores SI y AP con sus respectivas reductoras, las cuales se muestran a continuación:

$$\theta_{M(SI) 2,25}(t) = 49,506(t+0,0871)^3 - 209,04(t+0,0871)^2 + 227,85(t+0,0871) - 16,939 \quad (11)$$

$$\theta_{M(SI) 3,5}(t) = 20,094(t+0,1312)^3 - 130,39(t+0,1312)^2 + 217,75(t+0,1312) - 22,753 \quad (12)$$

$$\theta_{M(SI) 4,5}(t) = 9,2684(t+0,1772)^3 - 78,32(t+0,1772)^2 + 170,95(t+0,1772) - 25,697 \quad (13)$$

$$\theta_{M(SI) 5}(t) = 6,0511(t+0,2026)^3 - 59,009(t+0,2026)^2 + 148,75(t+0,2026) - 26,268 \quad (14)$$

$$\theta_{M(AP) 2,25}(t) = 52,151(t+0,1938)^3 - 220,22(t+0,1938)^2 + 240,06(t+0,1938) - 17,855 \quad (15)$$

$$\theta_{M(AP) 3,5}(t) = 28,543(t+0,1414)^3 - 185,36(t+0,1414)^2 + 310,62(t+0,1414) - 34,999 \quad (16)$$

$$\theta_{M(AP) 4,5}(t) = 13,023(t+0,1766)^3 - 110,05(t+0,1766)^2 + 240,19(t+0,1766) - 36,104 \quad (17)$$

$$\theta_{M(AP) 5}(t) = 8,5025(t+0,2014)^3 - 82,912(t+0,2014)^2 + 209(t+0,2014) - 36,905 \quad (18)$$

3.2.2 IMPLEMENTACIÓN

A la hora de implementar los desplazamientos conseguidos mediante las curvas detalladas en el apartado anterior, ha sido necesario también tener en cuenta el concepto de continuidad en el ciclo respiratorio y, por lo tanto, en el movimiento. Para esto, el programa que se genera para el accionamiento de los motores necesita hacer una lectura constante del tiempo, para lo cual se emplea la función *millis()* definida por Arduino. De esta manera, haciendo uso de ella, se ha creado una variable en la que se almacena el tiempo de funcionamiento de la placa, lo que va a permitir calcular la posición que deben cumplir los motores en cada ciclo respiratorio en función del tiempo para producir los movimientos deseados de las plataformas. En relación con esto, se crea también una variable a la que se le denomina "c". Esta aumenta su valor en uno cada vez que termina un ciclo respiratorio completo dependiendo del rango de frecuencia en el que se encuentre. Con esta variable se va a conseguir que, si se multiplica por el periodo concreto de cada ciclo, se ejecuten de manera continuada varios ciclos respiratorios.

Por lo tanto, se realiza una modificación a las ecuaciones halladas anteriormente para incluir esta nueva variable que tiene una función muy relevante en la implementación del código. De este modo se sustituye $t+t_0$ en las ecuaciones por $(t+t_0 - (frecuencia \cdot c))$, a partir de lo cual se obtienen las ecuaciones que se presentan a continuación:

$$\theta_{M(SI) 2,25}(t) = 49,506(t+0,0871-2,25c)^3 - 209,04(t+0,0871-2,25c)^2 + 227,85(t+0,0871-2,25c) - 16,939 \quad (19)$$

$$\theta_{M(SI) 3,5}(t) = 20,094(t+0,1312-3,5c)^3 - 130,39(t+0,1312-3,5c)^2 + 217,75(t+0,1312-3,5c) - 22,753 \quad (20)$$

$$\theta_{M(SI) 4,5}(t) = 9,2684(t+0,1772-4,5c)^3 - 78,32(t+0,1772-4,5c)^2 + 170,95(t+0,1772-4,5c) - 25,697 \quad (21)$$

$$\Theta_{M(SI)5}(t) = 6,0511(t+0,2026-5c)^3 - 59,009(t+0,2026-5c)^2 + 148,75(t+0,2026-5c) - 26,268 \quad (22)$$

$$\Theta_{M(AP)2,25}(t) = 52,151(t+0,1938-2,25c)^3 - 220,22(t+0,1938-2,25c)^2 + 240,06(t+0,1938-2,25c) - 17,855 \quad (23)$$

$$\Theta_{M(AP)3,5}(t) = 28,543(t+0,1414-3,5c)^3 - 185,36(t+0,1414-3,5c)^2 + 310,62(t+0,1414-3,5c) - 34,999 \quad (24)$$

$$\Theta_{M(AP)4,5}(t) = 13,023(t+0,1766-4,5c)^3 - 110,05(t+0,1766-4,5c)^2 + 240,19(t+0,1766-4,5c) - 36,104 \quad (25)$$

$$\Theta_{M(AP)5}(t) = 8,5025(t+0,2014-5c)^3 - 82,912(t+0,2014-5c)^2 + 209(t+0,2014-5c) - 36,905 \quad (26)$$

Una vez halladas las ecuaciones que se necesitan, se continua el proceso de implementación con el diseño del código que se va a utilizar para controlar el sistema.

El código de este Trabajo Fin de Grado se basa principalmente en la implementación de un controlador PID. El PID está compuesto por tres elementos o acciones: Proporcional, Integral y Derivativa (PID) [48]. En la *Figura 41* se muestra la estructuración y el funcionamiento de un sistema de control en lazo cerrado con PID:

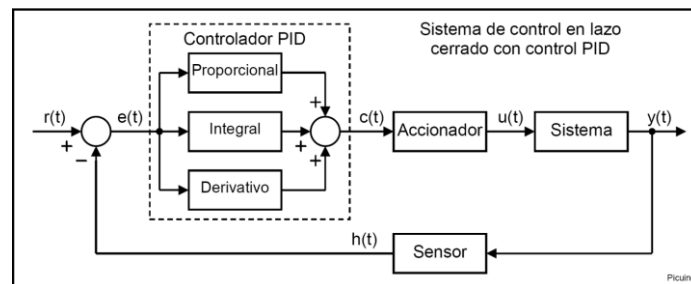


Figura 41. Sistema de control en lazo cerrado con control PID [48].

La señal de referencia $r(t)$ es el estado que se quiere conseguir a la salida del sistema, representado por la función $y(t)$ [49]. En este caso, la referencia es la posición que se sabe que deben tener los motores en cada momento determinado del ciclo gracias a las ecuaciones halladas previamente a partir de los datos recogidos de pacientes con cáncer de pulmón.

Así mismo, la señal error $e(t)$ indica al controlador la diferencia entre el estado real y el estado que se incluye como referencia. Esta señal de error es la entrada al controlador PID que se está implementando. Cabe destacar también que, pese a que se sabe el valor de la señal de referencia y, de esta manera, se le puede indicar directamente al sistema, el estado real del controlador no es algo que se pueda controlar a priori, por lo que se debe medir mediante el sensor del sistema representado por $h(t)$ [48].

En cuanto al control matemático del PID se refiere, se dispone de una expresión con una serie de constantes que permiten tratar con este sistema (ver *ecuación 27*) [49]:

$$Output(t) = K_p \cdot e(t) + K_i \int_0^t e(t) \cdot dt + K_d \cdot \frac{de}{dt} \quad [27]$$

Cada componente del PID tiene un comportamiento independiente, es decir, cada uno calcula, sin tener en cuenta el valor de los demás, el resultado que debería tener para obtener la salida que se desea. Posteriormente, las tres componentes se suman y así se obtiene la respuesta buscada [48]. Las constantes K_p , K_i y K_d que se puede apreciar en la *Ecuación 27* son propias de cada uno de los tres elementos, los cuales se explican con más detalle a continuación.

- Acción de control proporcional:

El primer elemento del controlador PID tiene la función de multiplicar la señal $e(t)$ por una constante K_p , por lo que se puede decir que este elemento es proporcional a la señal de error. Con esto, se minimiza el error del sistema, ya que, si este presenta un error lo suficientemente grande, se incrementará también la K_p con el fin de reducirlo. Así mismo, este aumento va a producir también un incremento en la velocidad a la que el sistema proporciona su respuesta, a la par que en la inestabilidad del mismo [48].

- Acción de control integral:

Este elemento de controlador tiene como principal finalidad calcular la integral de la señal de error, de tal manera que refleja la suma o acumulación de la misma. Esta acción de control va aumentando a medida que el tiempo transcurre ya que se van sumando más errores. En otras palabras, cuantos más errores presente el sistema, mayor será el elemento integral para solventar este problema [48]. La constante encargada de realizar esta acción es la constante integral K_i , la cual se puede apreciar representada en la *Ecuación 27* [49].

Pese a mejorar la salida que se va a dar por parte del sistema, la acción de control integral tiene también unos efectos adversos, entre los que se encuentran la adición de una determinada inercia al sistema haciéndolo más inestable [48].

- Acción de control derivativa:

Esta acción del controlador PID es proporcional a la derivada de la señal de error $e(t)$, lo cual se refiere a la velocidad del error. Con su correspondiente constante (K_d), se va a poder ajustar la velocidad de respuesta del sistema y la estabilidad del mismo. Por lo tanto, si se aumenta el valor de la constante, por un lado se va a incrementar la estabilidad del sistema y por otro se va a aumentar su velocidad de respuesta. Así, la acción derivativa va a permitir estabilizar una respuesta proporcionada por el sistema de control PID que oscile más de lo deseado [48].

De esta manera y teniendo todo esto en cuenta, se implementa el código necesario para que se ejecute la acción del controlador PID para cada motor en cada uno de los cuatro modos o rangos de frecuencias respiratorias definidos. La principal finalidad de este sistema es conseguir una estabilidad de la respuesta en el menor tiempo posible y que las oscilaciones sean pequeñas. Para hallar los valores de las constantes proporcional, integral y derivativa, se llevan a cabo varios pasos teniendo en cuenta la respuesta esperada en cada uno de los casos.

En primer lugar, se realiza una comparación entre las posiciones que se indican al motor y las verdaderamente obtenidas una vez iniciado el movimiento. Este proceso se lleva a cabo para cada uno de los cuatro tipos de frecuencias respiratorias que va a ejecutar el maniquí. A partir de estas comparaciones, se aprecia cómo el sistema presenta una respuesta no completamente exacta a la

esperada. Por lo tanto, se llevan a cabo varias pruebas con distintos valores para K_p , K_i y K_d para cada uno de los dos motores.

- Frecuencia respiratoria baja: 4,5-5 segundos.

Para el movimiento producido por el motor SI a una frecuencia respiratoria baja, se observa que si se establece un valor de $K_p = 100$, el sistema tiene una velocidad de respuesta precisa y unas oscilaciones que no afectan al resultado completo del mismo. Se prueba a aumentar la acción derivativa hasta 80 para disminuir al máximo dichas oscilaciones, pero se comprueba que con este valor de K_d la respuesta del sistema aumenta, por lo que se establece un valor final de $K_d = 50$. Así mismo, en este caso no se requiere acción de control integral para depurar la salida del sistema.

Por otro lado, se verifica que para el motor AP, los valores que consiguen que el sistema proporcione una respuesta adecuada y, así, el maniquí torácico represente los movimientos pulmonares con una gran precisión son los siguientes: $K_p = 100$, $K_d = 90$, $K_i = 0$. Se prueba a incrementar K_p a 105 para disminuir al completo cualquier oscilación, pero a expensas de este aumento, la velocidad de respuesta es mayor, es decir, el sistema tarda más en producir una respuesta, por lo que se decide conservar los valores indicados previamente. De nuevo, se verifica en este caso también que no es necesario añadirle una acción integral al sistema.

- Frecuencia respiratoria media: 3,5-4,5 segundos.

El motor SI para esta frecuencia respiratoria produce una señal con una respuesta un tanto retardada para los valores establecidos. Por lo tanto, se decide incrementar la acción de control proporcional hasta 90 para conseguir una señal con mayor precisión. Así mismo, se comprueba que un valor de 40 para K_d disminuye notablemente las oscilaciones que presenta el sistema, manteniendo una velocidad de respuesta óptima, mientras que no se requiere una acción integral del mismo.

Tras hacer varias pruebas con distintos valores para las constantes PID para el motor AP, se comprueba que, dadas las oscilaciones que aparecen en el controlador, los valores óptimos para las mismas son: $K_p = 110$, $K_d = 85$ y $K_i = 0$. De esta manera se reducen las oscilaciones lo máximo posible manteniendo un tiempo de respuesta adecuado. Se prueba a incrementar más estos valores para obtener una respuesta más rápida, pero se observa que, si se procede con estos aumentos, aparecen unas oscilaciones perjudiciales para el sistema, por lo que se mantienen los valores establecidos anteriormente.

- Frecuencia respiratoria alta: 2,25-3,5 segundos.

Para el motor SI, se aumenta el valor de la constante K_p a 90, consiguiendo así que la respuesta proporcionada por el sistema disminuya su retardo. Así mismo, la constante derivativa se establece como 50 ya que como consecuencia del aumento de K_p , aparecen ciertas oscilaciones en la señal obtenida, por lo que se requiere aumentar en cierto modo esta acción del sistema. Por último, se observa que no es necesario llevar a cabo una acción integral para mejorar la respuesta obtenida para esta frecuencia respiratoria concreta.

Por otro lado, en lo referente al controlador PID generado para el motor AP con esta frecuencia respiratoria, se llega a la siguiente conclusión tras probar distintos valores. Se observa que se consigue disminuir el error prácticamente por completo sin obtener unas oscilaciones que contaminen la respuesta y adquiriendo una estabilidad en el menor tiempo posible si se establecen los siguientes

valores para las constantes: $K_p = 100$, $K_d = 85$, $K_i = 0$. En un primer momento se prueba a incrementar la acción derivativa a 110 para obtener una respuesta más rápida, pero se verifica que las oscilaciones que aparecen si se hace esto son demasiado grandes como para ser aceptadas, por lo tanto se mantienen los valores indicados.

- Frecuencia respiratoria muy alta: 0-2,25 segundos.

Por último, se realizan las pruebas correspondientes para la frecuencia respiratoria más alta. En este caso se comprueba que el motor SI produce una señal bastante complicada de ajustar a la perfección dado su corto periodo de duración. Se consigue que se obtenga un tiempo de respuesta adecuado con el menor número de oscilaciones cuando K_p tiene un valor de 90 y K_d de 50. De nuevo, se verifica que no se requiere variar la acción integral del sistema, por lo que K_i se mantiene a 0.

En lo referente al motor AP, se establecen como base de partida los mismos valores para las constantes que en caso de la frecuencia respiratoria alta. Se comprueba que, si se alteran estos valores, el tiempo de respuesta supera el estimado, por lo que se mantiene que $K_p = 110$, $K_d = 80$ y $K_i = 0$.

De este modo tras realizar estas pruebas, quedan establecidas todas las constantes del sistema PID para los dos motores AP y SI para cada uno de los cuatro rangos de frecuencias respiratorias que es capaz de generar el maniquí.

Una vez hecho esto, se procede a implementar un código que permita cambiar manualmente las frecuencias respiratorias, estableciéndose los siguientes modos a partir de los datos que se han obtenido de los pacientes:

- Modo 1: Frecuencia respiratoria muy alta.
- Modo 2: Frecuencia respiratoria alta.
- Modo 3: Frecuencia respiratoria media.
- Modo 4: Frecuencia respiratoria baja.

Así, se genera un código que detecte la pulsación del botón y seguidamente ejecute un cambio en el modo funcionamiento del maniquí. Esta adición permite afinar y facilitar aún más el proceso de estudio de la dosis que se debe emplear en el tratamiento radioterápico del cáncer pulmonar en función de los ciclos respiratorios del paciente, ya que permite realizar los cambios de una manera sencilla y accesible: pulsando un botón.

4. RESULTADOS

4.1 PRUEBAS Y MODIFICACIONES

En primer lugar, se llevan a cabo las pruebas una vez finalizado el montaje introduciendo los valores de posición a los motores según el desarrollo explicado previamente. Tras realizar los ensayos pertinentes sobre el maniquí, se observa cómo el motor SI implementa los desplazamientos pulmonares deseados, aunque no con la precisión suficiente en cuanto a fuerza se refiere. En relación con los desplazamientos AP, se observa cómo el motor empleado no consigue producir al completo dichos movimientos ya que no ofrece la potencia requerida para elevar lo suficiente las tiras de plástico y, por ende, los pulmones. Por lo tanto, a raíz de los resultados obtenidos, el uso de estos dos motores queda descartado tras este análisis.

Por esto, se deciden realizar varias modificaciones. Teniendo en cuenta el rendimiento obtenido con los anteriores motores, se opta por aumentar una reductora en ambos. De este modo, se procede a repetir el proceso de cálculos e implementación desarrollado anteriormente para realizar las pruebas en este caso para un motor SI con reductora 34:1 y para un motor AP con reductora 75:1. No se opta por emplear un motor con reductora 75:1 para lograr el movimiento SI porque se ha comprobado que con la de 9,68:1 se cumplía prácticamente del todo la función, por lo que se estima que con uno con una reductora de 34:1 es suficiente.

En función de los datos recogidos al inicio del estudio referentes a los desplazamientos pulmonares de pacientes con esta enfermedad, se calculan las nuevas posiciones que deben producir los nuevos motores en función del tiempo. Estos datos se pueden ver recogidos en la *Tabla 6* y la *Tabla 7*.

Frecuencia 2,25 seg		Frecuencia 3,5 seg		Frecuencia 4,5 seg		Frecuencia 5 seg	
Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)
0,08	15,87	0,12	23,8	0,16	23,8	0,19	23,8
0,16	40,8	0,21	61,2	0,32	61,2	0,37	61,2
0,21	68	0,33	102	0,43	102	0,5	102
0,48	158,67	0,74	238	0,96	238	1,11	238
0,64	204	0,99	306	1,29	306	1,48	306
1,04	158,67	1,61	238	2,09	238	2,41	238
1,21	136	1,85	204	2,41	204	2,78	204
1,52	68	2,34	102	3,05	102	3,52	102
1,61	45,33	2,47	68	3,21	68	3,71	68
1,84	22,67	2,84	34	3,7	34	4,27	34
2,25	2,27	3,46	3,4	4,5	3,4	5,19	3,4

0,72	222,13	1,11	333,2	1,44	333,2	1,67	333,2
0,92	204	1,42	306	1,85	306	2,13	306

Tabla 6. Valores de los desplazamientos del motor SI con reductora 34:1 para cada una de las frecuencias respiratorias establecidas.

Frecuencia 2,25 seg		Frecuencia 3,5 seg		Frecuencia 4,5 seg		Frecuencia 5 seg	
Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)	Tiempo (seg)	Desplazamiento (rad)
0,08	10,5	0,12	20,9	0,16	20,9	0,19	20,9
0,16	26,96	0,24	54	0,32	54	0,37	54
0,21	45,01	0,33	90,03	0,43	90,03	0,5	90,03
0,48	104,9	0,74	209,96	0,96	209,96	1,11	209,96
0,64	134,96	0,99	270	1,29	270	1,48	270
1,04	104,98	1,61	209,96	2,09	209,96	2,41	209,96
1,21	89,95	1,85	179,9	2,41	179,9	2,78	179,9
1,52	45	2,34	90,03	3,05	90,03	3,52	90,03
1,61	29,98	2,47	59,9	3,21	59,9	3,71	59,9
1,84	15,03	2,84	29,98	3,7	29,98	4,27	29,98
2,25	1,47	3,46	3,02	4,5	3,02	5,19	3,02
0,72	146,978	1,11	294,03	1,44	294,03	1,67	294,03
0,92	134,969	1,42	270	1,85	270	2,13	270

Tabla 7. Valores de los desplazamientos del motor AP con reductora 75:1 para cada una de las frecuencias respiratorias establecidas.

En consecuencia, al igual que en el caso anterior, se representan estos datos en unas gráficas, las cuales se muestran en las *Figuras 42-49*. En ellas se puede observar la posición que adquiere idealmente el motor en cada uno de los puntos temporales a lo largo de un ciclo respiratorio dependiendo de la frecuencia respiratoria en la que se encuentre funcionando el maniquí.

Tal y como se puede observar en las *Figuras 42 y 46*, para la frecuencia respiratoria más alta, es decir, para la de 2,25 segundos por ciclo, los motores adquieren unas posiciones máximas menores que en el resto de los casos. Esto se debe a que, al tener el ciclo respiratorio una menor duración, el desplazamiento AP y SI de los pulmones en este caso es menor que en las situaciones en las que la frecuencia es mayor.

Se aprecia también en las *Figuras 44 y 45*, las cuales corresponden al movimiento del motor SI para las frecuencias respiratorias media y lenta respectivamente, que el valor máximo de posición que alcanza este motor es de 333,32 radianes. Este dato corresponde a unos 5 cm aproximadamente, por

lo que se deduce que el máximo desplazamiento SI que sufren los pulmones es de 5cm. Analizando el movimiento del motor AP, se observa que los desplazamientos producidos se encuentran en un rango de valores un tanto menor que los SI. En la *Figura 49*, referente a las posiciones del motor AP en el ciclo respiratorio de mayor duración, es decir, en la frecuencia más baja, se refleja que el mayor movimiento que sufren los pulmones a lo largo todo el ciclo es de prácticamente 300 radianes, lo que corresponde a 2 cm aproximadamente. Con esto se puede observar cómo el movimiento SI producido por el maniquí será un tanto mayor que el AP, lo cual se puede explicar según el espacio de movimiento en cada uno de los dos sentidos en la caja torácica.

A continuación, se muestran las *Figuras 42-49* representativas de las posiciones de los motores en función del tiempo para cada rango de frecuencia respiratoria.

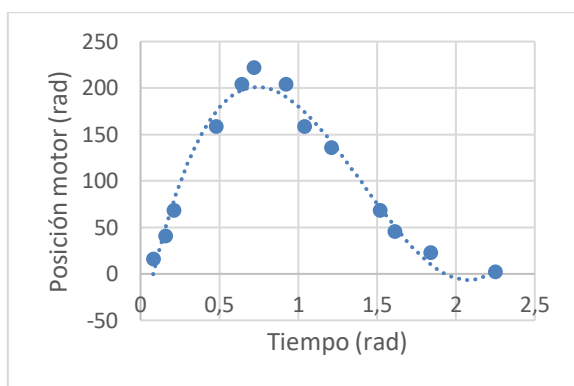


Figura 42. Posición del motor SI con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 2,25 segundos.

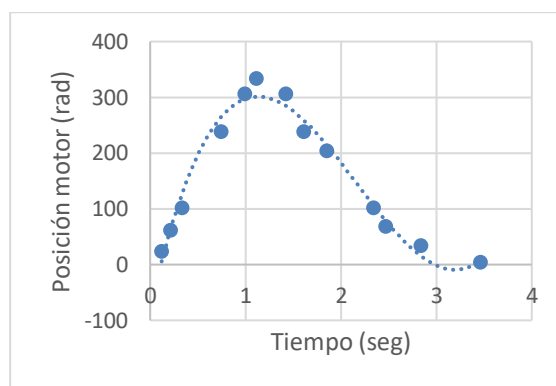


Figura 43. Posición del motor SI con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 3,5 segundos.

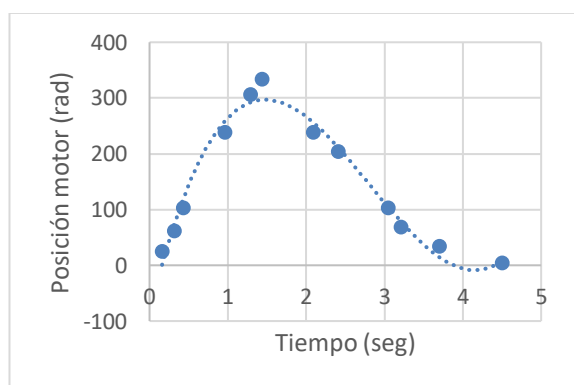


Figura 44. Posición del motor SI con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 4,5 segundos.

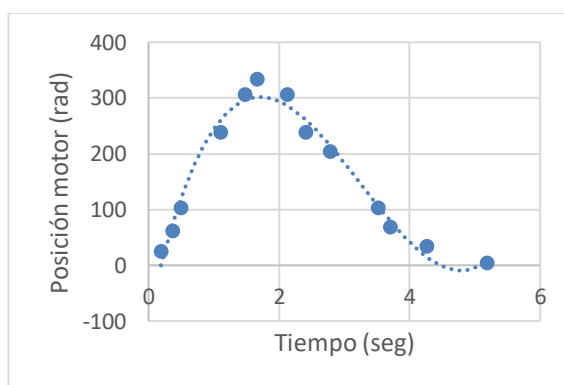


Figura 45. Posición del motor SI con reductora 34:1 para frecuencia respiratoria de 5 segundos.

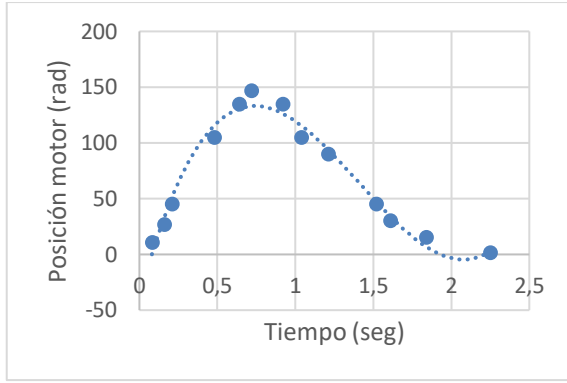


Figura 46. Posición del motor AP con reductora 75:1 para frecuencia respiratoria de 2,25 segundos.

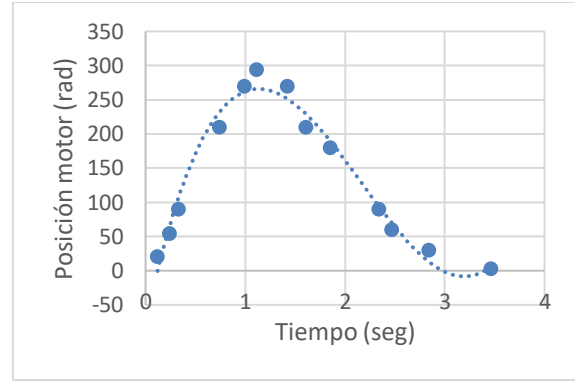


Figura 47. Posición del motor AP con reductora 75:1 para frecuencia respiratoria de 3,5 segundos.

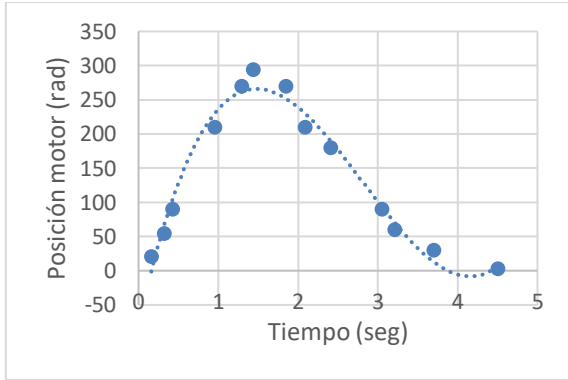


Figura 48. Posición del motor AP con reductora 75:1 para frecuencia respiratoria de 4,5 segundos.

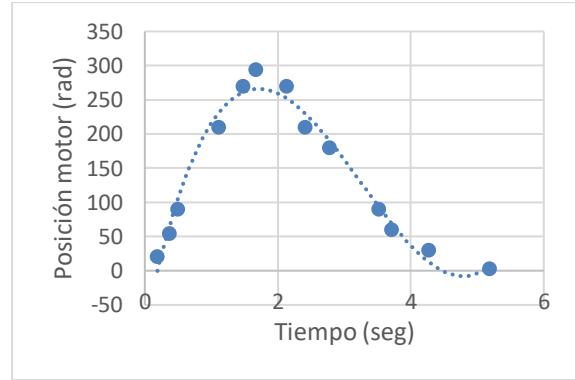


Figura 49. Posición del motor AP con reductora 75:1 para frecuencia respiratoria de 5 segundos.

Una vez representados los datos en las gráficas anteriores, se continúa el proceso hallando las ecuaciones de movimiento correspondientes, tal y como se ha comentado previamente, mediante la línea de tendencia de tipo polinómica de grado 3:

$$\theta_{M(SI) 2,25}(t) = 171,31t^3 - 732,88t^2 + 800,76t - 52,699 \quad (28)$$

$$\theta_{M(SI) 3,5}(t) = 71,394t^3 - 464,46t^2 + 780,74t - 82,048 \quad (29)$$

$$\theta_{M(SI) 4,5}(t) = 32,496t^3 - 274,83t^2 + 600,57t - 82,048 \quad (30)$$

$$\theta_{M(SI) 5}(t) = 21,154t^3 - 206,43t^2 + 520,49t - 82,048 \quad (31)$$

$$\theta_{M(AP) 2,25}(t) = 115,04t^3 - 485,79t^2 + 529,54t - 39,386 \quad (32)$$

$$\theta_{M(AP) 3,5}(t) = 62,963t^3 - 408,88t^2 + 685,18t - 77,203 \quad (33)$$

$$\theta_{M(AP) 4,5}(t) = 28,728t^3 - 242,75t^2 + 529,83t - 79,641 \quad (34)$$

$$\theta_{M(AP) 5}(t) = 18,756t^3 - 182,89t^2 + 461,03t - 81,409 \quad (35)$$

Tras analizar las gráficas presentadas previamente, se observa también en este caso que hay ciertos puntos del ciclo respiratorio en los que se le indica un desplazamiento negativo del motor. Para solucionar esto, se siguen los pasos anteriores: se calcula la posición concreta para cada frecuencia de tal manera que en las *Ecuaciones 28 y 32* se sustituye t por 2,5; en la 29 y la 33 se sustituye por 3,5; en la 30 y la 34 por 4,5 y en la 31 y 35, t se sustituye por 5. Con esto se obtiene θ_M para cada motor y cada frecuencia. Posteriormente, de nuevo en las ecuaciones anteriores (28-35), se iguala cada una de ellas a su correspondiente θ_M para obtener el t_0 que eliminará los valores negativos. Todo este procedimiento y sus correspondientes cálculos se expresan en las siguientes ecuaciones:

$$\theta_{M(SI) 2,25} (2,25) = 12,9152 \text{ rad} \rightarrow t_0 = 0,089 \text{ seg} \quad (36)$$

$$\theta_{M(SI) 3,5} (3,5) = 21,9248 \text{ rad} \rightarrow t_0 = 0,145 \text{ seg} \quad (37)$$

$$\theta_{M(SI) 4,5} (4,5) = 16,4075 \text{ rad} \rightarrow t_0 = 0,178 \text{ seg} \quad (38)$$

$$\theta_{M(SI) 5} (5) = 3,902 \text{ rad} \rightarrow t_0 = 0,177 \text{ seg} \quad (39)$$

$$\theta_{M(AP) 2,25} (2,25) = 2,829 \text{ rad} \rightarrow t_0 = 0,0864 \text{ seg} \quad (40)$$

$$\theta_{M(AP) 3,5} (3,5) = 11,685 \text{ rad} \rightarrow t_0 = 0,1414 \text{ seg} \quad (41)$$

$$\theta_{M(AP) 4,5} (4,5) = 6,745 \text{ rad} \rightarrow t_0 = 0,1839 \text{ seg} \quad (42)$$

$$\theta_{M(AP) 5} (5) = -2,884 \text{ rad} \rightarrow t_0 = 0,1834 \text{ seg} \quad (43)$$

Al igual que se ha realizado en la primera prueba, el siguiente paso a realizar es sumar al tiempo de cada ecuación de movimiento el t_0 hallado para únicamente obtener posiciones positivas del motor. Así, teniendo ya en cuenta la variable c que permitirá el movimiento cíclico, tal y como se ha desarrollado previamente, en las *Ecuaciones 28-35* se sustituye t por $(t+t_0 - (\text{frecuencia} \cdot c))$. De esta manera, las ecuaciones finales resultantes para los motores escogidos según el estudio llevado a cabo son las siguientes:

$$\theta_{M(SI) 2,25} (t) = 171,31(t+0,089-2,25c)^3 - 732,88(t+0,089-2,25c)^2 + 800,76(t+0,089-2,25c) - 52,699 \quad (44)$$

$$\theta_{M(SI) 3,5} (t) = 71,394(t+0,145-3,5c)^3 - 464,46(t+0,145-3,5c)^2 + 780,74(t+0,145-3,5c) - 82,048 \quad (45)$$

$$\theta_{M(SI) 4,5} (t) = 32,496(t+0,178-4,5c)^3 - 274,83(t+0,178-4,5c)^2 + 600,57(t+0,178-4,5c) - 82,048 \quad (46)$$

$$\theta_{M(SI) 5} (t) = 21,154(t-0,177-5c)^3 - 206,43(t-0,177-5c)^2 + 520,49(t-0,177-5c) - 82,048 \quad (47)$$

$$\theta_{M(AP) 2,25} (t) = 115,04 (t+0,0864-2,25c)^3 - 485,79(t+0,0864-2,25c)^2 + 529,54(t+0,0864-2,25c) - 39,386 \quad (48)$$

$$\theta_{M(AP) 3,5} (t) = 62,963(t+0,1414-3,5c)^3 - 408,88(t+0,1414-3,5c)^2 + 685,18(t+0,1414-3,5c) - 77,203 \quad (49)$$

$$\Theta_{M(AP) 4,5}(t) = 28,728(t+0,1839-4,5c)^3 - 242,75(t+0,1839-4,5c)^2 + 529,83(t+0,1839-4,5c) - 79,641 \quad (50)$$

$$\Theta_{M(AP) 5}(t) = 18,756(t+0,1834-5c)^3 - 182,89(t+0,1834-5c)^2 + 461,03(t+0,1834-5c) - 81,409 \quad (51)$$

Una vez obtenidas las nuevas ecuaciones, se continúan las modificaciones hallando los nuevos valores de las constantes del PID, es decir, K_p , K_d y K_i , siguiendo los mismos pasos que en el caso anterior. Se analiza la señal que presenta cada uno de los motores, la velocidad de respuesta, las oscilaciones y estabilidad del sistema, y se decide qué valor de cada una de las acciones de control del PID consiguen proporcionar una respuesta lo más ideal posible.

Así, los nuevos valores establecidos son los que se muestran en la *Tabla 8*:

	MOTOR SI			MOTOR AP		
	K_p	K_d	K_i	K_p	K_d	K_i
Modo 1	110	50	0	110	85	0
Modo 2	90	50	0	110	85	0
Modo 3	110	50	0	110	95	0
Modo 4	110	50	0	110	95	0

Tabla 8. Valores de las constantes del PID.

Tras determinar estos valores, se procede a cargar los datos de nuevo en los motores para comprobar si en este caso tienen la potencia suficiente para reproducir el movimiento de los pulmones.

4.2 RESULTADOS FINALES

Con estos nuevos motores y estas nuevas ecuaciones, se verifica que sí se cumplen los desplazamientos estipulados en la dirección SI y en la AP. De esta manera, se confirma que emplear un motor con una reductora de 34:1 para el movimiento SI y uno con reductora de 75:1 para el movimiento AP consigue simular correctamente los desplazamientos de los pulmones y, por lo tanto, del tumor pulmonar, para cada uno de los cuatro modos de frecuencia respiratoria establecidos. Así, se alcanza satisfactoriamente el objetivo de diseñar un maniquí torácico que reproduzca los movimientos pulmonares según unas frecuencias respiratorias determinadas para mejorar el estudio de la dosimetría radioterápica.

A raíz de estos nuevos dispositivos, se consiguen desplazamientos cíclicos para ambos motores moviéndose a las cuatro frecuencias respiratorias tal y como los que se pueden apreciar en las *Figuras 50 y 51* mostradas a continuación:

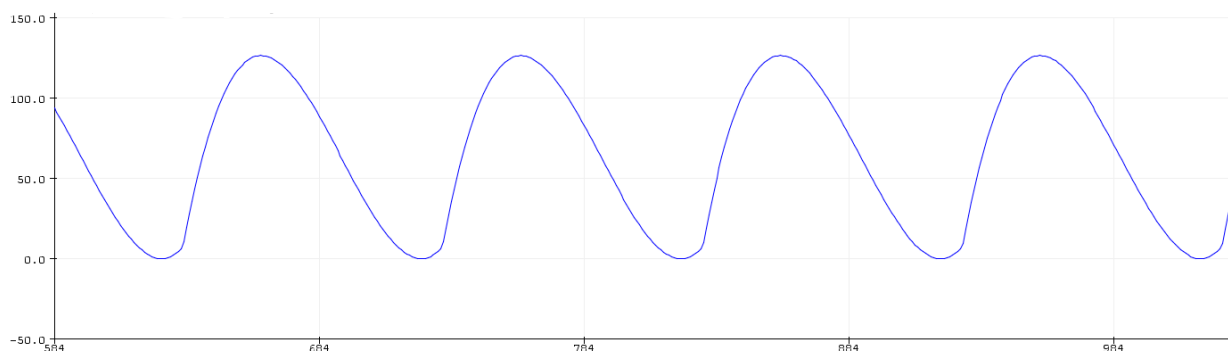


Figura 50. Movimiento del motor AP para el Modo 4 de funcionamiento.

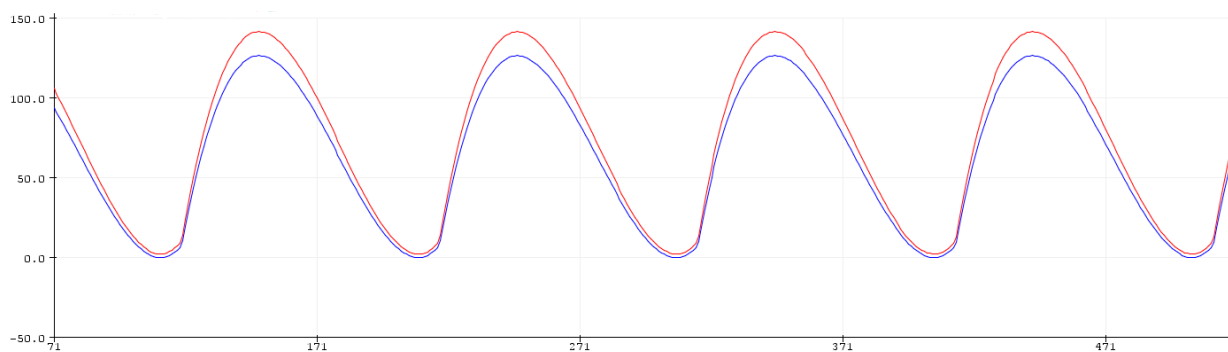


Figura 51. Movimiento de los motores para el Modo 4 de funcionamiento.

Más concretamente, la *Figura 50* muestra los desplazamientos cíclicos, estables y constantes del motor AP cuando el maniquí se encuentra operativo en el Modo 4, es decir, a una frecuencia respiratoria baja de entre 4,5 y 5 segundos. Una vez comprobado el correcto funcionamiento cíclico de los motores individualmente, se realiza la misma verificación de manera conjunta. Así, se presenta la *Figura 51*, en la que se aprecian los cambios de posición de ambos motores de manera simultánea. Se comprueba el funcionamiento sincronizado de ambos motores, verificando así el correcto movimiento pulmonar. Se puede apreciar cómo el motor SI (en rojo), adquiere unas posiciones un tanto mayores en el punto medio del ciclo que el motor AP (en azul). Tal y como se ha explicado anteriormente, esta diferencia se debe a que los pulmones sufren un desplazamiento ligeramente mayor en la dirección SI que en la AP a lo largo del ciclo, lo cual se ha trasladado a los motores.

Por otro lado, en la *Figura 52* mostrada a continuación, se aprecia el cambio de posicionamiento de ambos motores a lo largo de los ciclos respiratorio para el Modo de funcionamiento 3, es decir, para una frecuencia respiratoria de entre 3,5 y 4,5 segundos. En el caso del Modo 3 se puede apreciar una muy pequeña alteración al principio de cada ciclo pero que se considera insignificante, ya que no altera en absoluto la acción de adquirir las posiciones deseadas. Se realizan unas nuevas pruebas rápidas

variando el valor de las constantes del PID para conseguir eliminar esta diminuta oscilación del comienzo de cada ciclo, pero a medida que se aumenta el valor de dichas constantes, el tiempo de respuesta incrementa. Por esto, se decide mantener los valores establecidos al no causar esta alteración ningún problema en el correcto funcionamiento del maniquí.

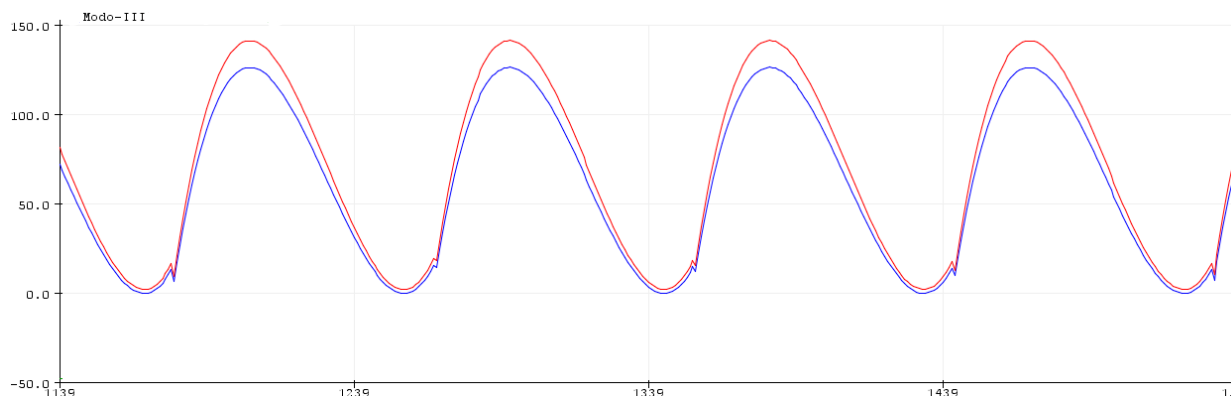


Figura 52. Movimiento de los motores para el Modo 3 de funcionamiento.

En cuanto a la efectividad del uso del botón para cambiar de modo, en un primer momento no se consigue que se ejecuten cambios, por lo que es necesario una reestructuración y modificación del código en Arduino IDE. Se establece una variable llamada *"modo"* que varía su valor cada vez que se pulsa el botón. De esta manera, en función de la variación de dicha variable, se activa el par de funciones con su correspondiente PID para el motor SI y para el AP según la frecuencia que se desee.

Tras hacer los pertinentes cambios y pruebas, se consigue que, comenzando a moverse el maniquí en el Modo 4, mediante la pulsación del botón, se pueda ir cambiando el modo uno a uno en disminución. Así, el maniquí comienza de manera predeterminada su movimiento con una frecuencia respiratoria baja, ya que es más común que un paciente presente este ritmo respiratorio antes que una frecuencia respiratoria muy alta. Es decir, a la hora de realizar el tratamiento radioterápico, según los datos analizados de los pacientes, es más frecuente que la persona tratada tenga una frecuencia respiratoria lenta y calmada que una muy rápida. Por lo tanto, teniendo esto en cuenta, el maniquí comienza la activación en el Modo 4, pasando posteriormente al Modo 3 que es el correspondiente con la frecuencia respiratoria media. Seguidamente, pulsando de nuevo el botón, se provoca el movimiento del maniquí a una frecuencia relativamente alta (de 2,25 a 3,5 segundos de duración de ciclo respiratorio), finalizando con la más rápida y a la vez menos frecuente (Modo 1).

En un primer momento, se observa que cuando se acciona el botón, las gráficas representadas por Arduino IDE que indican las posiciones en cada momento del ciclo muestran unos picos muy pronunciados. En otras palabras, el momento exacto de la transición de un modo a otro cuando se pulsa el botón produce unas posiciones más elevadas de las estipuladas. Tal y como se ha explicado, esta alteración es momentánea, ya que, en el instante directamente posterior a esta acción, se ejecuta el movimiento pulmonar en la nueva frecuencia respiratoria con los desplazamientos estipulados sin ningún problema. Para conseguir que se realice el cambio correctamente sin alterar las posiciones de una manera no deseada, se opta por introducir un retardo (*"delay"*) de 800 milisegundos. Así mismo, se realiza un filtrado de paso alto de modo que el sistema no detecte posiciones indicadas en un rango mayor del deseado. De esta manera, se estabiliza el sistema cuando se ejecuta la acción de cambio de modo a causa de la detección de pulsación del botón.

En la *Figura 53* se muestra la gráfica que representa las posiciones de los motores SI y AP comenzando con el Modo 4 de funcionamiento, ejecutándose posteriormente el Modo 3 tras una primera pulsación del botón, y finalizando su movimiento en un Modo 2 con una segunda pulsación. Para la obtención de esta gráfica y la observación de los cambios de modo, se ha accionado el botón cada dos ciclos respiratorios, de manera que se pudiera apreciar en la misma pantalla las variaciones de las posiciones a lo largo de tres rangos de frecuencias respiratorias. Cabe destacar que en un caso real de funcionamiento del maniquí se espera que la duración de cada rango de frecuencia respiratoria sea de más de dos ciclos por no decir la misma a lo largo del tratamiento. Además, en la figura se pueden apreciar también los momentos en los que se ejecuta el cambio de modo, lo que se ve reflejado en los picos generados cada dos ciclos. Se observa también el filtrado mencionado previamente, ya que, sin él, el valor de los picos sería mucho más elevado. Por último en lo referente a esta figura, en el Modo 2 de funcionamiento se pueden observar las mismas alteraciones al comienzo de cada ciclo que en el Modo 3. Pese a realizar las mismas pruebas que en el caso anterior variando las constantes del PID, se llega a la conclusión de que no merece la pena hacer dichas modificaciones, ya que el tiempo de respuesta aumenta a causa de esto, produciendo una alteración en este caso significativa en la ejecución global del movimiento. Pese a esta conclusión, tal y como se explicará en el siguiente apartado, se propone como futura mejora realizar las modificaciones necesarias para lograr obtener una gráfica de posicionamiento de motor completamente ideal para estos dos modos.

De esta manera y teniendo en cuenta todos los pasos llevados a cabo, se comprueba el correcto funcionamiento del maniquí en todos los Modos establecidos.

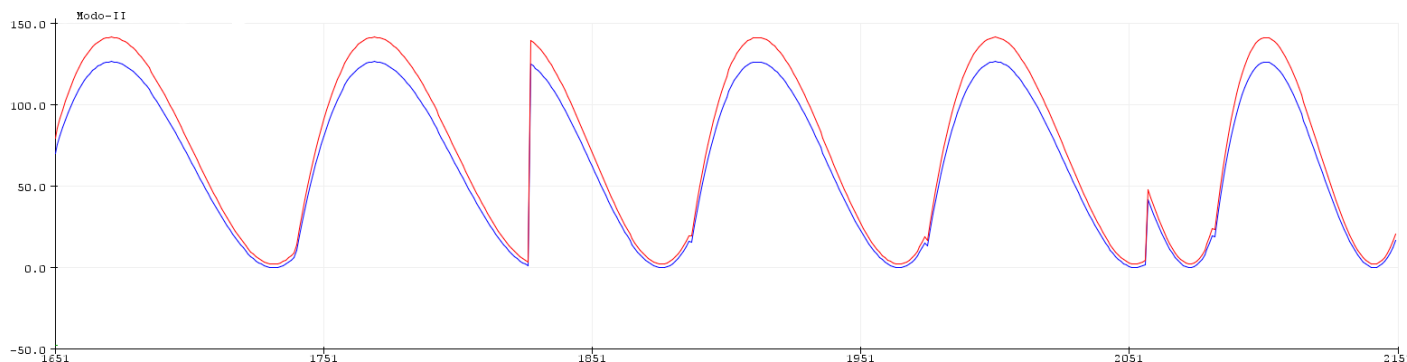


Figura 53. Movimiento de los motores a lo largo de distintos modos de funcionamiento.

5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

5.1. CONCLUSIONES

En este Trabajo Fin de Grado se ha propuesto el diseño e implementación de un maniquí torácico que simule el movimiento respiratorio para su utilización en el ámbito de dosimetría radioterápica. Se trata de un trabajo multidisciplinar, ya que combina el ámbito de la robótica y la electrónica, de la programación, del diseño e impresión de estructuras 3D, del funcionamiento del cuerpo humano, más concretamente del sistema respiratorio y de la radioterapia, entre otros.

El primer paso ha sido estudiar el funcionamiento del sistema respiratorio, el origen del cáncer pulmonar que puede aparecer en él y los distintos métodos de terapia para eliminarlo. Una vez entendido esto, el estudio se ha centrado concretamente en la radioterapia como manera de tratamiento para esta enfermedad. Teniendo en cuenta el funcionamiento de esta, se ha estudiado el desplazamiento de los pulmones y, por lo tanto, del tumor que albergan estos, durante un ciclo respiratorio y, seguidamente, durante varios ciclos. Con la finalidad de que los resultados fueran lo más realistas posibles y que el maniquí reprodujera unos movimientos útiles para el estudio de la dosimetría, se han recogido datos de numerosos pacientes con cáncer pulmonar tratados en el Hospital Universitario Puerta de Hierro. Estos datos han permitido conocer las frecuencias respiratorias y los desplazamientos pulmonares en el eje AP, por lo que los movimientos SI se han hallado realizando una aproximación a partir de los recogidos para el AP. Posteriormente, tras la recogida de los datos, se han diseñado las piezas que reproducen el movimiento SI y AP, imprimiéndose en 3D aquellas que finalmente han cumplido con los objetivos. Seguidamente, se han programado dos motores con cuatro posibles frecuencias respiratorias definiendo controladores PID para cada uno de ellos y para cada uno de los cuatro modos definidos. Finalmente, se ha combinado el montaje final de las estructuras mecánicas con las electrónicas, y se han realizado distintas pruebas analizando los resultados obtenidos.

Cabe destacar que todos estos procedimientos llevados a cabo en este proyecto cumplen con una de las principales características que de manera general tienen los estudios científicos. Esta característica es la reproducibilidad. Todas las piezas diseñadas para la estructura mecánica pueden ser impresas por una impresora 3D de cualquier tipo, lo cual dota a esta parte del maniquí de una gran accesibilidad, ya que hoy en día cada vez es más común y sencillo adquirir una impresora 3D. En lo referente a los componentes electrónicos, también se cumple la reproducibilidad mencionada previamente. Todos los materiales empleados son de una sencilla adquisición y no tienen unos precios excesivamente elevados, por lo que permite de esta manera poder construir más maniqués de este tipo con facilidad. Los precios de los materiales se encuentran detallados en el Anexo B. Además, la placa de Arduino empleada es de código abierto, lo cual hace que no sea complicado de utilizar y programar. Igualmente, es compatible con diferentes modelos de motores, por lo que se si en un futuro se decide cambiarlos, el código y la placa empleados serían también útiles.

En lo referente a los motores, se ha determinado tras varias pruebas que la mejor opción es utilizar un motor de 12V con una reductora 34:1 para reproducir el movimiento SI y otro de 12V también, pero con una reductora de 75:1 para el AP. Así mismo, se ha introducido en el sistema la acción de control del modo de frecuencia respiratoria mediante un botón pulsador, permitiendo así al técnico de radioterapia manejar el movimiento del maniquí.

En definitiva, con este Trabajo Fin de Grado se ha desarrollado un maniquí torácico que reproduzca de una manera realista el desplazamiento que sufre un tumor pulmonar en un paciente a causa del propio movimiento de los pulmones. Se han diferenciado estos movimientos según cuatro rangos de frecuencia respiratoria, los cuales se pueden seleccionar mediante la pulsación de un botón que varía dichos modos del más lento al más rápido según su correspondiente frecuencia.

5.2.LÍNEAS FUTURAS

Con este Trabajo Fin de Grado se han conseguido unos resultados muy satisfactorios, pero aun así existen ciertas mejoras que se podrían estudiar para implementarlas y así conseguir un maniquí torácico con un funcionamiento perfecto.

En primer lugar, se propone realizar un estudio basado en datos reales de pacientes en cuanto a los desplazamientos pulmonares en el eje superior-inferior se refiere. Pese a que el sistema empleado en el hospital y con el que se realiza el estudio en este Trabajo Fin de Grado ofrece unos datos muy útiles sobre la frecuencia respiratoria y el movimiento AP, se plantea la opción de encontrar otro sistema de recogida de datos que proporcione información verídica del movimiento pulmonar en la dirección SI en pacientes con cáncer pulmonar. De esta manera, se conseguiría complementar los datos reales implementados para el movimiento AP desarrollando así un maniquí torácico totalmente realista y depurado.

Por otro lado, también se propone la idea de introducir una pantalla en el sistema que indique al técnico de radioterapia la frecuencia respiratoria a la que se está trabajando. Se podría valorar la opción de utilizar una pantalla LCD para esto, ya que este tipo de dispositivos sin ocupar mucho espacio son capaces de imprimir líneas por pantalla. Más concretamente se plantea el uso de la pantalla LCD 16x02 con un controlador I2C integrado. Se puede implementar también este dispositivo sin el módulo I2C, pero su conexión requeriría de un número bastante elevado de cables, lo cual podría complicar el montaje en sí del maniquí. Así, si se emplea un módulo I2C el número de conexiones y, por lo tanto, de cables necesarios se reduciría a 4. Con esta adición, se podría visualizar físicamente el modo de funcionamiento en el que esté el maniquí, es decir, a qué frecuencia respiratoria se está moviendo. Se podría realizar esta adición de tal manera que cuando se pulse el botón y se cambie de modo, cambie también lo que aparece en la pantalla LCD.

Así mismo, en relación con el botón, también se podría estudiar la idea de introducir cuatro botones, uno para cada modo, de tal manera que dependiendo del que se pulse, se active una frecuencia respiratoria u otra. De esta manera, se añadiría un avance en el proyecto que facilitaría su funcionamiento y accesibilidad.

Además, también se propone realizar un estudio de una nueva función en el código que permita eliminar las pequeñas oscilaciones detectadas al comienzo de cada ciclo respiratorio de los modos 3,2 y 1. Pese a no alterar el funcionamiento global del maniquí, el hecho de eliminar dichas variaciones supondría conseguir unos desplazamientos completamente ideales.

Por último, se propone también la opción de generar unas funciones que permitan introducir una frecuencia respiratoria determinada para conseguir que el maniquí se mueva específicamente en función de ella. Hasta este punto, se ha conseguido que el maniquí produzca desplazamientos a partir de cuatro posibles rangos de frecuencias detalladas anteriormente. Con este cambio se conseguiría que el maniquí fuera mucho más preciso si para cada frecuencia, sin estar dentro de un rango, se produjeran unos movimientos determinados. Habría que realizar un estudio profundo de esta idea ya que, tal y como se ha visto en los datos recogidos de los pacientes, es muy complicado que un paciente tenga exactamente la misma frecuencia respiratoria a lo largo de todo el tratamiento, razón por la cual se ha optado por hacer cuatro rangos. Por lo tanto, se propone llevar a cabo un nuevo estudio complementario para conseguir implementar una función con sus posiciones determinadas del motor para cada frecuencia de manera independiente si fuera conveniente.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1]: Sociedad Española de Oncología. (2021). *Las cifras del cáncer en España | 2021* (N.o 978–84-09-27704-9). https://seom.org/images/Cifras_del_cancer_en_Espnaha_2021.pdf
- [2]: *Cáncer de pulmón*. (2019, 18 diciembre). Sociedad Española de Oncología Médica. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://seom.org/info-sobre-el-cancer/cancer-de-pulmon?start=2>
- [3]: American Cancer Society. (s. f.). *Estadísticas importantes sobre el cáncer de pulmón*. Cáncer. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-pulmon/acerca/estadisticas-clave.html#referencias>
- [4]: Sociedad Española de Oncología Médica. (2021, mayo). *El tabaco mata a la mitad de sus usuarios y es el principal factor de riesgo evitable para el desarrollo de tumores y muertes por cáncer*. https://www.seom.org/images/NDP_Dia_Mundial_sin_Tabaco_2021_2.pdf
- [5]: Martínez Pérez, E., de Aguiar Quevedo, K., Arrarás Martínez, M., Cruz Mojarrieta, J., Arana Fernández De Moya, E., Barrios Benito, M., Hinarejos Parga, S., Cervera Deval, J., & Peñalver Cuesta, J. C. (2019). Diagnóstico precoz del cáncer de pulmón: utilidad de la tomografía computarizada de baja dosis de radiación. *Archivos de Bronconeumología*, 55(10), 526–531. <https://doi.org/10.1016/j.arbres.2019.03.012>
- [6]: Granger, C. L. (2016). Physiotherapy management of lung cancer. *Journal of Physiotherapy*, 62(2), 60–67. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2016.02.010>
- [7]: Sola, A., Martínez López, E., Rico, M., Romero, P., Vila, M., & Villafranca, E. (2009). Radioterapia en tumores móviles. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, 32. <https://doi.org/10.4321/s1137-66272009000400005>
- [8]: Domínguez, M. A., Rico, M., & Vila, M. (2009). Papel de la radioterapia en el siglo XXI. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, 32. <https://doi.org/10.4321/s1137-66272009000400001>
- [9]: Casanova, M. A. (2002). Radioterapia en la enfermedad oncológica en el siglo XXI. *Seminario médico*, 54(1), 47-74.
- [10]: García, C. M., Macías, V. M., & Tarjuelo, J. L. (2019). Tratamiento del meduloblastoma: comparación entre arcoterapia volumétrica modulada y radioterapia conformada tridimensional. *Revista de Física Médica*, 20(2), 33-46. <https://doi.org/10.37004/sefm/2019.20.2.004>
- [11]: Gamboa, J. Z. (2018). Evolución de las Metodologías y Modelos utilizados en el Desarrollo de Software. *INNOVA Research Journal*, 3(10), 20-33. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6777227>
- [12]: Nehmeh, S. A. (2002, 1 julio). Effect of Respiratory Gating on Quantifying PET Images of Lung Cancer. *Journal of Nuclear Medicine*, 43(7). Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://jnm.snmjournals.org/content/43/7/876.short>
- [13]: Dunn, L., Kron, T., Johnston, P. N., McDermott, L. N., Taylor, M. L., Callahan, J., & Franich, R. D. (2011). A programmable motion phantom for quality assurance of motion management in radiotherapy. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 35(1), 93–100. <https://doi.org/10.1007/s13246-011-0114-0>

- [14]: Steidl, P., Richter, D., Schuy, C., Schubert, E., Haberer, T., Durante, M., & Bert, C. (2012). A breathing thorax phantom with independently programmable 6D tumour motion for dosimetric measurements in radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 57(8), 2235–2250. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/8/2235>
- [15]: Amit Sawant. (2013, 8 marzo). *Programmable Deformable Lung Phantom* [Vídeo]. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=q8ugYpgu3zU>
- [16]: Ranjbar, M., Sabouri, P., Repetto, C., & Sawant, A. (2019). A novel deformable lung phantom with programably variable external and internal correlation. *Medical Physics*, 46(5), 1995–2005. <https://doi.org/10.1002/mp.13507>
- [17]: Defábula, D. (2018, 18 abril). *La importancia de la respiración*. Blog de Defábula | Centro de Formación Gestalt y Escuela de Psicoterapeutas. Recuperado 13 de junio de 2022, de <http://blog.centrodefabula.com/la-importancia-de-la-respiracion/>
- [18]: *Respiración Diafragmática*. (2013, 28 enero). UNC Health Care. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://caregivers.web.unc.edu/wp-content/uploads/sites/11470/2018/06/Respiraci%C3%B3n-Diafragm%C3%A1tica.pdf>
- [19] ESM - Escuela Superior de Medicina - IPN. (s. f.). *Ciclo Respiratorio*. Ciclo Respiratorio-IPN-ESM. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://sites.google.com/site/ciclorespiratorio/>
- [20]: Sánchez, E. (2021, 13 julio). *¿En qué consiste la respiración clavicular?* Mejor con Salud. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://mejorconsalud.as.com/en-que-consiste-respiracion-clavicular/>
- [21]: Silveira, B. M., Pereira, M. C., Cardoso, D. R., Ribeiro-Samora, G. A., Martins, H. R., & Parreira, V. F. (2021). New method for evaluating maximal respiratory pressures: Concurrent validity, test-retest, and inter-rater reliability. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 25(6), 741–748. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2021.04.012>
- [22]: *Fisiología del aparato respiratorio*. (s. f.). Isipedia. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.isipedia.com/enfermeria/fisiologia-humana/aparato-respiratorio>
- [23] *Cáncer de Pulmón Microcítico y No Microcítico*. (s. f.). Roche Pacientes. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://rochepacientes.es/cancer/pulmon/diferencia-microcitico-no.html>
- [24]: *Reto #DatuDo Contra el Cáncer de Pulmón*. (s. f.). Roche Pacientes. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://rochepacientes.es/cancer/pulmon/reto-datudo.html>
- [25]: Asociación Española Contra el Cáncer. (s. f.). *Tratamientos del cáncer de pulmón y secuelas*. Contra el Cáncer. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.contraelcancer.es/es/todo-sobre-cancer/tipos-cancer/cancer-pulmon/secuelas-tratamientos-cancer-pulmon>
- [26]: American Cancer Society. (2019, 1 octubre). *Cirugía del cáncer de pulmón no microcítico*. Cáncer. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-pulmon/tratamiento-no-microcitico/cirugia.html>

- [27]: American Cancer Society. (2019, octubre 1). *Cirugía para el cáncer de pulmón microcítico*. Cáncer. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-pulmon/tratamiento-microcitico/cirugia.html>
- [28]: CSN. (2010). *Equipamiento utilizado en radioterapia* (IR-OP-RT-TX_T02). https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/1017663277_25102010161213.pdf
- [29]: Torrecilla, J. L., & Alonso, E. B. (2001). Situación de la braquiterapia en España. Análisis de complejidad y tiempos de preparación y tratamiento. *Revista de Oncología*, 3(2), 91-99. <https://doi.org/10.1007/BF02711460>
- [30]: *Bravos Afterloader System Improves Brachytherapy Efficiency at UK Hospital | Varian*. (2019, 20 agosto). Varian. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.varian.com/es-xl/node/4220>
- [31]: CSN. (2010). Las radiaciones ionizantes en un servicio de radioterapia, Equipamiento utilizado en radioterapia externa. (IR-OP-RT_TX-T01). https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/550850078_4122009123549.pdf
- [32]: *Acelerador lineal de partículas radioterapia estereotáxica - TrueBeam®*. (s. f.). Medical Expo. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.medicaexpo.es/prod/varian-oncology/product-70440-424100.html>
- [33]: *Sistema de tomografía computarizada SOMATOM Definition Edge, Siemens*. (2013, 27 febrero). El Hospital. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.elhospital.com/temas/Sistema-de-tomografia-computarizada-de-fuente-unica-SOMATOM-Definition-Edge+8091348>
- [34]: Sousa, F., Somoano, M., Jourani, Y., & van Gestel, D. (2022). Qualitative evaluation of the role of RTTs IGRT specialists and their influence on treatment delivery. *Technical Innovations & Patient Support in Radiation Oncology*, 22, 9–15. <https://doi.org/10.1016/j.tipsro.2022.03.002>
- [35]: American Cancer Society. (2020, 28 mayo). *Quimioterapia para cáncer de pulmón no microcítico*. Cáncer. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-pulmon/tratamiento-no-microcitico/quimioterapia.html>
- [36]: Verdú Rotellar, J. M., Algara López, M., Foro Arnalot, P., Domínguez Tarragona, M., & Blanch Mon, A. (2002). Atención a los efectos secundarios de la radioterapia. *Medifam*, 12(7). <https://doi.org/10.4321/s1131-57682002000700002>
- [37]: *Maniquí RCP-AED Adulto Prestan Básico*. (s. f.). Iberomed. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://iberomed.es/emergencias/formacion-y-simuladores/>
- [38]: *The Differences Between G Code and M Code*. (2021, 4 noviembre). AmericanMicroIndustries. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.americanmicroinc.com/resources/difference-g-code-m-code/>
- [39]: *Correa de distribución de dientes redondos GT2 de goma negra para impresora 3D RepRap Polea Piezas de herramientas* (s. f.). Joom. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.joom.com/es/products/61820189e457a8010833d403>
- [40]: *Pololu - 75:1 Metal Gearmotor 25Dx66L mm LP 12V with 48 CPR Encoder*. (s. f.). Pololu. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.pololu.com/product/3266>

- [41]: *Mas sobre motores de Corriente continua*. (2022, 6 marzo). Prometec. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.prometec.net/hbridge/>
- [42]: *Arduino Due*. (s. f.). Arduino Official Store. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://store.arduino.cc/arduino-due>
- [43]: *X-NUCLEO-IHM04A1*. (s. f.). STMicroelectronics. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.st.com/en/ecosystems/x-nucleo-ihm04a1.html>
- [44]: *Botón pulsador*. (2021, 2 diciembre). Flexbot. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.flexbot.es/catalog/boton-pulsador/>
- [45]: *Almohadilla de escritorio transparente PVC*. (s. f.). Amazon. Recuperado 13 de junio de 2022, de https://www.amazon.es/Alfombrilla-escritorio-transparente-antideslizante-resistente/dp/B07V4FCRYF/ref=asc_df_B07V4FCRYF/?tag=googshopes-21&linkCode=df0&hvadid=384187433951&hvpos=&hvnetw=g&hvrnd=3432575123619713482&hvpon=&hvptwo=&hvqmt=&hvdev=c&hvdvcmdl=&hvlocint=&hvlocphy=1005495&hvtargid=pla-815203141853&psc=1https://www.amazon.es/Alfombrilla-escritorio-transparente-antideslizante-resistente/dp/B07V4FCRYF/ref=asc_df_B07V4FCRYF/?tag=googshopes-21&linkCode=df0&hvadid=384187433951&hvpos=&hvnetw=g&hvrnd=3432575123619713482&hvpon=&hvptwo=&hvqmt=&hvdev=c&hvdvcmdl=&hvlocint=&hvlocphy=1005495&hvtargid=pla-815203141853&psc=1
- [46]: *Gestión de la posición en tiempo real | Varian*. (s. f.). Varian. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.varian.com/es/products/radiotherapy/real-time-tracking-motion-management/real-time-position-management>
- [47]: *Real-time Position Management™ System, Comprehensive System for Total Motion Management(RAD 5614B)*. (2007). Varian Medical Systems, Inc. http://i.pupiq.net/a/c/c/63/63/447459/RPMSysProductBrief_RAD5614B_August2007_1.pdf
- [48]: *Controlador PID*. (s. f.). Picuino. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://www.picuino.com/es/control-pid.html>
- [49]: Camarillo, A. (2021, 11 noviembre). *¿Qué es un control PID?* 330ohms. Recuperado 13 de junio de 2022, de <https://blog.330ohms.com/2021/06/02/que-es-un-control-pid/>

ANEXO A: ASPECTOS ÉTICOS, ECONÓMICOS, SOCIALES Y AMBIENTALES

A.1 INTRODUCCIÓN

Este Trabajo Fin de Grado ha sido llevado a cabo en colaboración con el Hospital Universitario Puerta de Hierro, con la Escuela Universitaria de Diseño, Innovación y Tecnología (ESNE) y con el departamento de robótica de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación. De esta manera, se han podido poner en común los conocimientos aportados por todas las partes participantes, resultando en un trabajo multidisciplinario dentro del ámbito de la Ingeniería Biomédica.

Gracias a todas estas participaciones, se ha logrado diseñar un maniquí que mediante la reproducción tan precisa de los movimientos pulmonares durante la respiración que lleva a cabo, permite afinar la dosis recibida por un paciente con cáncer pulmonar en un tratamiento de radioterapia. De esta manera no solo se beneficia a los pacientes, sino también a los miembros del hospital, ya que por un lado estos podrán preparar con mayor precisión la dosis que se suministrará y, por otro, los pacientes recibirán un tratamiento en el que no se irradiará tejido sano en la medida que se hace actualmente.

A.2 DESCRIPCIÓN DE IMPACTOS RELEVANTES RELACIONADOS CON EL PROYECTO

Tal y como se ha explicado en la introducción del documento, el cáncer de pulmón es aquel que causa un mayor número de fallecimientos entre la población española, según los datos obtenidos en el año 2020. Por esta razón, el diseño de un maniquí que permita la mejora del tratamiento radioterápico en personas afectadas por dicha enfermedad supone un gran avance e impacto en la sociedad, ya que implica una mejora en la calidad de vida de estos individuos muy relevante.

Por otro lado, cabe destacar también el impacto económico y medioambiental de este maniquí. Se puede considerar un proyecto que no requiere una inversión económica excesiva, dado que los materiales y los componentes electrónicos empleados no son muy complicados de adquirir ni tienen un coste demasiado elevado. Ligado a esto, dichos materiales no son nocivos para el medioambiente, por lo que el maniquí también tiene un impacto medioambiental positivo. El hecho de que se hayan empleado espumas o plásticos como PLA que tienen una alta durabilidad, permite disminuir el impacto ambiental del maniquí.

A.3 ANÁLISIS DETALLADO DE ALGUNO DE LOS PRINCIPALES IMPACTOS

De entre los diversos impactos que tiene este trabajo, se puede decir que entre los dos más importantes se encuentran el impacto social y el impacto clínico. Este maniquí supone un gran avance en el campo de la radioterapia para el tratamiento de tumores en movimiento, ya que permite reducir la zona de tejido sobre la que se emite dosis. De esta manera, los efectos secundarios en el paciente producidos como consecuencia de este tratamiento se verán disminuidos también. Esto ocurrirá no solo porque recibirá una menor cantidad de dosis, sino también porque no se irradiará tejido sano adyacente innecesariamente. Así, se producirá una notable mejora en la calidad de vida de las

personas que sufren este tipo de enfermedad, lo cual supone un gran impacto tanto clínico como social.

Por otro lado, también es importante destacar el impacto económico que presenta el maniquí torácico desarrollado. Tal y como se ha explicado previamente, los materiales empleados para conseguir el desplazamiento de los pulmones en esta estructura no tienen un coste demasiado elevado y son fáciles de obtener. Además, su tiempo de uso es bastante alto, lo que permite barajar la posibilidad de invertir en la fabricación y producción de una mayor cantidad de *phantoms* que lo que se podría conseguir si el precio de dichos materiales fuera más elevado. Todo esto permite que este proyecto sea una solución reproducible, lo cual es una gran adición al resultado final. Además, implicará una reducción en el gasto producido a causa del funcionamiento de maquinaria a lo largo de todo un tratamiento por parte del hospital. Esto es porque al poder realizarse un estudio previo del movimiento de los pulmones y, por ende, del tumor, se optimizará mucho más la dosis que se requiere suministrar para eliminar el tumor y, de esta manera, el uso de las máquinas.

Así mismo, este proyecto también tiene un impacto medioambiental. En primer lugar, pese a que los materiales empleados para las piezas mecánicas son plásticos y se conoce que los plásticos no resultan beneficiosos para el medioambiente, se estima que los que se han utilizado para este maniquí tienen una gran duración. Esto reduce en cierta medida el impacto ambiental, ya que si los plásticos fueran de corta duración y se tuvieran que renovar constantemente se produciría contaminación de una manera más frecuente nuestro entorno. Más concretamente, en lo referente a la fabricación de los componentes utilizados, se sabe que los motores, el maniquí comercial o el microcontrolador, entre otros, han sido creados por empresas como Iberomed o Pololu, las cuales no presentan un impacto ambiental alto en el periodo de fabricación de los mismos. En cuanto a su vida útil se refiere, se considera que el único impacto ambiental negativo que puede tener es aquel causado por el consumo de energía para su funcionamiento, lo cual ocurre únicamente cuando se acciona el propio maniquí. Por último, en relación con el impacto ambiental que tiene una vez deja de ser útil, tal y como se ha explicado previamente, los plásticos que conforman los componentes mecánicos se pueden reciclar. Así mismo, los componentes electrónicos también pueden ser reutilizados o descompuestos y, posteriormente, reciclar algunas partes de los mismos en el propio ámbito de la electrónica. En conclusión, no se estima que este maniquí torácico tenga un impacto ambiental negativo, por lo que se considera una muy buena opción para mejorar el estudio de la dosis aplicada en radioterapia para tumores con movimiento.

Finalmente, cabe destacar que el programa implementado para conseguir el movimiento del maniquí no trata como tal con datos personales de ningún paciente, por lo que no habría problemas relacionados con la privacidad de datos. Así mismo, el maniquí tampoco entra en contacto directo con la persona, por lo que se evita cualquier posible daño que se pudiera ocasionar si lo hiciera. De esta manera, se verifica que el proyecto también tiene un valor positivo desde el punto de vista ético.

A.4 CONCLUSIONES

En conclusión, el maniquí torácico que simula el movimiento de los pulmones según una determinada frecuencia respiratoria que se ha diseñado mediante este Trabajo Fin de Grado cumple con los objetivos y con la funcionalidad deseada. Según se ha comprobado previamente, no solo cumple estrictamente con los objetivos, sino que también tiene un impacto social, clínico, económico, medioambiental y ético positivo. El uso de criterios de sostenibilidad ha aportado un gran valor a todas estas características estudiadas, además de poder seguir haciéndolo en el futuro.

Este maniquí torácico supone un gran avance en el tratamiento radioterápico del cáncer de pulmón, mejorando de esta manera la calidad de vida del paciente al mismo tiempo que causa todos los impactos positivos desarrollados previamente.

Por último, es importante destacar que para que el proyecto continúe teniendo este gran valor, cuando se realicen futuras mejoras o modificaciones sobre el mismo, es crucial estudiar y analizar todos los impactos desarrollados previamente, para asegurar que se siguen cumpliendo y evitar así cualquier tipo de problema.

ANEXO B: PRESUPUESTO ECONÓMICO

A continuación, se exponen las tablas correspondientes a los costes de cada uno de los aspectos que componen este Trabajo Fin de Grado, así como el presupuesto final del mismo:

COSTE DE MATERIALES:

MATERIAL DESCARTADO	COSTE (€)
Motorreductor 9,68:1 Metal 25Dx69L mm HP 12V con Encoder 48 CPR	46,54
Botón interruptor switch	9,99
COSTE TOTAL DE MATERIAL DESCARTADO	56,53

Tabla B.1. Tabla de costes del material descartado.

MATERIAL UTILIZADO	COSTE (€)
Maniquí RCP-AED Adulto Prestan	154,90
Filamentos de PLA para la impresión 3D de las piezas	8,78
Palos de madera	3
Poleas	22,97
Correas	7,28
Tiras de plástico	5,99
Arduino Due	38,25

Motorreductor 34:1 Metal 25Dx69L mm HP 12V con Encoder 48 CPR	46,54
Motorreductor 75:1 Metal 25Dx69L mm HP 12V con Encoder 48 CPR	46,54
X-NUCLEO-IHM04A1	15,10
Tabla de madera	15,55
Tornillos de plástico	8,32
Botones de tipo pulsador momentáneo	4,18
Cables de conexión	8,99
COSTE TOTAL DE MATERIAL UTILIZADO	381,39

Tabla B.2. Tabla de costes del material utilizado.

Coste de material descartado	56,53
Coste de material utilizado	381,39
COSTE TOTAL DE RECURSOS MATERIALES	437,92

Tabla B.3. Tabla de costes de recursos materiales.

COSTES TÉCNICOS:

COSTES TÉCNICOS	PRECIO (€)	TIEMPO DE USO (MESES)	AMORTIZACIÓN (AÑOS)	COSTE TOTAL (€)
Ordenador	594	6	6	49,5
Software Arduino IDE	Gratuito			

Software Tinkercad	Gratuito			
Impresora 3D	849	2	6	23,58

COSTE TOTAL DE RECURSOS TÉCNICOS				73,08
---	--	--	--	--------------

Tabla B.4. Tabla de costes de recursos técnicos.

COSTE DE MANO DE OBRA:

MANO DE OBRA	HORAS	COSTE/HORA	COSTE TOTAL (€)
Tutor ingeniero	15	60	900
Tutor médico	10	60	720
Estudiante ingeniero biomédico	450	15	6.750
COSTE TOTAL DE RECURSOS HUMANOS			8.370

Tabla B.5. Tabla de costes de recursos humanos.

PRESUPUESTO TOTAL DEL PROYECTO:

Coste total de materiales	437,92 €
Coste total de recursos técnicos	73,08 €
Coste total de recursos humanos	7.620 €
PRESUPUESTO TOTAL	8.881 €

Tabla B.6. Tabla del presupuesto total del proyecto (con 21% de IVA incluido).

