



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

**TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA EN  
TECNOLOGIAS INDUSTRIALES**

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN  
DISPOSITIVO QUE SIMULE EL  
MOVIMIENTO DE UN TUMOR EN EL  
PULMÓN DURANTE EL CICLO  
RESPIRATORIO PARA LA MEJORA DEL  
TRATAMIENTO MEDIANTE TÉCNICAS DE  
RADIOTERAPIA**

AUTOR: DAVID SOLER EGEA

TUTORES: DAVID MORATAL PÉREZ

DARÍO RUBÉN QUIÑONES COLOMER

**Curso académico: 2017/2018**



# *Agradecimientos*

En primer lugar, me gustaría agradecer a mi tutor Darío Quiñones, por las horas invertidas, su implicación y la ayuda que me ha prestado, y a mi tutor David Moratal, por conseguir motivarme desde el primer momento en que me propuso este trabajo.

A mis amigos y a mis compañeros durante estos cuatro años, por hacer que esta etapa haya sido la mejor de mi vida.

A mi familia, en especial a mis abuelos, por vuestro apoyo incondicional y por marcarme el camino a seguir, y a mis padres, por confiar en todas y cada unas de las decisiones que he tomado en mi vida.

Y a Aitana, por acompañarme durante todos estos años y por ser la inspiración y la referencia en cada paso que doy.



# Resumen

El cáncer es la segunda principal causa de muerte a nivel mundial, siendo el de pulmón el más común y uno de los más agresivos. El cáncer de pulmón posee un elevado índice de mortalidad, siendo la principal causa de muerte por tumores en Europa. Para su tratamiento, existen diversas técnicas, entre las que la radioterapia destaca por ser una de las menos invasivas para el paciente.

En el tratamiento del cáncer de pulmón mediante radioterapia encontramos que uno de los inconvenientes es que el tumor se mueve continuamente con el ciclo respiratorio del paciente. Esto provoca que, para poder irradiar en todo momento sobre el objetivo, el tratamiento debe aplicarse en una zona de mayor tamaño, afectando así una parte de tejido pulmonar sano.

En estos casos, es posible reducir los efectos secundarios de la radioterapia realizando un seguimiento del tumor y planificando el tratamiento para que los márgenes de error sean más pequeños. En este trabajo, se presenta un dispositivo que simula el movimiento del tumor durante el ciclo respiratorio. De esta forma, antes de llevar a cabo el tratamiento, los radiólogos podrán conocer el área realmente afectada y el recorrido del tumor. Asimismo, será posible planificar el tratamiento y medir las dosis de radiación que el paciente recibirá para que el tratamiento sea menos nocivo, ya que se podrá minimizar la zona a irradiar.

Según la bibliografía, los tumores siguen una trayectoria semejante a un ciclo de histéresis durante la respiración de los pacientes. Este ciclo del sistema respiratorio humano ha sido estudiado para obtener su ecuación característica. El nuevo prototipo ha sido diseñado y simulado utilizando el *software* de modelado 3D Siemens Unigraphics NX, para posteriormente fabricarlo mediante técnicas de impresión 3D. El control del mismo se ha llevado a cabo mediante un microcontrolador Arduino con el objetivo de diseñar un prototipo robusto y preciso en su funcionamiento, que ayude a la planificación individualizada del tratamiento de radioterapia.

**Palabras clave:** cáncer, pulmón, radioterapia, planificación, ciclo respiratorio, diseño 3D, impresión 3D, Arduino, simulador



# Resum

El càncer es la segon principal causa de mort a nivell mundial, sent el de pulmó el més comú i un dels més agressius. El càncer de pulmó té un elevat índex de mortalitat, sent la principal causa de mort per tumors a Europa. Per al tractament, existeixen diverses tècniques, entre les quals destaca la radioteràpia per ser una de les menys invasives per al pacient.

En el tractament del càncer de pulmó mitjançant radioteràpia, trobem que un dels inconvenients és que el tumor es mou de manera contínua amb el cicle respiratori del pacient. Aquest efecte provoca que, per a poder irradiar en tot moment l'objectiu, el tractament deu aplicar-se en una zona major de la necessària, veient-se afectada una part de teixit pulmonar sà.

En aquests casos, es possible reduir els efectes secundaris de la radioteràpia realitzant un seguiment del tumor i planificant el tractament per a que els marges d'error siguin mes xicotets. En aquest treball, es presenta el disseny d'un dispositiu que simula el moviment del tumor durant el cicle respiratori. D'aquesta forma, abans de portar a terme el tractament, els radiòlegs podran conèixer l'àrea afectada i el recorregut del tumor. Així mateix, serà possible planificar el tractament i mesurar les dosis de radiació que el pacient rebrà per a que el tractament siga menys nociu, ja que es podrà minimitzar la zona irradiada.

Segons la bibliografia, els tumors segueixen una trajectòria semblant a un cicle d'histéresis durant la respiració del pacients. Aquest cicle del sistema respiratori humà, ha sigut estudiat per a l'obtenció de la seua equació característica. El nou prototip ha sigut dissenyat i simulat utilitzant el *software* de modelat 3D Siemens Unigraphics NX, per a posteriorment, fabricar-lo mitjançant tècniques d'impressió 3D. El control del mateix s'ha portat a terme amb un microcontrolador Arduino amb l'objectiu de dissenyar un prototip robust i precís en el seu funcionament, que ajude a la planificació individualitzada del tractament de radioteràpia.

**Paraules clau:** càncer, pulmó, radioteràpia, cicle respiratori, disseny 3D, impressió 3D, Arduino, simulador



# Abstract

Cancer is one of the main causes of death worldwide, being lung cancer one of the most common and aggressive ones. Lung cancer have a high rate of mortality, being the principal cause of death because of tumours in Europe. There are several techniques for the treatment of lung cancer, among which radiotherapy is one of the most effective and less invasive for patients.

However, radiotherapy techniques for treatment of lung cancer, has associated difficulties due to the movement of the target tumour with the respiratory cycle of the patient. That is why radiation should be applied on a bigger area in order to ensure that the tumour is being irradiated, even though it affects healthy lung tissue.

It is possible to reduce radiotherapy side effects by effectively tracking tumours and reducing target margins. In this project, it is presented a device that follows the movement of a lung tumour that can be used by radiologist to know the affected area and tumour trajectory. Furthermore, it will be possible to plan the treatment and measure the radiation doses that patient receives in order to make it less harmful, reducing the radiated zone.

According to bibliography references, tumours follow a path similar to a hysteresis loop during the respiration of patients. For this purpose, this loop of human breathing was studied to obtain its characteristic equation. The new device was designed using the 3D modelling software Siemens Unigraphics NX. Then, it was produced through 3D printing techniques. The control of the new model was executed using an Arduino microcontroller in order to achieve a sturdier and more precise prototype that helps during the planning of the radiotherapy treatment.

**Keywords:** cancer, lung, radiotherapy, respiratory cycle, 3D modelling, 3D printing, Arduino, simulator



## ÍNDICE DEL TRABAJO

1. **Memoria:** descripción detallada del trabajo.
2. **Presupuesto:** valoración económica del trabajo realizado.
3. **Planos:** definición de los distintos elementos diseñados en el trabajo.



# MEMORIA





## ÍNDICE DE LA MEMORIA

<b>1. Motivación y objetivos</b> .....	<b>9</b>
<b>2. Introducción</b> .....	<b>11</b>
<b>2.1 El sistema respiratorio</b> .....	<b>11</b>
2.1.1 El pulmón.....	12
2.1.2 El ciclo respiratorio.....	12
<b>2.2 El cáncer de pulmón.</b> .....	<b>14</b>
2.2.1 Factores de riesgo y síntomas. ....	15
2.2.2 Clasificación.....	16
2.2.3 Diagnóstico.....	17
2.2.4 Tratamiento.....	18
<b>2.3 Estado del arte.</b> .....	<b>21</b>
2.3.1 QUASAR™ Respiratory Motion Phantom.....	21
2.3.2 Prototipos desarrollados mediante sistemas LEGO®.....	22
<b>3. Materiales y Métodos</b> .....	<b>25</b>
<b>3.1 Componentes</b> .....	<b>25</b>
3.1.1 El microcontrolador: Arduino Mega 2560 .....	25
3.1.2 Los motores: Nema 17 .....	26
3.1.3 Controladores de los motores paso a paso .....	28
3.1.4 Sensores final de carrera .....	29
3.1.5 Reprap Arduino Mega Pololu Shield .....	29
3.1.6 Alimentación.....	31
<b>3.2 Diseño</b> .....	<b>31</b>
3.2.1 Diseño teórico del mecanismo .....	32
3.2.2 Software de diseño 3D: Siemens Unigraphics NX.....	33
3.2.3 Diseño del dispositivo .....	34
3.2.4 Movimiento en el eje horizontal .....	36
3.2.5 Movimiento en el eje vertical .....	38
3.2.6 Accesorios.....	39
<b>3.3 Simulación del movimiento</b> .....	<b>40</b>
<b>3.4 Fabricación</b> .....	<b>41</b>
3.4.1 La impresión 3D .....	42
3.4.2 Impresión del dispositivo.....	43
<b>3.5 Control</b> .....	<b>45</b>
3.5.1 El movimiento teórico .....	45
3.5.2 Comportamiento real y sincronización de los motores.....	46
3.5.3 Control del dispositivo mediante Arduino.....	48
<b>3.6 Obtención del ciclo realizado mediante el software Bonsai</b> .....	<b>49</b>

<b>4. Resultados y discusión.....</b>	<b>51</b>
<b>4.1 El dispositivo: Cyclung Tumor Movement Simulator.....</b>	<b>51</b>
4.1.1 Montaje .....	51
4.1.2 El modelo final .....	52
4.1.3 Ubicación y utilidad .....	55
<b>4.2 Funcionamiento .....</b>	<b>57</b>
<b>4.3 Análisis del movimiento real.....</b>	<b>58</b>
4.3.1 Obtención de la trayectoria mediante el <i>software</i> Bonsai .....	58
4.3.2 Comparación con el movimiento teórico .....	60
<b>5. Conclusiones .....</b>	<b>63</b>
<b>6. Líneas futuras .....</b>	<b>65</b>
<b>7. Bibliografía.....</b>	<b>67</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. El sistema respiratorio humano (Bailey, 2017) .....	11
Figura 2. Ramificaciones de los bronquios y detalle de los bronquiolos y alveolos (Barone et al., 2007) .....	12
Figura 3. Cambios en las dimensiones anteroposterior y superoinferior durante la ventilación pulmonar (Marieb, 2008) .....	13
Figura 4. Diagrama de distensibilidad pulmonar de una persona sana (Guyton y Hall, 2011) .....	13
Figura 5. Proyecciones ortogonales de tumores situados en diferentes partes del pulmón en el plano coronal (izquierda) y en el plano sagital (derecha) (Seppenwoolde et al., 2002) .....	14
Figura 6. Incidencia estimada de los tumores más frecuentes en España en el año 2017 en hombres y mujeres (SEOM, 2018). .....	15
Figura 7. Imagen de TAC en la que se observa un tumor en el pulmón derecho (Kodama et al., 2011) .....	17
Figura 8. Fotografía en el Instituto Valenciano del Oncología del acelerador lineal ONCOR (SIEMENS) .....	20
Figura 9. QUASAR™ Respiratory Motion Phantom (Modus QA, 2017) .....	21
Figura 10. Primer prototipo diseñado utilizando la herramienta LEGO® MINDSTORMS EV3 (Simarro Mondejar et al., 2015) .....	22
Figura 11. Segunda versión del prototipo realizado mediante el sistema LEGO® MINDSTORMS EV3 (Reibke et al., 2016) .....	23
Figura 12. Placa Arduino Mega 2560 REV3 (Arduino, 2018).....	25
Figura 13. Esquema simplificado del funcionamiento de un motor paso a paso de 45 grados por paso (DIYMakers, 2013) .....	26
Figura 14. Motor paso a paso Nema 17.....	27
Tabla 1. Especificaciones de diseño del motor paso a paso Nema 17 .....	27
Figura 15. a) Driver A4988. b) Driver DRV8825 (Pololu Corporation, sin fecha) .....	28
Figura 16. Sensor final de carrera óptico soldado a placa de circuito impreso .....	29
Figura 17. Placa RAMPS conectada a la placa Arduino Mega 2560, señalando las principales partes y componentes de la misma y los dos drivers situados con sus respectivos disipadores de calor .....	30
Figura 18. Mecanismo de barras diseñado para el dispositivo. Se denominan las barras mediante número y las uniones mediante letras.....	32
Figura 19. Vista delantera (a) y trasera (b) del diseño de la base del dispositivo obtenidas desde Unigraphics NX .....	34
Figura 20. Vista obtenida en Unigraphics NX de la base del dispositivo ensamblada junto con los modelos 3D de dos motores paso a paso Nema 17, dos sensores final de carrera y los diez tornillos correspondientes para su sujeción .....	35

<i>Figura 21. a) Diseño completo del dispositivo con las piezas que forman el mecanismo ensambladas. b) Vista de la parte trasera del dispositivo aplicando un 50% de traslucidez a la basa para visualizar los conductos diseñados para el cableado.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 22. Detalle de los elementos que otorgan el movimiento en el eje horizontal al dispositivo acotando la dimensión relevante en la amplitud del ciclo.....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 23. Detalle de los elementos que otorgan el movimiento en el eje vertical al dispositivo acotando las medidas relevantes en la altura del ciclo.....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 24. Dos dosímetros el InLight® nanoDot™, uno de ellos abierto, donde se ve el óxido de aluminio que se encuentra en el interior de la carcasa (Kerns et al., 2011).....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 25. Accesorios compatibles con el dispositivo donde alujar distintos elementos según su aplicación. a) Dos dosímetros InLight® nanoDot™. b) Bolígrafo o rotulador. c) y d) distintos modelos donde introducir una muestra de líquido radiactivo.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 26. Imágenes de tres instantes diferentes del resultado de la simulación.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 27. Proceso de fabricación por modelado por deposición fundida (Materialise, 2018).....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 28. Impresora 3D Prusa i3 MK2 utilizada para la fabricación del dispositivo (Prusa Research, 2016).....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 29. Vistas de la pieza base del dispositivo obtenidas en Ultimaker Cura. a) Vista de sólido acabado. b) Vista de rayos X. c) Vista después de aplicar 518 capas de las 1450 que requiere.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 30. Ejemplo de la preparación de la fabricación de los accesorios y algunas de las piezas diseñadas en el software Ultimaker Cura.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 31. Ciclo teórico representando mediante el software MatLab, utilizando los valores <math>h=3</math> y <math>b=3</math> y un paso de 0,02 para el vector <math>x</math> (Reibke et al., 2016), superpuesto al ciclo de histéresis del pulmón (Guyton y Hall, 2011) para compararlos.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 32. Ciclo teórico segmentado en 6 tramos. El punto 0 representa la posición inicial.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 33. Diagrama de flujo que representa el algoritmo utilizado para la programación del controlador Arduino.....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 34. Workflow programado en Bonsai para la obtención y análisis de la trayectoria descrita por el dispositivo.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 35. Situación de las placas de circuito impreso de los dos sensores final de carrera, atornilladas a la base y los cables introducidos por las canalizaciones dispuestas para ello.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 36. Dispositivo acabado y montado completamente.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 37. Fotografía del detalle de los mecanismos del dispositivo en el que se indican las diferentes opciones que permiten parametrizar el movimiento.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 38. Fotografías de diferentes vistas de la versión final del dispositivo.....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 39. Resultado final de algunos de los diferentes accesorios diseñados y sus respectivas disposiciones en el dispositivo. En las figuras a) y b) se observan las esferas con la muestra donde se introduce el líquido de contraste para el PET. La figura c) muestra el accesorio diseñada para introducir dos dosímetros en su interior. En la figura d) aparece el accesorio para dibujar la trayectoria del movimiento del dispositivo.....</i>	<i>54</i>

<i>Figura 40. Esquema de la situación del dispositivo en el interior de un acelerador lineal para la simulación del movimiento de un tumor.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 41. Primera versión del dispositivo en un acelerador lineal del Instituto Valenciano de Oncología (IVO). 56</i>	<i>56</i>
<i>Figura 42. Máquina para la realización de pruebas PET/TAC (Philips, 2018) .....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 43. Serial de Arduino donde se puede leer el estado del proceso y donde se introduce por teclado el número de ciclos que se van a realizar.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 44. Pantalla que se visualizará al final del movimiento de un proceso de 10 ciclos .....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 45. Flujo de trabajo programado con el software Bonsai para el seguimiento de la punta del dispositivo y comprobar la precisión de la trayectoria descrita junto con la ventana de la imagen HSV.....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 46. Gráficos de la posición del centroide en el eje X e Y obtenidos en Bonsai a tiempo real durante el movimiento del dispositivo configurado para realizar ciclos de 4 segundos .....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 47. Ventana de Bonsai donde se visualiza la imagen de la cámara donde se superpone el tracking en tiempo real de la posición del centro de la esfera.....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 48. a) Configuración para una trayectoria del tumor más amplia. b) Configuración para una trayectoria del tumor más alta. c) Diferentes trayectorias posibles modificando el parámetro r. d) Diferentes trayectorias posibles modificando la longitud <math>d_1</math>.....</i>	<i>60</i>



# 1. Motivación y objetivos

---

El **cáncer de pulmón** es uno de los tumores con mayor incidencia en la población y uno de los que poseen un mayor índice de mortalidad. La utilización de la **radioterapia externa** como método de tratamiento del cáncer de pulmón presenta un inconveniente principal, el movimiento del tumor en el interior del pulmón a causa de la respiración. Durante el ciclo respiratorio, el tumor realiza una trayectoria similar a la de un **ciclo de histéresis** por lo que para radiar completamente al objetivo se irradia, inevitablemente, una zona mayor a la necesaria, dañando partes de tejido pulmonar sano.

En el presente trabajo se pretende diseñar un dispositivo **open-source** que de soporte a la planificación del tratamiento de este tipo de cáncer por radioterapia. Para ello, el **objetivo principal** del proyecto será que el dispositivo que se va a desarrollar simule en dos dimensiones el movimiento de un tumor en el pulmón y, que pueda ser utilizado en la realización de diferentes pruebas y ensayos clínicos para aumentar la precisión del tratamiento aplicado al paciente. Para alcanzar dicho objetivo, se realizará un estudio de las diferentes alternativas de solución que permitan diseñar un dispositivo lo más preciso, estable y útil posible.

Además, se establecen distintos **objetivos específicos** que se tratarán de resolver a lo largo del trabajo:

- Emplear componentes que permitan conseguir **estabilidad** en el movimiento del dispositivo, evitando los efectos de posibles perturbaciones, tanto internas como externas.
- Diseñar un dispositivo **parametrizable**, capaz de trazar ciclos de diferentes formas y dimensiones según el paciente y la posición del tumor en el pulmón.
- Añadir **nuevas funcionalidades** que permita aumentar las posibilidades del simulador como, por ejemplo, ayudar en el cálculo de las dosis de radiación que se administrarán al paciente.
- **Analizar el movimiento del dispositivo** diseñado, comparándolo con la trayectoria teórica del ciclo de histéresis del sistema respiratorio.
- **Comparar el dispositivo diseñado con el estado del arte**, es decir, con las diferentes alternativas que actualmente tratan de mejorar la precisión del tratamiento de este tipo de cáncer mediante radioterapia externa.
- **Utilizar *software* y componentes ampliamente extendidos y accesibles con un coste bajo**, para que posteriormente, el proyecto permita las aportaciones de terceros para ser mejorado y que sea una herramienta más en el día a día de la planificación del tratamiento del cáncer de pulmón por radioterapia externa.



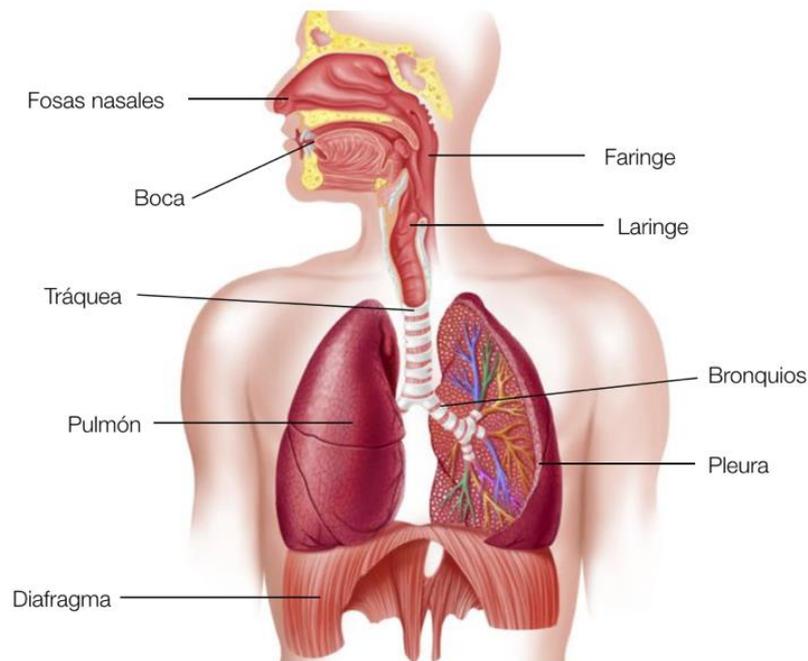
## 2. Introducción

---

### 2.1 El sistema respiratorio

El **sistema respiratorio** es el conjunto de órganos encargados del intercambio de gases entre el medio ambiente y el ser humano. A través de él, la sangre se nutre del oxígeno que necesita nuestro cuerpo y elimina el dióxido de carbono producido por el metabolismo celular.

El sistema respiratorio (Figura 1) está formado por las fosas nasales, boca, faringe, laringe, tráquea y pulmones. El aire entra al interior del cuerpo a través de las fosas nasales o la boca para llegar en primer lugar a la faringe. Seguidamente pasa por la laringe, formada por las cuerdas vocales, la glotis y la epiglotis. A continuación, el aire atraviesa la tráquea, que se ramifica en dos bronquios que llegarán a sendos pulmones.



*Figura 1. El sistema respiratorio humano (Bailey, 2017)*

El diafragma es el músculo que permite la entrada y salida del aire mediante contracciones y relajaciones que modifican la capacidad de los pulmones. Asimismo, los músculos intercostales actúan en la respiración variando el diámetro torácico.

Los **pulmones**, situados en el interior de la caja torácica, están separados por el mediastino, zona donde se encuentra el corazón, el esófago, la tráquea, los ganglios linfáticos y los principales conductos sanguíneos pulmonares.

Los pulmones son el único órgano del cuerpo humano por el que pasa toda la sangre que sale del ventrículo derecho del corazón. Esta se oxigena y retorna a la aurícula izquierda, donde se vuelve a bombear para ser repartida por el resto de órganos.

### 2.1.1 El pulmón

El pulmón es el encargado de la transferencia de gases con la sangre y por este motivo se puede considerar el órgano más importante del aparato respiratorio. El pulmón derecho es algo más grande que el izquierdo debido al espacio que ocupa el corazón y su situación en el mediastino. El pulmón derecho se divide en tres lóbulos; por su parte, el pulmón izquierdo se divide en dos. Las divisiones entre los lóbulos se denominan cisuras.

En el interior de los pulmones, los bronquios se ramifican en conductos llamados bronquios lobares o secundarios, que dirigen el aire que llega a cada lóbulo. Los bronquios lobares se dividen a su vez en bronquios segmentarios, que se ramifican en bronquiolos por los que el aire llega a los alveolos, donde se realiza el intercambio de gases con la sangre.

Los alveolos son elementos en forma de saco, de paredes muy delgadas y rodeados por una red de capilares (Figura 2). En cada pulmón hay aproximadamente 300 millones de alveolos, lo que representa una gran superficie respiratoria, separada por una distancia muy corta de la sangre capilar, permitiendo así que el intercambio de gases se produzca rápidamente (Tresguerres et al., 2009).

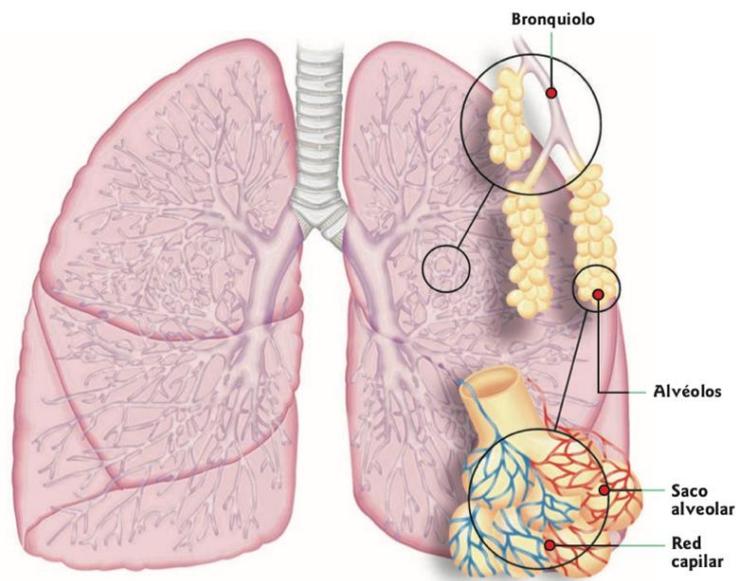


Figura 2. Ramificaciones de los bronquios y detalle de los bronquiolos y alveolos (Barone et al., 2007)

La pleura son las dos capas de la membrana elástica que recubre los pulmones y entre ellas, en la cavidad pleural, es donde se encuentra el líquido que permite la expansión y contracción de los mismos. Esta zona intermedia desaparece prácticamente en su totalidad durante la inspiración.

### 2.1.2 El ciclo respiratorio.

La **respiración** es un proceso mecánico y cíclico que consiste en la entrada y salida del aire en los pulmones. Generalmente, se realizan entre 16 y 20 respiraciones por minuto, lo que se traduce en una respiración a intervalos de 3-3,75 segundos. Los procesos que contribuyen a la expansión y contracción de los pulmones son, por un lado, el movimiento del diafragma en el eje vertical, y por otro, la elevación y descenso de las costillas (Guyton & Hall, 2011).

La mayoría del tiempo, la respiración y los movimientos que realizamos para llevarla a cabo tienen lugar de forma automática gracias al centro respiratorio situado en el bulbo raquídeo. Este emite las órdenes que regulan la respiración y puede modificar la frecuencia respiratoria según el nivel de oxígeno del que disponemos. Aunque la respiración se puede controlar voluntariamente, nuestro sistema nervioso priorizará siempre los estímulos del centro respiratorio (Cohen, 2010).

La respiración, o ventilación pulmonar, se divide en dos etapas: la inspiración y la espiración (Figura 3). Durante la primera, el diafragma y los músculos principales se contraen, provocando una presión intrapulmonar negativa que provoca la entrada de aire cargado de oxígeno a los pulmones, que se expanden. Tras la inspiración, el diafragma se relaja, contrayendo a su vez a los pulmones y provocando la salida del aire, en este caso rico en dióxido de carbono, produciéndose la espiración.

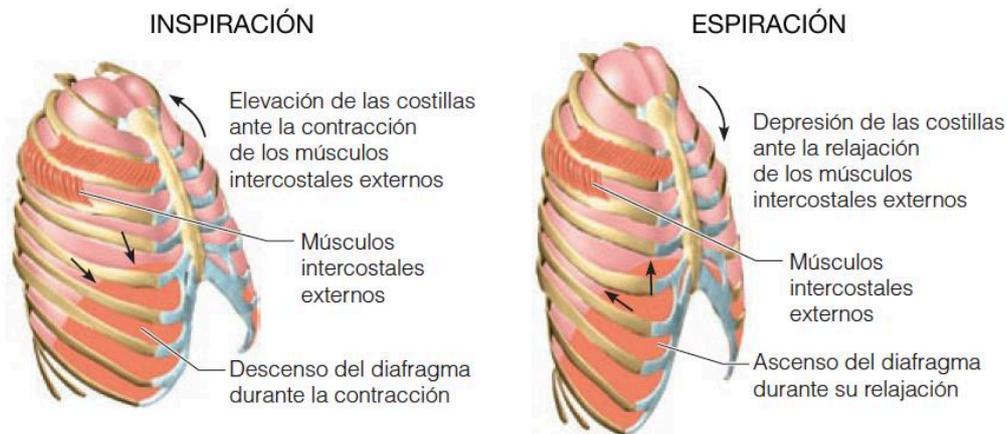


Figura 3. Cambios en las dimensiones anteroposterior y superoinferior durante la ventilación pulmonar (Marieb, 2008)

Las variaciones de volumen de los pulmones que provocan estos movimientos están relacionadas con la variación de la presión transpulmonar (diferencia entre la presión alveolar y la pleural). Los diagramas de distensibilidad (Figura 4) de los pulmones relacionan los cambios de volumen y presión que estos sufren durante un ciclo respiratorio. La histéresis del sistema respiratorio permite saber que esta relación es diferente para la inspiración y para la espiración (Albaiceta, 2009).

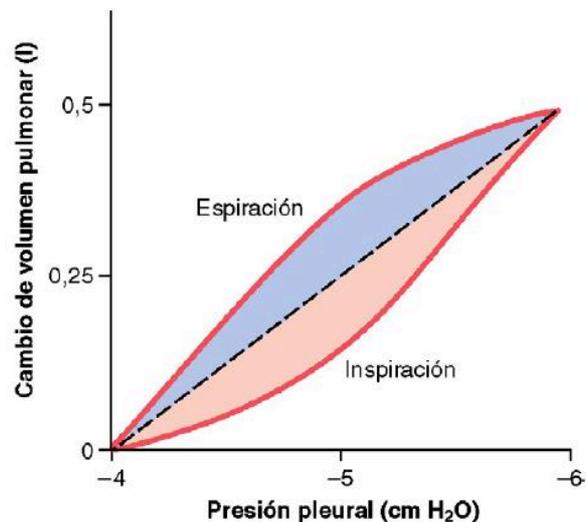


Figura 4. Diagrama de distensibilidad pulmonar de una persona sana (Guyton y Hall, 2011)

Estas curvas no solo ofrecen información sobre la distensibilidad pulmonar si no que además ilustran el movimiento de las distintas partes del pulmón, que es diferente según la zona en la que se encuentre (Figura 5). Además, todo lo que se sitúe en el pulmón, como un tumor, seguirá un ciclo como el que se ha descrito.

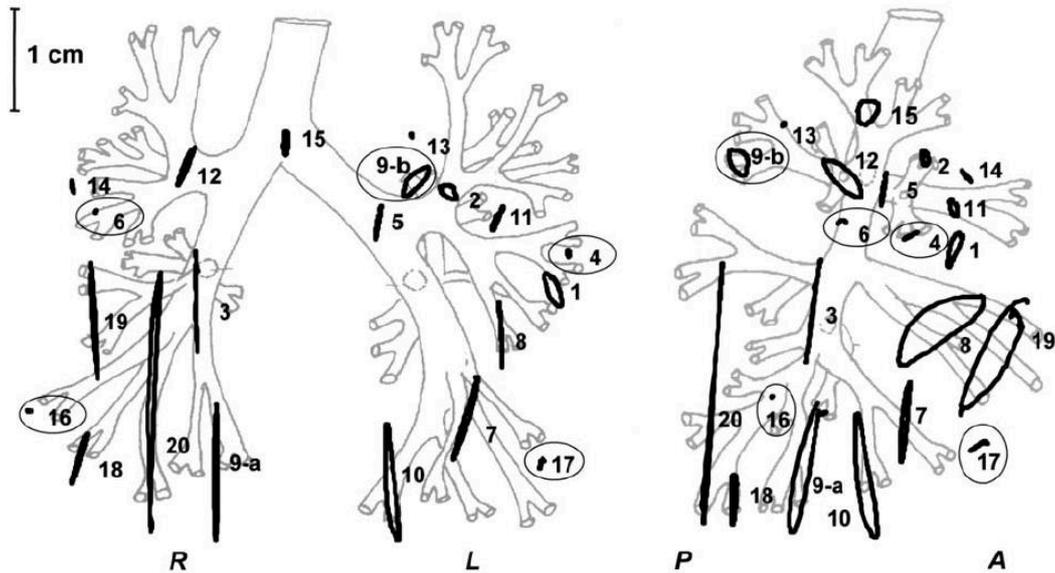


Figura 5. Proyecciones ortogonales de tumores situados en diferentes partes del pulmón en el plano coronal (izquierda) y en el plano sagital (derecha) (Seppenwoolde et al., 2002)

## 2.2 El cáncer de pulmón.

Se denomina **tumor** a una masa de tejido anormal en la que sus células no mueren cuando deberían y se desarrollan más de lo habitual. Los tumores pueden ser de dos tipos: benignos o malignos (**cáncer**). Los primeros no suelen suponer una amenaza para la vida ya que no invaden otros tejidos, no crecen de forma desmesurada ni producen metástasis. Sin embargo, dichos tumores pueden ser peligrosos si se sitúan comprimiendo órganos esenciales o estructuras nerviosas o vasculares.

Los tumores malignos, aparecen cuando un conjunto de células crece descontroladamente pudiendo invadir tejidos y órganos cercanos. Las enfermedades relacionadas con este fenómeno son las que se conocen como **cáncer**. Dichas células pueden separarse del tumor original pasando al sistema linfático o al flujo sanguíneo, dando lugar a nuevos tumores del mismo tipo en diferentes partes del cuerpo (**metástasis**).

El **cáncer** es, actualmente, la segunda principal cause de muerte en el mundo, solo por detrás de los accidentes cardiovasculares y, aunque han sido numerosos los avances en la prevención y el tratamiento de esta enfermedad, su incidencia aumenta debido al crecimiento de los factores de riesgos y el envejecimiento de la sociedad (Global Burden of Disease Cancer Collaboration, 2015). Además, encontramos una brecha de género en cuanto a la mortalidad del cáncer. Los ratios de incidencia y mortalidad son más elevados para hombres que para las mujeres, probablemente debido a la mayor

prevalencia de factores de riesgo y la menor disponibilidad o uso de programas de evaluación (OECD, 2009).

Más concretamente, el cáncer de pulmón es el más común a nivel mundial, con más de 1.800.000 nuevos casos diagnosticados durante el año 2012 con aproximadamente un 87% de mortalidad. Además, datos del año 2017 reflejan que este tipo de cáncer es la principal causa de muerte por tumores en Europa con una tasa de 33,3/100.000 (número de fallecimientos por cada 100.000 personal al año) (SEOM, 2018).

En España, el cáncer de pulmón pasa a ser el tercero con más incidencia en la población (Figura 6). Muestra un patrón desfavorable en el número de mujeres afectadas respecto a los últimos años y es también el tipo de tumor responsable de un mayor número de fallecimientos (SEOM, 2018).

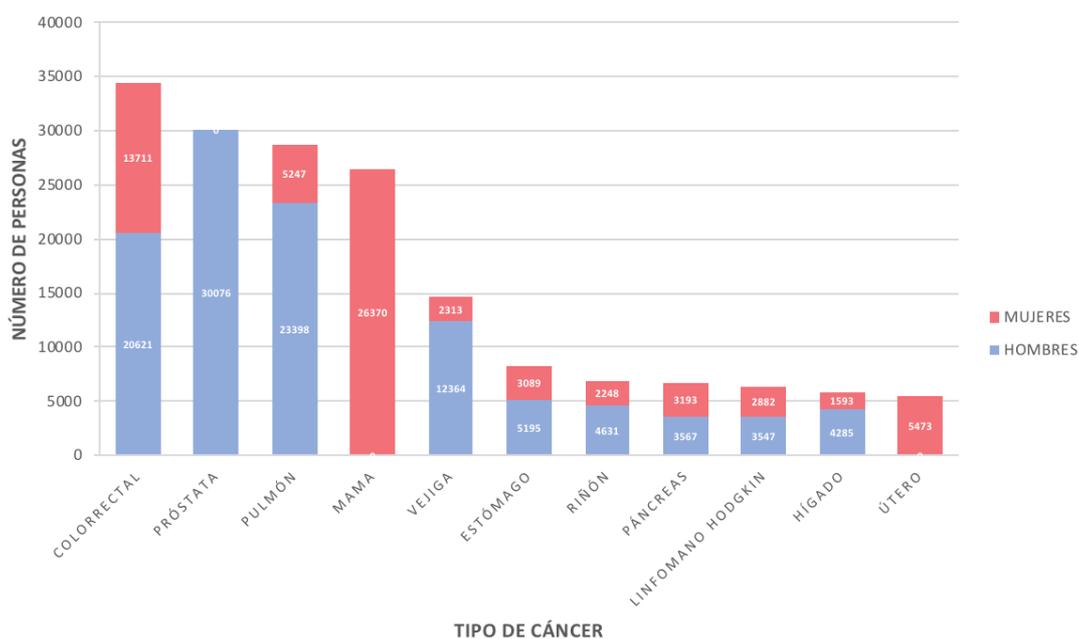


Figura 6. Incidencia estimada de los tumores más frecuentes en España en el año 2017 en hombres y mujeres (SEOM, 2018).

### 2.2.1 Factores de riesgo y síntomas.

Todo aquello que supone un aumento de las probabilidades de padecer cualquier enfermedad se considera un **factor de riesgo**, aunque no es condición indispensable poseer alguno de ellos para que dicha enfermedad se manifieste. Según la *American Cancer Society* los principales factores de riesgo que pueden condicionar la aparición de tumores en el pulmón son (American Cancer Society, 2016):

- El **humo del tabaco**: fumar es el factor de riesgo más importante ya que se estima que aproximadamente el 80% de muertes por cáncer de pulmón se producen en fumadores o exfumadores.
- La exposición al **radón**: gas radioactivo que se genera al descomponerse el uranio en el suelo o rocas.
- La exposición al **asbesto** y otros agentes: normalmente por aquellas personas expuestas prolongadamente en su puesto de trabajo.

- La **contaminación** del aire ambiental: este riesgo es mucho menor que los descritos anteriormente.
- El **arsénico**: si aparece en cantidades elevadas en el agua potable.
- **Tratamientos de radioterapia previos.**
- **Antecedentes familiares.**
- Algunos complementos alimenticios: el consumo de **betacaroteno** puede aumentar el riesgo de cáncer de pulmón.

Los principales **síntomas** que se asocian al cáncer de pulmón pueden ser tos, hemoptisis (tos con sangre), dolor torácico y disnea (dificultades para respirar) (Lama Martínez, 2017). Debido a que estos síntomas pueden asociarse erróneamente a cualquier otra afección respiratoria, y que no suelen aparecer mientras el tumor está localizado, el diagnóstico del cáncer de pulmón no ocurre normalmente hasta que se encuentra en estado avanzado.

Actualmente existe un proyecto internacional de Diagnóstico de Cáncer de Pulmón Asintomático (IELCAP) al que el Instituto Valenciano de Oncología se adhirió en 2008 para el diagnóstico temprano del cáncer de pulmón. Este programa consiste en la realización de un TAC de baja dosis a personas de alto riesgo (mayores de 50 años y fumadores durante 15 años), aunque no presenten síntomas, y el posterior seguimiento que permitirá detectar posibles tumores malignos localizados. La identificación precoz de dichos tumores permite su curación mediante métodos menos agresivos y presenta un aumento de la supervivencia de los pacientes (Instituto Valenciano de Oncología, s. f.).

### 2.2.2 Clasificación.

El cáncer de pulmón puede presentar diferentes tamaños o aspectos pudiendo distinguirlos histológicamente en dos tipos: el cáncer de pulmón de células no-pequeñas y el de células pequeñas. Esta clasificación, junto al estadio en el que se encuentre el cáncer, ayudan a seleccionar el tipo de tratamiento óptimo que el paciente necesita (CDC, 2013).

#### 1. Cáncer de pulmón de células no-pequeñas o no microcítico.

El cáncer pulmonar de células no-pequeñas (en adelante, **CPCNP**), más común que el de células pequeñas, se caracteriza por crecer y extenderse de forma lenta. A su vez, el CPCNP se puede presentar generalmente en tres formas distintas:

- Los adenocarcinomas: normalmente localizados en zonas periféricas al pulmón.
- Los carcinomas escamocelulares: originados, por lo general, cerca de los bronquios.
- Los carcinomas de células grandes: pueden aparecer en cualquier parte del pulmón y presentan un crecimiento más rápido que el resto.

Pruebas posteriores al diagnóstico del CPCNP son capaces de determinar el estadio en el que se encuentra. Dichos estadios se dividen del 0 al IV según si el cáncer se ha diseminado más o menos desde su origen. Los estadios más bajos, presentan índices de supervivencia mucho mayores. Por ejemplo, a partir del estadio 3, la cura es muy complicada y los tratamientos suelen tener como objetivo la mejora de la calidad de vida del paciente (Richard LoCicero y Gainesville, 2018).

## **2. Cáncer de pulmón de células pequeñas o microcítico.**

El cáncer de pulmón de células pequeñas (en adelante, **CPCP**), es un tipo de cáncer que tiende a diseminarse rápidamente. Esta es la forma más agresiva en la que se presenta el cáncer pulmonar ya que se forman tumores grandes que frecuentemente producen metástasis. Podemos subdividir el CPCP en dos tipos:

- Carcinoma de células pequeñas: aparecen cerca de vías aéreas grandes y crecen rápidamente.
- Carcinoma combinado de células pequeñas.

El CPCP se puede encontrar en dos estados: localizado y extendido. Dichos estados indicarán el tratamiento y lo efectivo que este será, aunque las expectativas de vida después de 5 años del diagnóstico son muy bajas (Todd Gersten y Wellington, 2017).

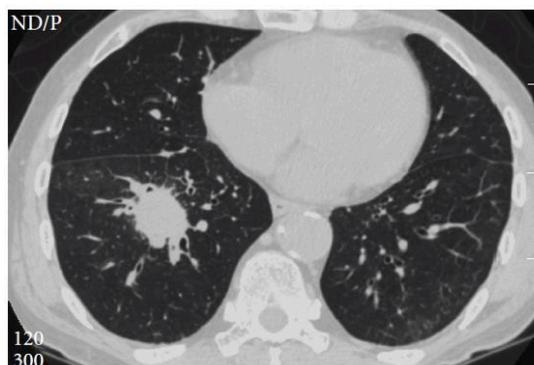
### **2.2.3 Diagnóstico.**

El **diagnóstico** de esta enfermedad pretende conocer la existencia del cáncer pulmonar en los pacientes, su localización, clasificación y estratificación para determinar el tratamiento necesario. El diagnóstico temprano evitará que el tumor se extienda y dificulte su curación. Para ello es necesario una sospecha clínica para posteriormente llevar a cabo diversos estudios más específicos que la secunden. A continuación, se revisarán las principales pruebas que se realizan durante el diagnóstico de este tipo de cáncer:

#### **1. Estudios por imagen para la localización.**

Los estudios por imagen se pueden realizar tanto antes como después del diagnóstico para encontrar áreas sospechosas, determinar la propagación o no del cáncer o comprobar el resultado del tratamiento. Habitualmente, la primera prueba que se realiza es una **radiografía de tórax** y, en caso de que se visualice algo sospechoso, se ordenarán nuevas pruebas.

La **tomografía axial computarizada (TAC)** o la **resonancia magnética** producen imágenes que permiten visualizar el tumor, su forma, tamaño y localización (Figura 7). Por un lado, el TAC utiliza rayos X y se recomienda a aquellas personas con un tumor solitario localizado. La resonancia magnética utiliza campos magnéticos para producir las imágenes y, como no funcionan bien en partes del cuerpo en movimiento, se suele aplicar al cerebro o los huesos para saber si el tumor se ha propagado. En ambos casos se puede utilizar un tinte especial de contraste para obtener mejores detalles en las imágenes.



*Figura 7. Imagen de TAC en la que se observa un tumor en el pulmón derecho (Kodama et al., 2011)*

Habitualmente, el TAC puede combinarse con una **tomografía por emisión de positrones** (en inglés, PET) para obtener imágenes de los tejidos y órganos del cuerpo. En el PET, se inyecta una glucosa ligeramente radioactiva que será absorbida por aquellas células que consuman más energía, como son las cancerosas, permitiendo determinar si existen células de este tipo en alguna parte del cuerpo.

Si existen sospechas de que el cáncer se ha podido propagar a los huesos, se realizará una **gammagrafía ósea**. En ella, se observará un radioactivo que se concentra especialmente en las zonas afectadas de los huesos y se mostrarán más oscuras en las imágenes.

## **2. Pruebas para el diagnóstico.**

Las imágenes obtenidas o los síntomas que presenta el paciente pueden advertir de la existencia del cáncer de pulmón, pero será la observación de sus células lo que certifique el diagnóstico. Dichas células serán obtenidas de un trozo de tejido extraído al paciente utilizando el método menos dañino posible.

Para obtener el tejido necesario para su análisis, puede ser suficiente con pruebas menos invasivas como una **citología de esputo**, que suele ser efectiva si el cáncer se sitúa en las principales vías respiratorias y si es de células pequeñas y escamosas. En caso contrario, serán necesarias intervenciones como la **toracocentesis**, la **biopsia** o la **broncoscopia**, en las que se utiliza una aguja hueca para obtener el tejido que será observado en el microscopio

## **3. Estudios para encontrar la propagación.**

Si se ha diagnosticado cáncer de pulmón, es importante conocer la propagación del mismo a áreas cercanas. Estas pruebas son comunes cuando el cáncer es no microcítico, ya que puede que todavía se pueda tratar a través de una intervención quirúrgica.

La **ecografía endobronquial** y la **ecografía endoscópica esofágica**, permiten obtener imágenes utilizando ondas sonoras en las que se podrán observar los ganglios linfáticos y otras zonas cercanas y determinar si han sido alcanzadas por el cáncer. A su vez, si se observa que los ganglios linfáticos son más grandes de lo habitual, se puede introducir una ajuga a través del broncoscopio o endoscopio para realizar una biopsia.

Para observar el mediastino se puede llevar a cabo una **mediastinoscopia** o una **mediastinotomía**. Realizadas en un quirófano, es posible la obtención de muestras de la zona. La **toracoscopia** es un procedimiento utilizado si se pretende observar la zona situada entre los pulmones y la pared torácica o la pleura, aunque también se puede obtener tejido. Esta intervención es poco habitual si una biopsia ha resultado concluyente.

### **2.2.4 Tratamiento.**

Dependiendo del tipo, su localización, estado, diseminación, entre otros factores, el tipo de tratamiento del cáncer de pulmón será distinto. Las opciones más comunes son la cirugía, la radioterapia y la quimioterapia, aplicadas tanto de forma individual como combinada. Otro factor limitante en la selección del tipo de tratamiento que el paciente recibirá es su estado de salud, ya que algunos de ellos pueden resultar demasiado ofensivos.

## **1. Cirugía.**

El tratamiento del cáncer de pulmón mediante intervenciones quirúrgicas será el indicado si el tumor no es microcítico, está localizado de forma que se pueda extirpar completamente y si el paciente puede soportar la cirugía con un riesgo asumible (Díaz-Agero Álvarez et al. , 2006). Solo en muy pocos casos se utiliza la cirugía para el tratamiento del cáncer de pulmón de células pequeñas o microcítico ya que generalmente, cuando es detectado ya se ha diseminado.

En el caso del cáncer de pulmón de células no-pequeñas, son los tumores en estadios I o II sobre los que se utiliza esta técnica. En los tumores en estadio III se analizará cada caso y, finalmente, nunca se realizará cirugía si el tumor se encuentra es estadio IV (Díaz-Agero Álvarez et al., 2006).

Las técnicas utilizadas en este tipo de cirugías son:

- Neumonectomía: consiste en extirpar por completo uno de los dos pulmones y su mortalidad es muy elevada. Se reserva como última opción para aquellos tumores situados en la zona central del pecho y que no se pueden eliminar mediante ninguna otra intervención.
- Lobectomía: es la operación más utilizada en caso de ser posible. Únicamente se extirpa uno de los 5 lóbulos en el que se contiene el tumor o los tumores.
- Segmentectomía: en algunos casos en los que el paciente no dispone de función pulmonar suficiente como para que se le extirpe un lóbulo completo, se puede eliminar parte de él.

En cualquier operación de este tipo, además, se extirpan los ganglios linfáticos cercanos para conocer si el cáncer ha llegado o no a estos y se ha podido expandir más allá.

El tratamiento quirúrgico, aunque siempre es una intervención compleja y posee diversos efectos secundarios, facilita notablemente la cura de la enfermedad. Aún así, estos buenos resultados no se traducen en un descenso de la mortalidad por cáncer de pulmón, ya que la mayoría se diagnostican en estadios avanzados.

## **2. Radioterapia.**

La **radioterapia** consiste en el uso de dosis controladas de radiación de alta intensidad para eliminar las células cancerosas o reducir el tamaño de los tumores. En el caso del cáncer pulmonar, la radioterapia puede utilizarse como tratamiento principal en aquellos pacientes en los que la cirugía resulta imposible. También se puede aplicar antes o después de la misma, como terapia paliativa o para aliviar bloques de vías respiratorias.

Existen dos tipos de radioterapia: la braquiterapia, o de radiación interna, y la radioterapia con haces externos. La braquiterapia consiste en la introducción de una fuente radioactiva en el área cancerosa para reducir el tamaño de tumores no microcíticos. Sin embargo, en la mayoría de ocasiones se utiliza radioterapia externa. Esta se genera en el exterior del cuerpo, en un acelerador lineal y se utiliza, por lo general, para tratar un tumor no microcítico o su propagación en otros órganos.

Un **acelerador lineal** (LINAC, por sus siglas en inglés) (Figura 8) es un dispositivo eléctrico que en radioterapia se utiliza para personalizar la radiación que recibirá un paciente para ajustarse al tumor y destruir sus células. Este aparato acelera mediante microondas los electrones que chocarán contra un banco de metal pesado produciendo los rayos X que se moldearán en forma de haz. Este haz sale del acelerador, que puede ser rotado alrededor del paciente según el tratamiento (RadiologyInfo, 2017).

Cuando se utiliza un acelerador lineal para el tratamiento del cáncer de pulmón, se requiere de una planificación previa por parte de un radioncólogo que determine la dosis necesaria y, de un físico médico y un dosimetrista que calculen el tiempo y la forma en la que se aplicará el tratamiento.



Figura 8. Fotografía en el Instituto Valenciano del Oncología del acelerador lineal ONCOR (SIEMENS)

Por tanto, una de las partes esenciales el tratamiento por radioterapia externa es la planificación. Antes de iniciar el tratamiento, es importante calcular la dosis necesaria, los ángulos de emisión u otros parámetros que permitirán que el paciente reciba la cantidad justa de radiación. Además, es en este momento cuando se debe tener en cuenta el movimiento que realiza el tumor para atacarlo con más precisión y sin afectar zonas adyacentes.

Las técnicas de imagen disponibles actualmente, como la tomografía axial computarizada 4D (TAC4D), adquieren las imágenes sincronizadas con el movimiento respiratorio, y permiten conocer con exactitud su posición en cada fase del ciclo (Zucca Aparicio *et al.*, 2011). Estas imágenes se tomarán con el paciente completamente inmobilizado, de la misma forma en la que posteriormente se le aplicará el tratamiento en cada una de las sesiones. Durante estas sesiones se utilizan máquinas y programas controlados a través de una computadora para dirigir los rayos de forma que el tumor reciba la máxima dosis directamente.

En cuanto a los efectos secundarios de la radioterapia se distingue entre agudos y crónicos. Los primeros son los que aparecen durante el tratamiento y suelen desaparecer después de algunas semanas como, por ejemplo, fatiga, reacciones cutáneas, entre otros. Los efectos secundarios crónicos aparecen meses o incluso años después del tratamiento y pueden ser permanentes. Una buena planificación reducirá la cantidad de radiación que reciben los tejidos sanos, reduciendo a su vez estos síntomas derivados.

### 3. Quimioterapia.

El tratamiento del cáncer de pulmón mediante quimioterapia consiste en la administración de distintos fármacos que impiden la multiplicación de las células cancerosas y las destruyen. No obstante, estos medicamentos entran al corriente sanguíneos alcanzando todas las partes del cuerpo dañando células sanas por alteración de su ADN. Por este motivo aparecen los efectos secundarios típicos del tratamiento tales como la caída del cabello, diarreas o alteraciones en la médula ósea.

Frecuentemente, la quimioterapia se utiliza como tratamiento principal en el cáncer pulmonar microcítico, ya que la radioterapia o la cirugía serían incapaces de alcanzar todas las áreas afectadas. Sin embargo, la quimioterapia puede aplicarse anteriormente a la cirugía o radioterapia para reducir el tamaño del tumor, para destruir cualquier célula que no se haya eliminado mediante otro tratamiento o junto a la radioterapia en los casos en los que la cirugía no sería viable.

## 2.3 Estado del arte.

Han sido numerosos los estudios y avances, tanto científicos como tecnológicos, que se han llevado a cabo para combatir el cáncer. En concreto, para el cáncer de pulmón, se ha procurado mejorar en la prevención de la enfermedad, sobretodo mediante medidas en la reducción del tabaquismo. Por otro lado, muchos equipos investigadores han conseguido mejorar el diagnóstico, planificación y tratamiento de este tipo de cáncer.

En radioterapia, el movimiento de los tumores debido al ciclo respiratorio dificulta el tratamiento y, por este motivo, un área de investigación se ha centrado en la planificación del tratamiento. Se pueden utilizar dispositivos para garantizar la calidad del seguimiento del movimiento y las medidas de las dosis de radiación recibidas. De este modo, en los casos más complejos, los médicos y radiólogos realizarán pruebas a priori que aseguren la máxima precisión.

### 2.3.1 QUASAR™ *Respiratory Motion Phantom.*

El QUASAR™ *Respiratory Motion Phantom* (Figura 9) es un dispositivo comercial desarrollado por Modus QA, que en su última versión reproduce en dos dimensiones el movimiento respiratorio de los pacientes para su uso en radioterapia. Es especialmente útil para la realización de pruebas de tratamientos, la corrección de dichas pruebas y la puesta en marcha de nuevos sistemas.



*Figura 9. QUASAR™ Respiratory Motion Phantom (Modus QA, 2017)*

Este dispositivo es programable con la amplitud y frecuencia de oscilación específicos en cada paciente. Estos datos son obtenidos gracias a las imágenes obtenidas mediante técnicas como el TAC4D y son traducidos mediante el *software* específico desarrollado en MatLab (MathWorks, Natick, Massachusetts, Estados Unidos) que dota de una interfaz que comunica el ordenador y el *hardware* (controlador, motores, *drivers*, etc.) (Dunn *et al.*, 2012).

En el QUASAR™ existe la posibilidad de introducir una película dosimétrica o una cámara de ionización para medir la dosis de radiación absorbidas. Sin embargo, resulta complicado experimentar con él y utilizarlo en la planificación del tratamiento de radioterapia en muchos centros debido a su elevado precio.

### 2.3.2 Prototipos desarrollados mediante sistemas LEGO®.

Desde el Centro de Biomateriales e Ingeniería Tisular de la Universitat Politècnica de València y con estrecha colaboración con el Instituto Valenciano de Oncología se ha trabajado en el desarrollo de un **prototipo** capaz de simular el movimiento respiratorio para la planificación del tratamiento del cáncer por radioterapia.

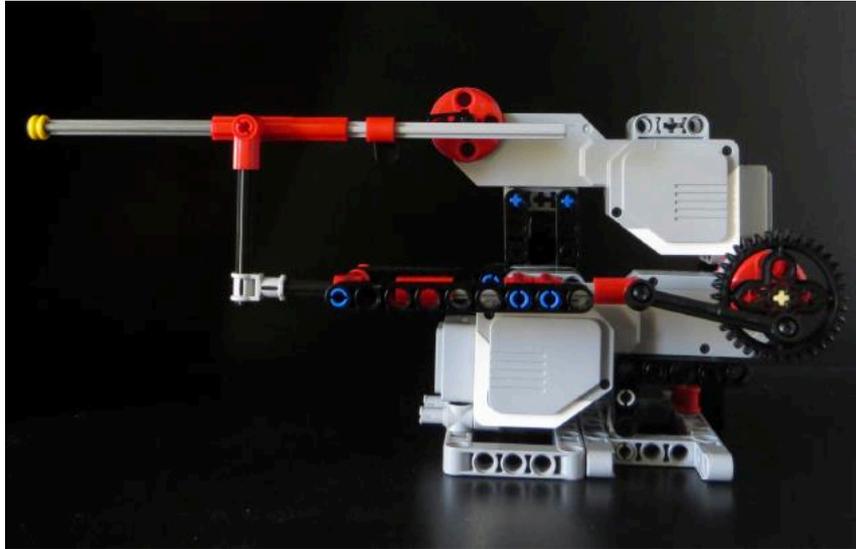
En ese sentido, se utilizó la herramienta LEGO® MINDSTORMS EV3, un paquete para el diseño de robots dotado de diferentes elementos como para la unión de piezas y la programación de un controlador capaz de gobernar distintos sensores y actuadores, como motores. Para la programación del controlador, en estos casos, se ha hecho uso del software de control MatLab/Simulink.

En un primer momento, se diseñó un primer prototipo (Figura 10) que reproducía el movimiento deseado, similar al ciclo de histéresis que realizaría un tumor pulmonar. Aún así, este movimiento no era exacto debido a que los motores utilizados, no eran capaces de absorber las perturbaciones producidas por el peso del montaje y las tolerancias de las piezas LEGO®. Además se demostró que el nivel de la batería afectaba a la velocidad de los motores, con el consecuente efecto en la trayectoria del movimiento (Simarro Mondejar *et al.*, 2015).



Figura 10. Primer prototipo diseñado utilizando la herramienta LEGO® MINDSTORMS EV3 (Simarro Mondejar *et al.*, 2015)

Posteriormente, para tratar de mejorar algunos déficits del diseño del prototipo anterior, se realizó un configuración de las piezas diferente a la del prototipo anterior (Figura 11) que resultaba más compacto, estable y preciso en el movimiento a realizar (Reibke et al., 2016). En la nueva versión es posible el ajuste de la amplitud del movimiento en ambos ejes intercambiando las piezas clave de los respectivos mecanismos, pero con el uso de las herramientas proporcionadas por el paquete LEGO® esto no era posible, ya que las piezas eran limitadas.



*Figura 11. Segunda versión del prototipo realizado mediante el sistema LEGO® MINDSTORMS EV3 (Reibke et al., 2016)*



## 3. Materiales y Métodos

### 3.1 Componentes.

En el presente proyecto, se ha diseñado un dispositivo capaz de adaptarse al movimiento de un tumor pulmonar provocado por el ciclo respiratorio, a través de un mecanismo con movimiento bidimensional controlado por dos motores. Se pretende que este dispositivo sea capaz de mejorar, en la medida de lo posible, la verificación de los tratamientos del cáncer de pulmón y contribuir en la investigación de este campo.

Para seleccionar los componentes necesarios para el desarrollo del dispositivo, se debe conocer qué requerimientos debe cumplir el mismo. Estos requerimientos han sido establecidos en función de las necesidades que el dispositivo debe satisfacer. Además, se ha realizado un estudio de las distintas opciones disponibles en el mercado antes de escoger los componentes que finalmente han sido utilizados en el proyecto.

#### 3.1.1 El microcontrolador: Arduino Mega 2560

Un **microcontrolador** es un dispositivo electrónico basado en un circuito integrado, que es capaz de ejecutar las ordenes que guarda en memoria. Actualmente, los microcontroladores integran las unidades funcionales principales de cualquier computadora en el mismo chip: la unidad central de procesamiento (CPU), la memoria y los periféricos.

Para este tipo de proyectos o en el ámbito de la robótica, encontramos opciones comerciales que resultan bastante económicas, de las cuales, las placas desarrolladas por Arduino o Raspberry Pi son las más extendidas. Estas placas, ambas *open-source*, utilizan microcontroladores conectados a un circuito impreso junto con varios puertos de entrada/salida.

Arduino dispone de un amplio catálogo de placas con diferentes características según la aplicación en la que se vayan a utilizar. El modelo Arduino Mega 2560 (Figura 12) se caracteriza por el elevado de número de pines de entrada/salida: 54 pines digitales (15 de ellos se pueden utilizar como salidas PWM) y 16 entradas analógicas (Arduino, 2018). La placa cuenta con la posibilidad de conexión mediante USB y adaptador *jack* para conexión de adaptadores de corriente continua que entreguen entre 7 y 12V.



Figura 12. Placa Arduino Mega 2560 REV3 (Arduino, 2018)

La selección de Arduino se justifica por su versatilidad y su flexibilidad para trabajar casi con cualquier sensor tanto analógico como digital. Por otro lado, Arduino es un entorno ampliamente utilizado en proyectos como en control de motores, lectura de sensores o domótica, lo que proporciona numerosos recursos que facilitan su utilización o programación. Asimismo, la placa **Arduino Mega 2560** es compatible con diversas placas de extensión y es muy utilizada en trabajos de robótica o impresoras 3D.

### 3.1.2 Los motores: Nema 17

Los **motores** son uno de los componentes principales para conseguir que el movimiento que realiza el dispositivo sea el deseado, permitiendo simular el ciclo respiratorio a través de un mecanismo, que transforme su movimiento de rotación. Estos motores se conectarán a la placa Arduino, por lo que deben ser compatibles para poderlos controlar con facilidad y, para ello, encontramos tres tipos diferenciados tanto en su funcionamiento como en sus características: motores de corriente continua, servomotores y motores paso a paso (en inglés, *steppers*).

Los **motores de corriente continua** giran cuando se alimentan utilizando dos cables (positivo y negativo) y varían su velocidad modulando el ancho de los pulsos (PWM). Habitualmente, este tipo de motores giran a altas revoluciones y se suelen utilizar en los ventiladores de los ordenadores, en las ruedas de algunos robots u otras aplicaciones en las que se requieran giros continuos a velocidades relativamente altas.

Los **servomotores** se componen, por lo general, de un motor de corriente continua, uno o varios sensores de posición, un conjunto de engranajes y un circuito de control. A diferencia de los de corriente continua, este tipo de motores se utilizan cuando se busca precisión en la posición como, por ejemplo, en un brazo robot.

Finalmente, los **motores paso a paso** utilizan un método distinto de accionamiento que los servomotores (Figura 13). Estos motores son dispositivos electromecánicos que convierten los pulsos digitales en desplazamientos angulares. Esto se consigue gracias a la alimentación de diversas bobinas dentadas dispuestas alrededor de un engranaje situado en el centro del motor. Dependiendo del electroimán que se alimente atraerá el engranaje central hasta alinear sus dientes con el siguiente siendo cada uno de estos giros lo que se llama “paso”. Este funcionamiento permite una rotación precisa alrededor de los 360 grados, aunque son más lentos que los servomotores.

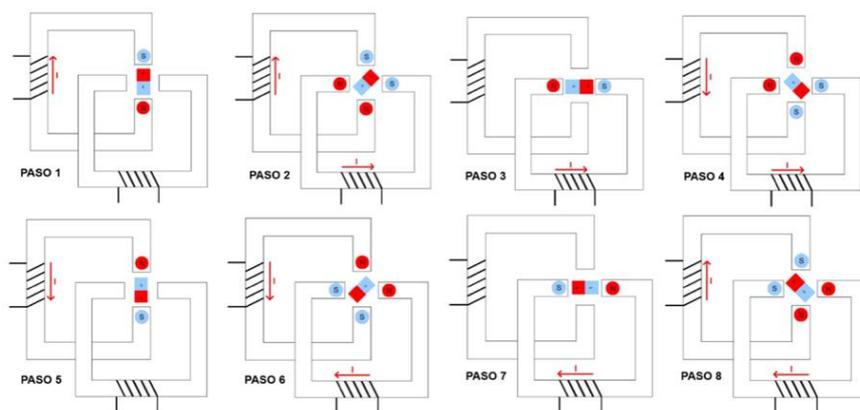
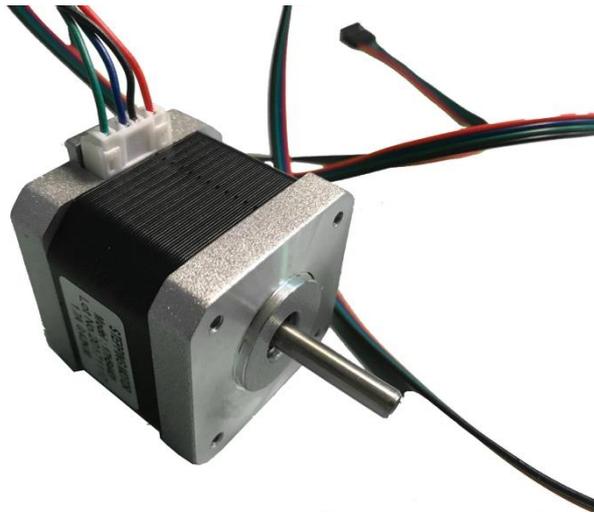


Figura 13. Esquema simplificado del funcionamiento de un motor paso a paso de 45 grados por paso (DIYMakers, 2013)

Por tanto, los *steppers*, son motores precisos durante un elevado número de repeticiones, fiables, que no precisan de sensores de posición ni velocidad y sus vibraciones son mínimas. Además, su precio es mucho más económico que un servomotor de características similares, y debido a que la velocidad de giro, no es una prioridad en este proyecto, la elección de los motores paso a paso queda sobradamente justificada.

Los motores utilizados en el dispositivo, forman parte de una serie con diferentes tamaños, características y precio. En concreto el motor paso a paso Nema 17 (Figura 14) es muy utilizado en impresoras 3D y, permite que, con un tamaño razonable, ofrezca un par y una precisión suficiente y controlable mediante el Arduino.



*Figura 14. Motor paso a paso Nema 17*

El motor dispone de un adaptador para la conexión de los cuatro cables que necesita y se puede anclar atornillado a cualquier superficie a través de unos agujeros de métrica M3. Las especificaciones de dicho motor (Tabla 1) permiten que se pueda controlar con Arduino, aunque, a diferencia de los servomotores, un motor paso a paso no dispone de un sistema de control por lo que no se puede conectar directamente a la placa Arduino, si no que requiere de unos controladores específicos.

Tamaño:	42 x 38 mm cuadrados
Peso:	285 g
Diámetro:	5 mm
Pasos por vuelta:	200
Corriente máxima:	1,7 A
Voltaje:	2,7 V
Resistencia:	1,65 $\Omega$ /bobina
Par:	3,7 Kg·cm
Inductancia:	3,2 mH

*Tabla 1. Especificaciones de diseño del motor paso a paso Nema 17*

### 3.1.3 Controladores de los motores paso a paso

Los motores paso a paso utilizados requieren de unos **controladores** (en inglés, *drivers*) que simplifiquen su manejo desde un autómata o una placa Arduino. Dichos *drivers* limitan la corriente que llega al motor y protege la electrónica de los altos voltajes que estos motores requieren.

En el mercado, existen diversos controladores, así como placas auxiliares que permiten la conexión de los motores y a su vez funcionan como controladores. La selección del tipo de los mismos dependerá de las corrientes y tensiones de trabajo del motor. Para los motores empleados en este proyecto se seleccionarán dos *drivers* distintos, uno para cada motor: el A988 y el DRV8825 (Figura 15). Ambos componentes son suficientemente robustos como para proteger los motores de sobrecorrientes, sobretensiones y cortocircuitos. Además, protegen la electrónica de temperaturas demasiado elevadas, aunque los propios controladores pueden requerir de disipadores de calor o de ventilación forzada.

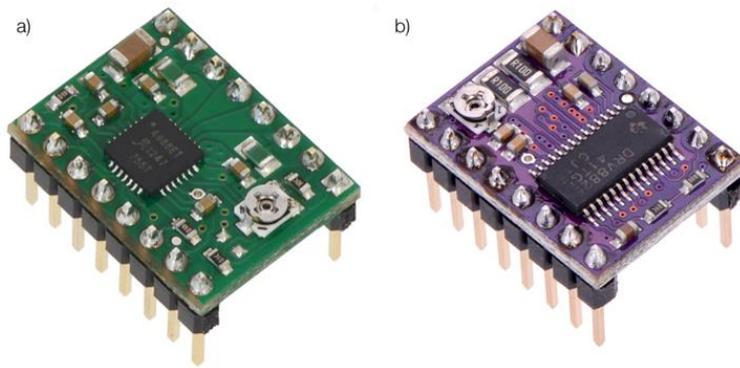


Figura 15. a) Driver A4988. b) Driver DRV8825 (Pololu Corporation, sin fecha)

El A4988, es un controlador muy extendido, ya que se utiliza también en impresoras 3D. La corriente y tensión máximas que soporta son 2 A y 35 V respectivamente e incorpora el modo de *microstepping*, diseñado especialmente para motores paso a paso. El *microstepping* consiste en aplicar diferentes porcentajes de corriente a las bobinas como si de un valor analógico se tratase, para que en cada pulso no se avance un paso si no una parte de este. El A4988 permite dividir el paso nominal del motor hasta 16 veces provocando que el giro sea más preciso y menos ruidoso.

Además, como las bobinas de los motores requieren tensiones mayores de las que pueden soportar por su corriente nominal, estos controladores disponen de un regulador de intensidad que permite que el motor sea alimentado a dichas tensiones. Esto es posible gracias a que el limitador interrumpe la señal con pulsos (PWM), de forma que el valor promedio de la intensidad no supere el máximo. Un potenciómetro situado en la parte superior del *driver* permitirá regular la intensidad del limitador girándolo con un destornillador. Midiendo con un multímetro entre el potenciómetro y masa (GND) se debe conseguir un voltaje de referencia que dependerá de la corriente nominal del motor, del controlador y de la resistencia del mismo. Para el A4988 este voltaje vendrá dado por la ecuación (1) (Allegro MicroSystems, 2014).

$$V_{ref} = 8 \cdot I_{max} \cdot R \quad (1)$$

El DRV8825 es una versión mejorada del anterior, que es capaz de trabajar con corrientes de hasta 2,5 A y tensiones de hasta 45 V. Por otro lado, este controlador dispone de un modo de *microstepping* más potente, pudiendo dividir los pasos del motor hasta 32 veces. En este caso, el voltaje de referencia que debemos medir para el ajuste del regulador de intensidad se rige por la ecuación (2) (Texas Instruments, 2011).

$$V_{ref} = 5 \cdot I_{max} \cdot R \quad (2)$$

### 3.1.4 Sensores final de carrera

En movimientos cíclicos o giratorios resulta interesante conocer la posición inicial del movimiento tanto para saber el número de ciclos o vueltas que se han realizado como para que el inicio y fin de la actividad ocurra siempre en un mismo punto.

Los **sensores final de carrera** son componentes electrónicos que funcionan como interruptores, enviando señales cuando algún elemento mecánico se sitúa en una posición determinada. Los hay de diversos tipos como pueden ser mecánicos, ópticos o magnéticos.

En el presente trabajo se utilizan dos finales de carrera ópticos (Figura 16) debido a que pueden ser activados con relativa facilidad por algún elemento del mecanismo. Al mismo tiempo, este tipo de sensores evitarán los posibles rebotes que pueden aparecer en los sensores mecánicos. Estos basan su funcionamiento en que cuando algo se interpone entre el emisor y el diodo corta la señal emitida y se recibe un 0 lógico.



*Figura 16. Sensor final de carrera óptico soldado a placa de circuito impreso*

Los interruptores utilizados, vienen soldados a una placa de circuito impreso de la que parten los tres cables necesarios para su conexión. También, incluye un LED que permanece encendido mientras el sensor no detecta nada y se apaga cuando la señal es cortada permitiendo conocer visualmente si está o no activo.

### 3.1.5 Reprap Arduino Mega Pololu Shield

La *Reprap Arduino Mega Pololu Shield* (en adelante, **RAMPS**) (Figura 17) es una placa diseñada especialmente para la utilización de los *drivers* seleccionados (DRV8825 y A4988) para controlar hasta

cinco motores paso a paso y admite la conexión de diversos interruptores final de carrera. La placa RAMPS es compatible con la mayoría de impresoras 3D por su estabilidad de operación y solo se puede utilizar junto con placas Arduino Mega 2560 o similares sobre las que se coloca insertando en sus pines los conectores macho de la RAMPS. Por esto, se utilizará esta placa en este proyecto como extensión de la placa Arduino.

En la placa de circuito impreso que actúa como base de la RAMPS, se pueden colocar cinco controladores para motores paso a paso sobre los conectores hembra dispuestos para tal efecto. Debajo de cada *driver* se alojan seis pines macho para la conexión de tres *jumpers*. Dichos *jumpers* sirven para la configuración del modo de *microstepping* con el que se desee trabajar en cada motor, por ejemplo, la conexión de todos los *jumpers* en el controlador A4988 significa dividir entre 16 cada paso del motor, en el DRV8825 también dividirá cada paso lo máximo posible, en este caso entre 32. Según se desconecten los puentes que cierran los *jumpers*, los pasos de los motores se agrandarán.

Por otro lado, se pueden utilizar una serie de conectores macho para controlar los sensores final de carrera, los motores y otros componentes que no son necesarios en el presente trabajo. La configuración de la placa se completa con una serie de resistencias, condensadores, fusibles, diodos y transistores MOSFET (por sus siglas en inglés).

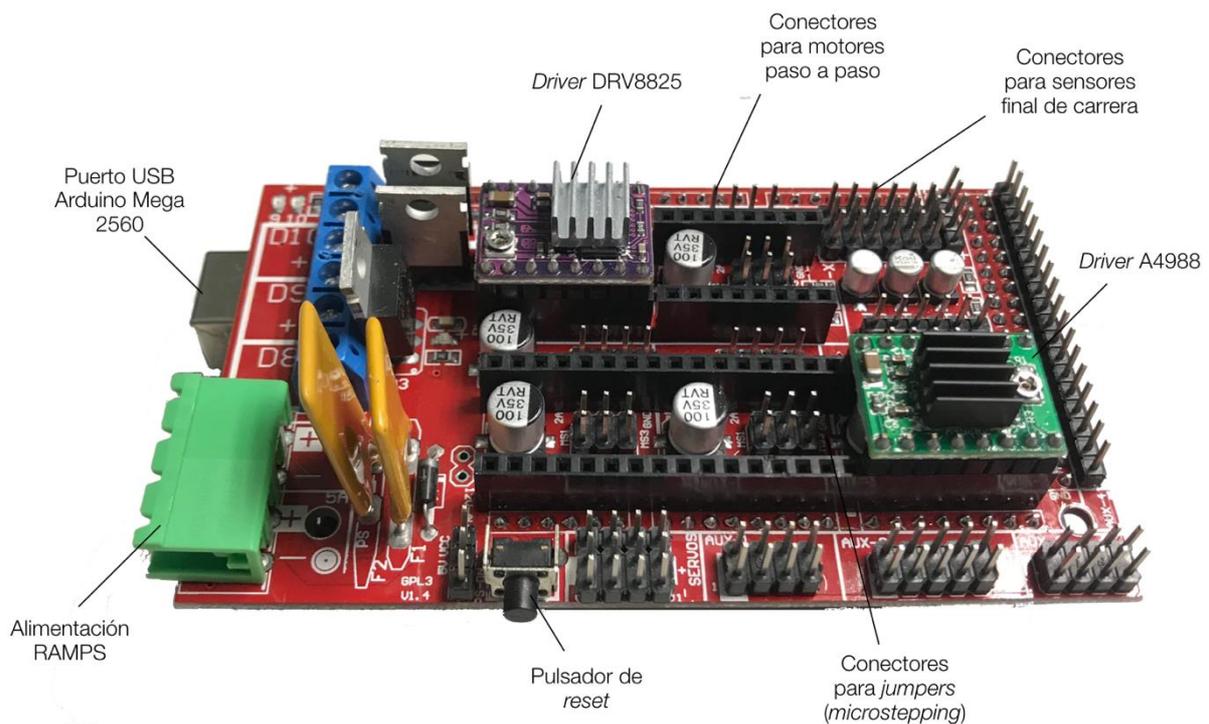


Figura 17. Placa RAMPS conectada a la placa Arduino Mega 2560, señalando las principales partes y componentes de la misma y los dos drivers situados con sus respectivos disipadores de calor

Esta placa no puede ser alimentada directamente desde el Arduino ya que no sería suficiente para mover los motores. A tal efecto, dispone de un conector de alimentación con el que se podrán alimentar ambas placas. En la parte inferior de este conector se alimenta la RAMPS con 12 V, asegurándose de que reciba 5 A. La parte superior se utiliza en caso de que haya conectada una base caliente de una impresora 3D que necesitará de una fuente de alimentación de 11 A.

### 3.1.6 Alimentación

La placa Arduino se puede alimentar a través del puerto USB que dispone, pero, esta fuente solo será capaz de suministrar 500 mA. Por otra parte, en ocasiones se prefiere no estar todo el tiempo conectado al ordenador, por lo que se puede alimentar a través de baterías, adaptadores de corriente o fuentes de alimentación regulables.

De todos modos, resulta imposible alimentar la RAMPS y los motores directamente desde Arduino por lo que la solución pasa por alimentar la RAMPS y conectar Arduino al ordenador mediante USB cuando sea necesario para la transferencia de información. A la RAMPS se le podrían aplicar tensiones de hasta 35 V, siempre y cuando los controladores de los motores lo soporten, pero, para poder alimentar las dos placas simultáneamente la RAMPS utilizada lleva soldado un diodo que conecta la tensión de entrada con Arduino Mega y, en ese caso, la tensión de alimentación no deberá superar los 12 V (Rep Rap, 2018).

En entornos de laboratorio se podrían utilizar **fuentes de alimentación regulables**, si se dispone de una, aunque no es lo habitual. El uso de **baterías** o pilas puede resultar complicado por la duración de las mismas a no ser que se utilicen baterías de polímero de litio. El inconveniente del uso de baterías como alimentación de este dispositivo es que el nivel de carga de dichas baterías puede afectar a la velocidad de giro de los motores.

Por estos motivos, se puede entender el uso de un **transformador de corriente** para alimentar el dispositivo. Dicho transformador se puede conectar a cualquier fuente de entre 100 V y 240 V de corriente alterna (como puede tener una toma de corriente común) y suministrará 12 V de corriente continua a su salida. Por un lado, el transformador permite el sencillo transporte del dispositivo, lo que resulta más complicado si se utiliza una fuente de alimentación regulable, y ofrece la posibilidad de conectarlo casi en cualquier lugar. Por otro lado, el dispositivo no se verá afectado por las variaciones de carga, como podría ocurrir con las baterías, ya que la alimentación es continua e igual en cada instante.

## 3.2 Diseño.

Una vez conocida la función del dispositivo, los objetivos que debe satisfacer y los componentes que se van a utilizar, este debe ser diseñado de forma que cumpla las restricciones preestablecidas y sea posible su fabricación.

En primer lugar, se diseñará de forma teórica un mecanismo que pueda recrear el movimiento buscado, en este caso, un movimiento cíclico bidimensional aproximadamente en forma de ciclo de histéresis, para asemejarse al movimiento que realiza un tumor en el interior de un pulmón. Posteriormente, este primer diseño se traducirá en un **modelo 3D**, diseñando una maquina mediante software específico, en el que se podrá realizar simulaciones dinámicas para comprobar el diseño y visualizar una aproximación del comportamiento real del dispositivo antes de su fabricación.

### 3.2.1 Diseño teórico del mecanismo

Una **máquina** es un objeto formado por diversas piezas ajustadas y entrelazadas que realiza un trabajo determinado, en muchas ocasiones transformando una forma de energía en movimiento. Dichas transformaciones se llevarán a cabo a través de un **mecanismo**, definiéndose este como un conjunto de cuerpos rígidos conectados restringiendo el movimiento relativo entre cada uno de los elementos.

Los elementos individuales que forman un mecanismo se denominan "**barras**", unidas unas con otras a través de "**nudos**" y la forma en que se realiza esta unión se denomina "**par cinemático**". Los pares cinemáticos se clasifican según el tipo de contacto entre las barras y el número de grados de libertad que restringen.

Un sólido rígido que se mueve en el plano de forma libre tiene tres grados de libertad: una rotación y dos traslaciones. Del mismo modo, cualquier sólido rígido que se desplace de la misma forma, pero en el espacio, tendrá seis: tres giros y tres traslaciones.

Para el diseño del mecanismo del nuevo dispositivo se debe analizar la clasificación de los pares cinemáticos según el número de grados de libertad que tiene asociados. Los **pares de clase I**, permiten un único grado de libertad y, por tanto, restringen dos, estos son: los pares cinemáticos de rotación, prismáticos y los de rodadura sin deslizamiento. Los **pares de clase II**, permiten dos grados de libertad y restringen uno. Estos últimos son los pares cinemáticos de leva, de engranaje y los de rodadura con deslizamiento (Roda Buch et al., 2015).

El mecanismo diseñado (Figura 18) dispone como entradas dos motores que otorgarán un movimiento de rotación, que deberá transformarse debidamente en una traslación cada uno, una vertical y otra horizontal. De este modo, el mecanismo tendrá finalmente dos grados de libertad.

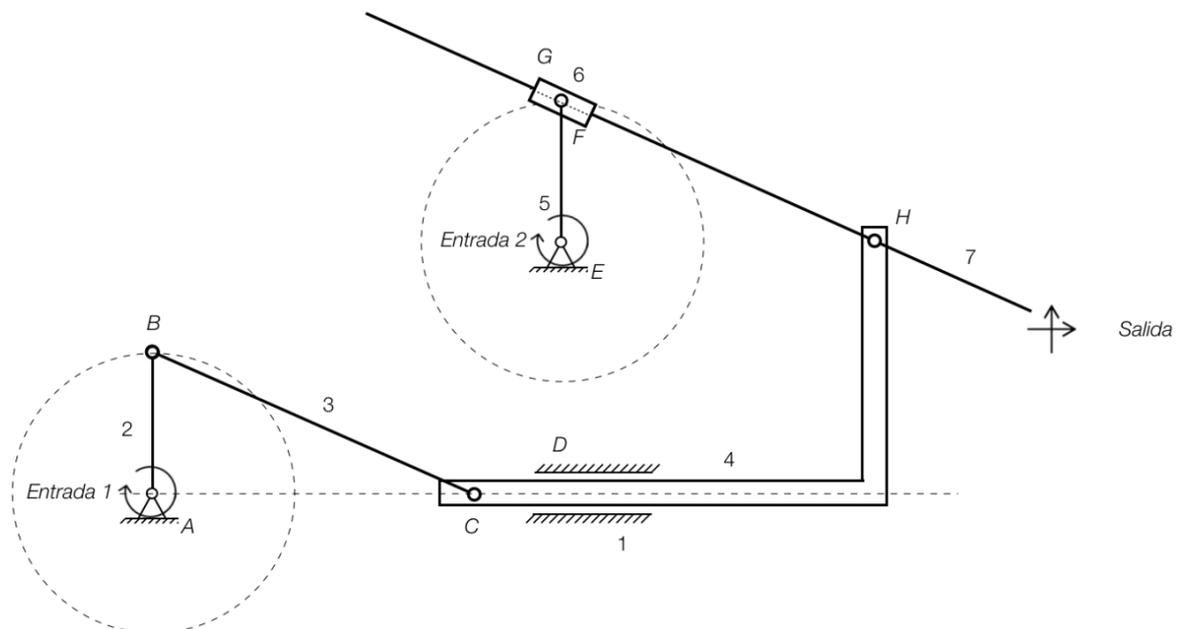


Figura 18. Mecanismo de barras diseñado para el dispositivo. Se denominan las barras mediante número y las uniones mediante letras

Para el movimiento horizontal, un motor conferirá el movimiento a la barra 2, que estará unida a la barra fija (barra 1) mediante un par cinemático de rotación. La barra 3, se utilizará como conexión entre la barra giratoria y la barra 4, estando ambos nudos (B y C) dispuestos como pares de rotación. Para que la barra 4 se desplace únicamente de forma horizontal, esta se debe unir a la barra fija a través de un par prismático a modo de guía. Por último, la barra 4 y la 7 estarán conectadas permitiendo así que en el extremo de la segunda aparezca el movimiento horizontal buscado.

El segundo motor transferirá, de la misma forma que el primero una rotación a la barra 5 y esta, a su vez, lo trasladará a la barra 6 gracias a un par cinemático de rotación. Por su parte, las barras 6 y 7 se conectan con un par prismático, que permite que la punta de la barra 7 modifique su altura.

La amplitud del movimiento del mecanismo se puede decidir en función de la longitud de la barra 2, para el movimiento horizontal y la longitud de la barra 5 y del tramo desde el extremo de la barra 7 al nudo H para el movimiento vertical. Esto permitiría modificar el movimiento realizado en función del tumor, su posición en los pulmones y el paciente.

Para comprobar que la movilidad del mecanismo creado es la deseada resulta conveniente asegurar que los grados de libertad del mecanismo son dos y lo podemos cerciorar gracias a la ecuación (3), fórmula de Grübler para mecanismos planos:

$$F = 3 \cdot (n - 1) - 2 \cdot J_1 - 2 \cdot J_2 \quad (3)$$

La expresión anterior se aplica a mecanismos planos formados por  $n$  barras, una de ellas fija, unidas entre sí por  $J_1$  pares cinemáticos de clase I y  $J_2$  pares de clase II (Roda Buch et al., 2015). En concreto, para el mecanismo esbozado disponemos de 7 barras, 6 pares cinemáticos de rotación (A, B, C, E, F y H) y 2 pares cinemáticos prismáticos (D y G), obteniendo como resultado  $F = 2$  grados de libertad.

### 3.2.2 Software de diseño 3D: Siemens Unigraphics NX

Desde que en los años sesenta aparecieron las primeras aplicaciones de **diseño asistido por ordenador** o **CAD** (por sus siglas en inglés), estas no han parado de evolucionar hasta ser imprescindibles para ingenieros, diseñadores o arquitectos. Los programas de dibujo 2D se basan en geometrías vectoriales para la creación de planos o dibujos. En cambio, el **software de modelado 3D** introduce superficies y sólidos que permiten una visualización realista de los objetos diseñados. Este tipo de software, además de en ingeniería o arquitectura, se está utilizando en la industria cinematográfica o en medicina, entre otros campos muy diversos.

El software **Unigraphics NX** (SIEMENS, Berlín, Alemania) es un paquete de CAD desarrollado por Siemens PLM *Software* que permite el modelado y diseño industrial y de productos, el dibujo de planos y documentación técnica, el diseño electromecánico o mecatrónico, así como las herramientas para la validación de estos diseños. Por otro lado, NX ofrece la posibilidad de realizar análisis de sistemas complejos como el de estructuras, acústico, térmico o incluso efectuar análisis de dinámica de fluidos computacional (CFD, por sus siglas en inglés). Este programa, también es capaz de ejecutar simulaciones cinemáticas y dinámicas o puede utilizarse en fabricación, para el diseño de utillajes y accesorios, planificación de procesos entre otras aplicaciones.

Debido a la gran variedad de aplicaciones y el nivel de desarrollo en el que se encuentra este *software*, es uno de los más utilizados en sectores industriales como el ferroviario, el automovilístico y el aeronáutico para el diseño de sus componentes, que suelen ser realmente complejos. Para este trabajo Unigraphics NX permitirá el diseño de cada pieza del dispositivo con un entorno amigable e intuitivo y será útil para realizar simulaciones del movimiento del mecanismo antes de su fabricación pudiéndose detectar los posibles errores en el diseño y corregirlos a priori.

### 3.2.3 Diseño del dispositivo

El modelado 3D de cualquier objeto se debe llevar a cabo pensando en la aplicación y la estética del mismo, pero si este va a ser fabricado, es imprescindible tener en cuenta el proceso de fabricación y los materiales que se van a utilizar, ya que esto supondrá unas restricciones importantes. Este dispositivo ha sido fabricado mediante **impresión 3D de deposición fundida**, por lo que se han tenido que tener en cuenta diversas consideraciones para que sea imprimible.

En primer lugar, es importante evitar partes de impresión al aire, es decir, no se deben diseñar objetos con elementos que al imprimirse no encuentren material de soporte, causando defectos importantes en el resultado. Por otro lado, se deben evitar también puentes y voladizos de más de 45 grados ya que podrían cambiar su forma debido a su propio peso. Estos problemas podrían solucionarse añadiendo elementos de soporte, que no tienen ninguna otra función, solo mejorar el proceso de fabricación. Finalmente, hay que tener en cuenta que en los ajustes agujero-eje tiene que considerar una tolerancia geométrica, normalmente entre 0,25 mm y 0,5 mm, ya que las dimensiones reales no son exactas, especialmente en los elementos más pequeños.

Se inicia el diseño del nuevo dispositivo con una pieza que sirva como **base**, en la que se alojen tanto los motores como los sensores final de carrera y soporte el mecanismo que dará lugar el movimiento. La base (Figura 19) tiene unas dimensiones de 209,5 x 180 x 145 mm y la mayoría de sus bordes se han redondeado, de esta forma, los cambios de dirección son más suaves, facilitando la impresión y obteniendo un mejor resultado.

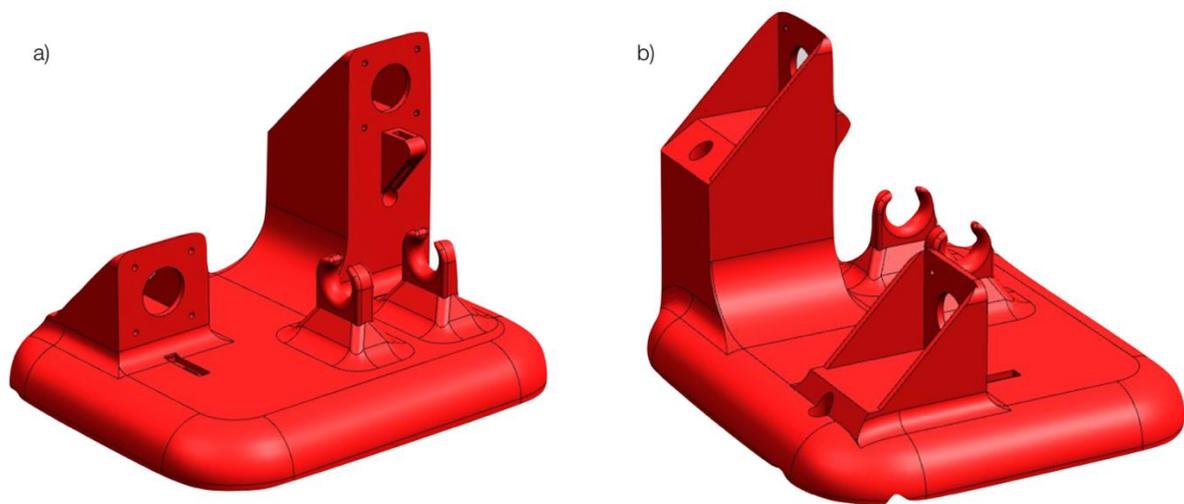
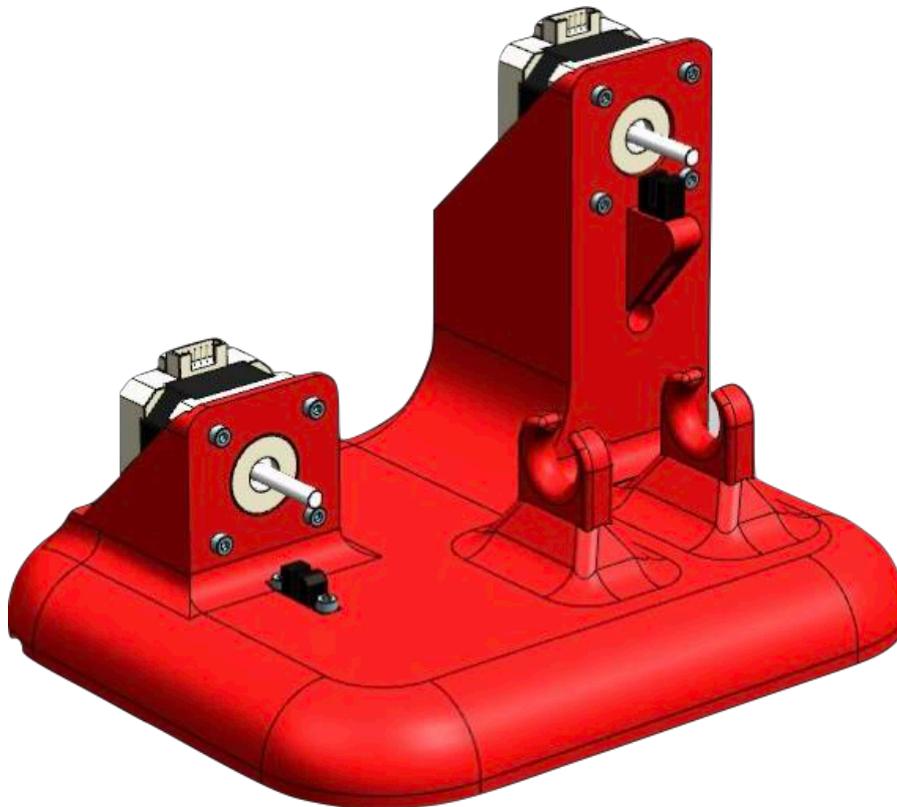


Figura 19. Vista delantera (a) y trasera (b) del diseño de la base del dispositivo obtenidas desde Unigraphics NX

En esta pieza, cada componente que se va a utilizar tiene su lugar especialmente diseñado para que el ensamble sea lo más perfecto posible (Figura 20). Los motores se situarán en cada una de las torres diseñadas característicamente para los motores paso a paso Nema 17. Estos motores tienen en su parte frontal cuatro agujeros roscados de métrica 3 (M3) por lo que se han diseñado estos mismos agujeros en las paredes de las torres de los motores para atornillarlos y queden bien sujetos. De este modo, se reducirán los movimientos y vibraciones de los motores en funcionamiento que pueden afectar al mecanismo. Los sensores se emplazarán debajo de cada motor para poder detectarlos cuando estén en marcha. El sensor situado más a la izquierda se colocará entero, pero sin su correspondiente placa de circuito impreso y se podrá atornillar a la base con los mismos tornillos que utilizan los motores gracias a unos agujeros roscados que se le han realizado a la pieza. El segundo sensor se colocará sin las alas agujereadas que estos tienen en un hueco rectangular en el que encaja.

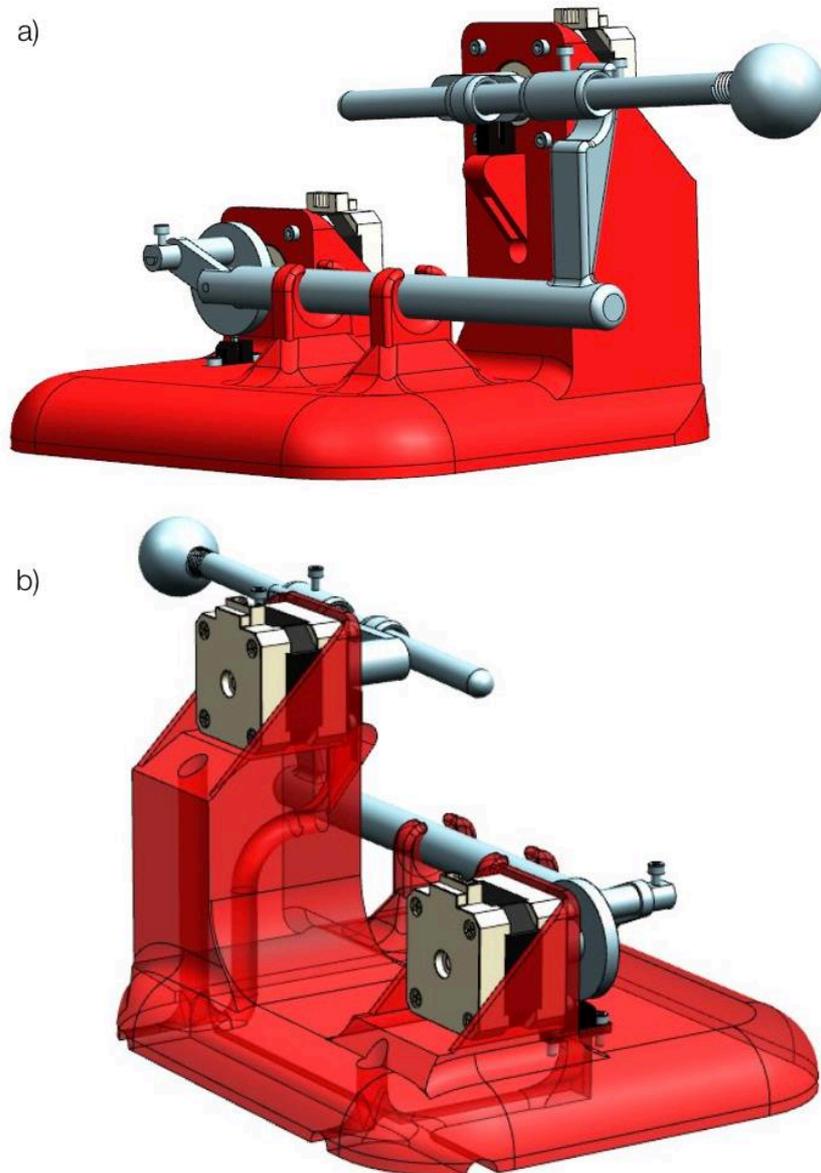


*Figura 20. Vista obtenida en Unigraphics NX de la base del dispositivo ensamblada junto con los modelos 3D de dos motores paso a paso Nema 17, dos sensores final de carrera y los diez tornillos correspondientes para su sujeción*

Los dos elementos salientes de la base serán empleados como guía de una de las diez piezas adicionales que se han planeado para formar un conjunto (Figura 21a) basado en el mecanismo de barras bocetado de forma teórica. Además, se ha diseñado una última pieza esférica, que se montará roscada al extremo de la última barra. Esta unión roscada será de métrica 10 (M10) situada en el extremo que posee el movimiento que se desea recrear ejemplificará el tumor que será objetivo de la radiación. Estas piezas deben encajar con los componentes ya descritos y su situación en la base, así como conseguir transformar el movimiento rotativo de los motores en la trayectoria buscada.

Al mismo tiempo, para que el dispositivo quede compacto y lo más pulcro posible, se han diseñado unos conductos desde los motores y los sensores para canalizar el cableado que sale de estos

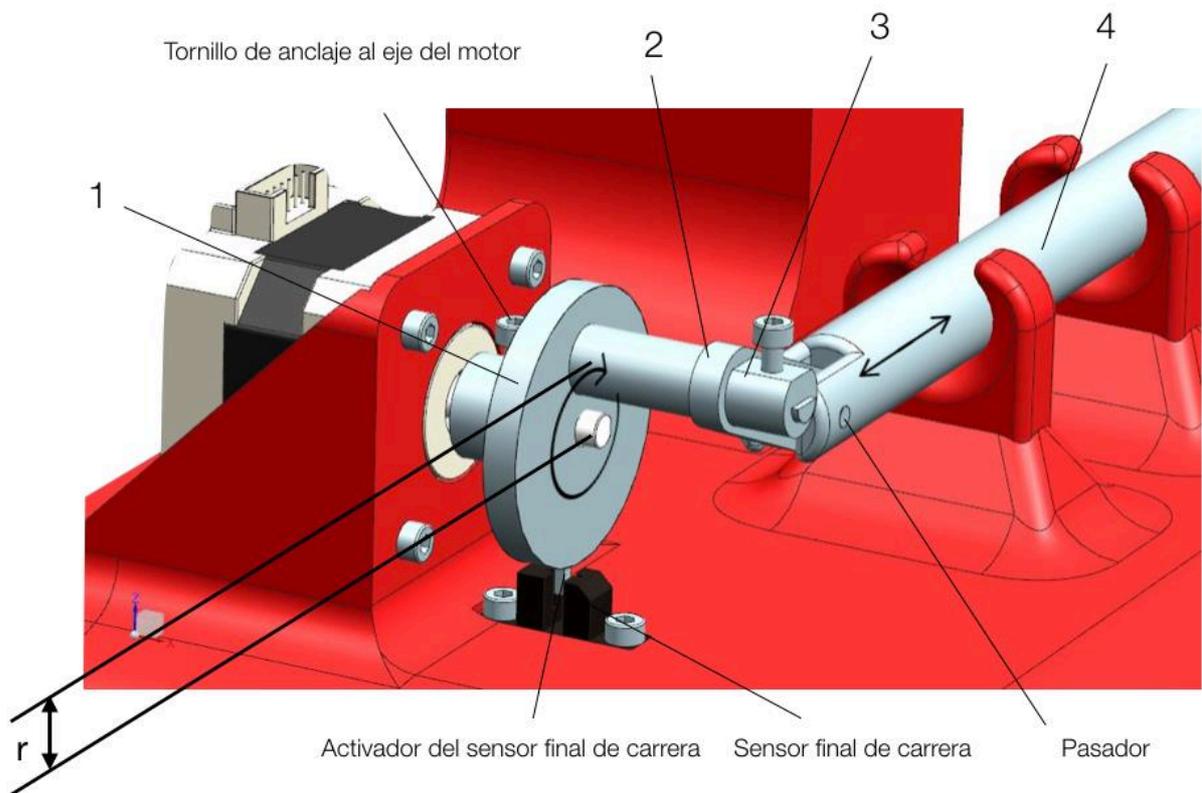
componentes (Figura 21b). Estos alambres llegarán al controlador que junto con el resto de electrónica que disponen las dos placas empleadas se encuentran algo alejadas del foco de radiación ya que sería dañados.



### 3.2.4 Movimiento en el eje horizontal

El movimiento en el eje horizontal que realiza el dispositivo nace del motor paso a paso situado en la torre mas baja de la base (Figura 22). Al eje de este motor, se acopla una pieza en forma de rueda (pieza 1) gracias a un tornillo de métrica 3 que aprovecha la cara plana del eje del motor para apoyarse y evitar el desplazamiento de la rueda sobre el mismo.

La rueda dispone de un saliente cilíndrico descentrado un radio  $r$  que, con la rotación modificará su posición. La pieza 4, por su parte, se ve obligada a realizar un movimiento rectilíneo debido a la guía que dispone la base del dispositivo y entre la que se sitúa. Por este motivo debemos unir esta pieza al saliente de la rueda de modo que el cambio de posición de este se transforme en un desplazamiento lineal de la pieza 4. Dicha unión se materializa con otra barra (pieza 2), que dispone de dos agujeros, uno para introducirse en la rueda y otro del mismo diámetro que dos orificios que posee la pieza 4 para que queden unidas mediante un pasador cilíndrico o un elemento similar de 3 mm. La pieza 3 se ha diseñado como retén, con el objetivo de que la 2 no se desplace con el movimiento y salga del eje en el que se ha introducido. Para la sujeción del retén, se utiliza otro tornillo de métrica 3 que se apoyará sobre la pieza 1 quedando inmovilizado.



*Figura 22. Detalle de los elementos que otorgan el movimiento en el eje horizontal al dispositivo acotando la dimensión relevante en la amplitud del ciclo*

La pieza 1, además, dispone de un pequeño elemento que, a su paso por el sensor final de carrera, cortará la señal enviada por el emisor, determinando tanto la posición inicial del conjunto, como permitiendo conocer, cuando el dispositivo se encuentre en funcionamiento, que ha completado una vuelta.

En el mecanismo anterior, puede observarse que el elemento que determina la amplitud del ciclo recreado en el dispositivo es la pieza 1, en concreto la distancia  $r$ . Por tanto, resulta sencillo diseñar diversas piezas iguales e intercambiables con diferentes situaciones del saliente al que se unen el resto. Esto permite personalizar el movimiento según el paciente y el tumor para los que se va a planificar el tratamiento de radioterapia externa. En este primer diseño y, a modo de ejemplo, se ha diseñado la rueda con una magnitud  $r = 10$  mm.

### 3.2.5 Movimiento en el eje vertical

El movimiento circular del segundo motor paso a paso, debe ser el responsable de modificar la altura de un punto del dispositivo y, con esta finalidad, se ha planteado el diseño del mecanismo (Figura 23). En la parte superior de la pieza 4, a la altura del eje del motor, se conecta un elemento cilíndrico (pieza 9) por el que se introducirá el vástago (pieza 10) que reproducirá el movimiento deseado. Un eje unido a la pieza 9 se introducirá en la parte superior de la barra que se desplaza horizontalmente y se asegurará con otro retén (pieza 8). Además, esta pieza dispone de un agujero roscado de 3 mm por el que se introducirá un tornillo que fijará la situación del vástago, por lo que esta pieza únicamente permite la rotación alrededor del eje unido al movimiento horizontal.

Por otro lado, se introduce el eje del motor en el cilindro agujereado con la forma correspondiente de una barra (pieza 5) que se sujetará a dicho eje del mismo modo que la pieza 1. Al final de esta barra se encajará la pieza 6, también en forma cilíndrica, y se sujetará a la barra con un retén (pieza 7) algo más corto que los anteriores. El vástago atravesará la pieza 6, pero en este caso, esta funcionará como únicamente como guía, permitiendo que la posición del vástago respecto a ella sea variable, cambiando su altura según la rotación del motor.

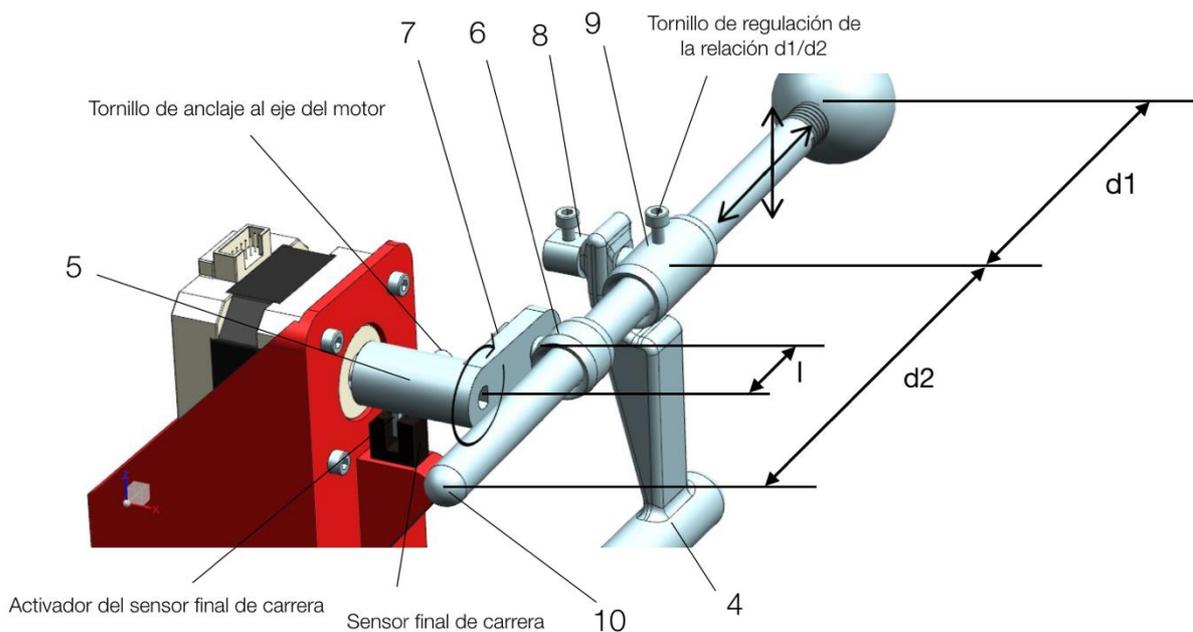


Figura 23. Detalle de los elementos que otorgan el movimiento en el eje vertical al dispositivo acotando las medidas relevantes en la altura del ciclo

Finalmente, se puede observar que la altura que consiga el extremo del vástago dependerá, por un lado, de la distancia  $l$  de la barra unida al motor, y por otro, de la relación entre las distancias  $d_1$  y  $d_2$ . Aplicando el teorema de Thales se puede obtener la ecuación (4), con la que se puede conocer la altura ( $h$ ) que alcanzará el dispositivo, o lo que puede resultar más interesante, identificar que dimensiones debe tener la pieza 5 o, qué relación  $d_1/d_2$  debemos considerar para obtener la altura deseada

$$d_1 \cdot l = d_2 \cdot \frac{h}{2} \rightarrow h = 2 \cdot (d_1 \cdot l) / d_2 \quad (4)$$

Esta ecuación será válida siempre y cuando la guía que forma la pieza 6 se sitúe en sus posiciones máximas, quedando unida al vástago por su extremo trasero. En caso contrario, se tomará como  $d_2$  la distancia entre el tornillo de sujeción y la guía cuando se encuentre en una de las dos posiciones de máxima o mínima altura.

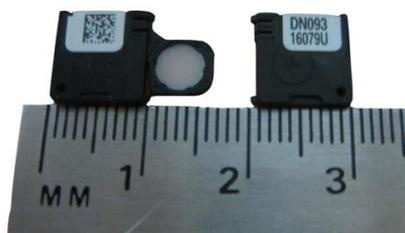
En este caso, se ha escogido que  $l = 25$  mm, aunque, del mismo modo que en el movimiento del eje horizontal, pueden ser fabricadas diversas barras modificando esta longitud para poder intercambiarlas cuando sea necesario. El vástago que se ha diseñado mide 200 mm, por lo que se pueden conseguir diversas relaciones  $d_1/d_2$ .

Con el movimiento arriba y abajo del vástago, existe un desplazamiento horizontal asociado. Esto se debe a que la trayectoria real del movimiento vertical es un arco de circunferencia de radio  $d_1$ . El efecto de este desplazamiento en la trayectoria del dispositivo se percibirá como una disminución de la amplitud que permite la rueda del mecanismo encargado del movimiento en el eje X. Esta reducción no se tendrá en cuenta ya que, por lo general, su efecto en la trayectoria no será significativo. Solo en caso de que el radio  $d_1$  sea muy pequeño, provocando una curva relativamente cerrada y aumentando el desplazamiento horizontal, debería tenerse en cuenta su efecto, que vendría dado por la ecuación de la circunferencia.

### 3.2.6 Accesorios

El extremo del vástago, punto que seguirá la trayectoria deseada, se ha roscado para la unión de una esfera, que representa el tumor que se trata de irradiar. Sin embargo, esta rosca puede aprovecharse para ubicar distintos **accesorios**, concediendo distintas aplicaciones al dispositivo o mejorando su uso.

En el **Instituto Valenciano de Oncología (IVO)** se está utilizando un nuevo **dosímetro** para el cálculo de las dosis de radiación que se reciben en un punto, el **InLight® nanoDot™ Dosimeter** (Figura 24). Esta herramienta es una solución económica que se puede utilizar para la verificación y posterior optimización de la dosis recibida por el paciente en un punto determinado. Después de aplicar la radiación sobre el una zona de óxido de aluminio del dosímetro, la información guardada en el mismo puede ser descifrada mediante dos lectores diferentes, ofreciendo la posibilidad de analizar los resultados y la calidad del tratamiento realizado (Kerns *et al.*, 2011).



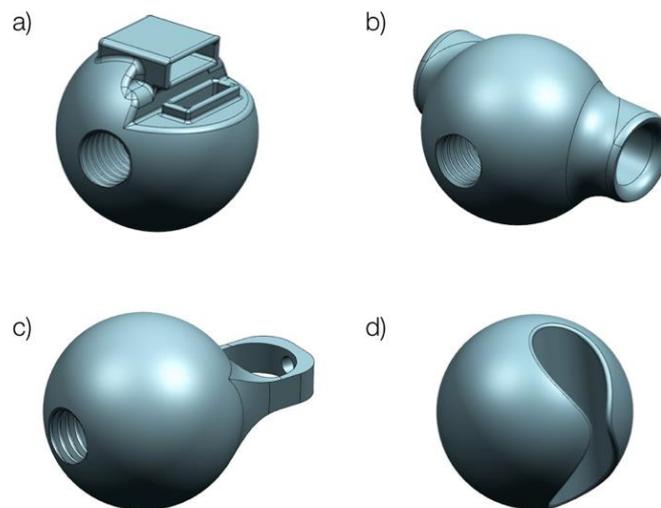
*Figura 24. Dos dosímetros el InLight® nanoDot™, uno de ellos abierto, donde se ve el óxido de aluminio que se encuentra en el interior de la carcasa (Kerns *et al.*, 2011)*

El uso de este elemento junto con el dispositivo que se está desarrollando en este trabajo puede resultar muy interesante en la planificación del tratamiento del cáncer de pulmón. Por esto motivo, conociendo que las dimensiones de este dosímetro son de  $1 \text{ mm}^2$  por  $0,2 \text{ mm}$  de espesor, se ha diseñado un elemento adicional (Figura 25a), compatible con la rosca del vástago. En él que se pueden introducir

uno o dos dosímetros, uno en la parte superior y otro en el lateral, según cómo se este irradiando al dispositivo. De este modo, se podrán conocer las dosis de radiación que recibiría el tumor, teniendo en cuenta el movimiento del este con el ciclo respiratorio, ya que se lo proporcionará el simulador al dosímetro.

Por otro lado, se ha modelado otra pieza compatible para verificar e incluso medir la trayectoria que se recrea en el simulador (Figura 25b). En este caso, se ha modificado la esfera inicial para que sea capaz de alojar un rotulador o bolígrafo en su interior que, cuando el dispositivo se encuentre en funcionamiento, dibuje el ciclo sobre una hoja. Este accesorio servirá para obtener una primera aproximación de la trayectoria antes de la utilización de herramientas más precisas.

Finalmente, se han diseñado diversas versiones de punta del vástago para una misma aplicación (Figura 25 b y c). En este caso, se trata de unos soportes para la sujeción de una muestra de líquido radiactivo que se utiliza para la **calibración del escáner PET**. De este modo, puede comprobarse se la imagen obtenida del tumor con esta técnica y la obtenida cuando se realiza el PET al dispositivo son similares.



*Figura 25. Accesorios compatibles con el dispositivo donde alajar distintos elementos según su aplicación. a) Dos dosímetros InLight® nanoDot™. b) Bolígrafo o rotulador. c) y d) distintos modelos donde introducir una muestra de líquido radiactivo*

Como se puede observar, siempre y cuando se diseñen con un agujero roscado de 10 mm, se pueden diseñar diferentes modelos de accesorios compatibles para distintas aplicaciones pudiéndose intercambiar tantas veces como se desee. Además, si no se emplean las mismas muestras o dosímetros, se pueden compatibilizar solo con realizar pequeñas modificaciones de los accesorios anteriores.

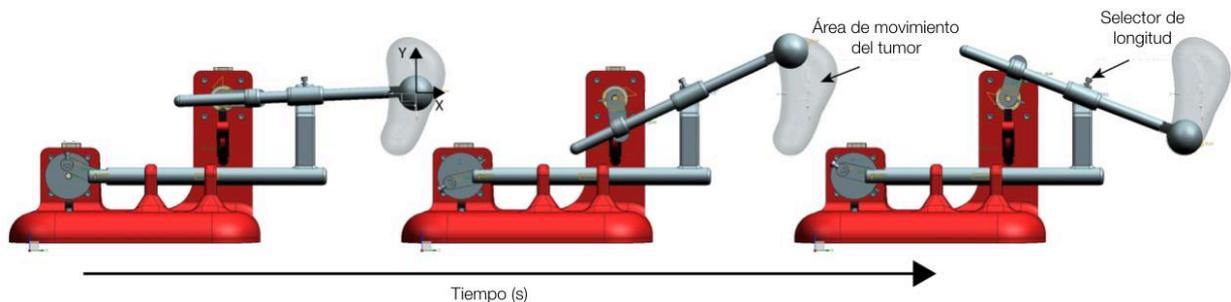
### 3.3 Simulación del movimiento

El *software* utilizado para el diseño del dispositivo, Unigraphics NX, dispone de numerosas aplicaciones y utilidades como de enrutamiento de cableado, fabricación o simulación. Haciendo uso de las simulaciones que el programa dispone, se puede comprobar la viabilidad del dispositivo, tanto en su resistencia a esfuerzos, como en el movimiento del mecanismo. De este modo, antes de proceder a la fabricación del aparato, se puede tener una aproximación del resultado y corregir los posibles errores que se detecten en la simulación.

La **simulación del movimiento** del dispositivo permitirá comprobar si el mecanismo diseñado cumple con los propósitos que se establecen como objetivo: el desplazamiento en dos dimensiones del un punto del mismo. Por otro lado, permitirá conocer si las dimensiones de las piezas son adecuadas, si existen colisiones entre unas y otras o si el movimiento adopta en el algún momento una configuración de punto muerto, bloqueando el movimiento.

Para la realización de la simulación se deben establecer los distintos “enlaces”, que serán cada una de las piezas que componen el aparato. Seguidamente, se indican las relaciones entre los distintos enlaces que están conectados según las restricciones que su conexión implica, dando lugar a distintas “juntas” y “conectores”. Las piezas unidas a los motores y que, por tanto, serán las entradas del movimiento al mecanismo, se definirán como “accionadores”. Por otro lado, se colocarán en el centro de la pieza esférica situada en el extremo del mecanismo dos **sensores de posición**, que detectarán en cada momento la posición del objetivo en ambos ejes.

Antes de resolver la simulación, a los accionadores se les introducirán las velocidades de rotación que los motores transferirán al mecanismo. En este caso, aunque no será así como funcionen en realidad, se impondrán unas velocidades de rotación constantes a cada motor. Para acabar, se indicarán los resultados que se esperan obtener de la misma, en este caso, una animación del movimiento y los datos de ambos sensores en función del tiempo. También se dibujará el área que abarca el movimiento de la esfera que, aunque de forma aproximada, representará el área de movimiento del tumor en el interior del pulmón (Figura 26).



*Figura 26. Imágenes de tres instantes diferentes del resultado de la simulación*

Los datos que guardan los sensores de posición pueden obtenerse en función del tiempo tanto en el propio programa como en forma de hoja de cálculo, donde se podrá tratar con estos datos para trazar distintos gráficos. Por ejemplo, si se combinan las posiciones en ambos ejes, se conseguirá obtener un dibujo de la trayectoria que realiza el dispositivo, que será la que se debería comparar con el ciclo de histéresis del sistema respiratorio.

### 3.4 Fabricación

Una vez validado el diseño del dispositivo mediante la simulación, se puede llegar a tener la certeza suficiente de que su funcionamiento será correcto como para proceder a la **fabricación** del mismo. En ese sentido, para la fabricación de este tipo de objetos que no deben ser fabricados en serie como, por

ejemplo, algunos prototipos, la impresión 3D se encuentra en un estado suficientemente avanzado como para obtener buenos resultados con un coste aceptable.

### 3.4.1 La impresión 3D

La **impresión 3D** es una técnica de fabricación por adición que nació a en los años 80 y revolucionó la fabricación de objetos, que hasta entonces, e incluso a día de hoy, se basa en tecnologías sustractivas, como el mecanizado. Este método, basado en la superposición de capas de material, se ha extendido en los últimos años en numerosos sectores por diversos motivos: que han aparecido nuevos materiales con propiedades más adecuadas, el vencimiento de las patentes que protegían esta tecnología y su infinidad de aplicaciones (Fontrodona Francolí y Blanco Díaz, 2014).

Los modelos diseñados con algún *software* CAD se traducen, habitualmente, en archivos en **formato STL**, y se envían a la impresora que lo fabricará siguiendo alguno de los diferentes métodos existentes. La principal diferencia entre las diferentes tecnologías de impresión 3D recae en el modo en la que se usan las capas para fabricar las piezas. La **impresión por inyección** permite la impresión de prototipos a todo color y se han desarrollado técnicas de **impresión con hielo**, pero los métodos más utilizados son el **modelado por deposición fundida (FDM)**, por sus siglas en inglés) (Figura 27) y la **estereolitografía (SLA)**.

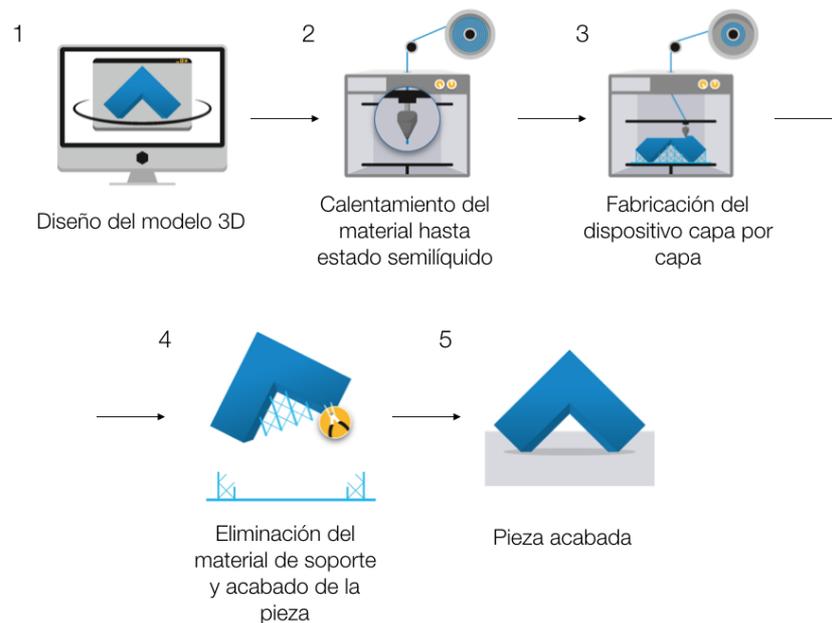


Figura 27. Proceso de fabricación por modelado por deposición fundida (Materialise, 2018)

La SLA fue la primera tecnología conocida de impresión 3D y utiliza resinas líquidas que solidificarán tras exponerse a luz ultravioleta. Por su parte, la tecnología de modelado por deposición fundida utiliza, normalmente, materiales plásticos como el **PLA** o el **ABS**, que se depositarán sobre una estructura de soporte capa por capa.

La tecnología FDM es más accesible debido a que los materiales que utiliza son más económicos, aunque si lo que se busca es la máxima calidad, las impresoras SLA son capaces de conseguir gruesos de capa

de hasta 0,01 mm. Por otro lado, el postprocesamiento de las piezas fabricadas por impresoras FDM es más sencillo, ya que solo requiere eliminar los soportes de impresión y limpiar los excesos de material.

El aumento significativo en la calidad de los resultados de las impresoras 3D, junto con el descenso de precios que han experimentado ha impulsado su uso. Actualmente la impresión 3D se utiliza en campos tan diversos como la ingeniería, la arquitectura, el diseño, la medicina o la joyería y se espera que esta tecnología se siga desarrollando con la formulación de materiales y el desarrollo de *software* que mejoren el postprocesado y la calidad superficial de las piezas (Fontrodona Francolí y Blanco Díaz, 2014).

### 3.4.2 Impresión del dispositivo

El dispositivo diseñado se ha fabricado mediante impresión 3D por modelado por deposición fundida. El uso de esta tecnología, exige la ausencia de detalles muy pequeños, pero permitirá obtener el dispositivo de forma relativamente rápida y económica. Además, en caso de detectar errores de fabricación o querer fabricar diferentes versiones intercambiables de la misma pieza no supondrá ningún problema volver a imprimir dichas partes.

En primer lugar, las diferentes piezas diseñadas se exportan a formato STL, interfaz estándar entre diferente software CAD y las impresoras 3D. Estos archivos serán abiertos en un programa específico, que preparará las piezas para ser impresas. En este proyecto se utilizó el *software* Ultimaker Cura que se ha desarrollado para la preparación de la fabricación de diseños, es gratuito y es compatible con el formato STL, el *software* Unigraphics NX y la impresora 3D que se va a utilizar, la impresora 3D Prusa i3 MK2 (Figura 28).

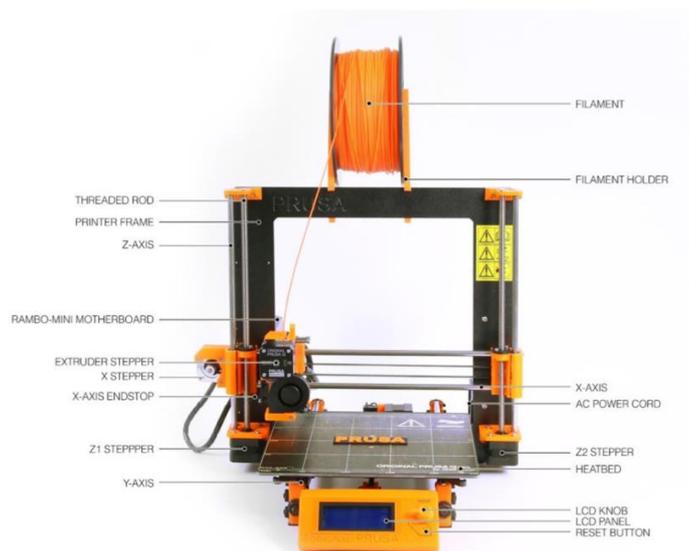


Figura 28. Impresora 3D Prusa i3 MK2 utilizada para la fabricación del dispositivo (Prusa Research, 2016)

Esta impresora permite un volumen de construcción de 250 x 210 x 200 mm. En cuanto a sus características, dispone de una boquilla de 0,4 mm, compatible con filamentos de diversos materiales de 1,75 mm y que es capaz de imprimir capas de hasta 0,05 mm de espesor (Prusa Research, 2018).

Además, esta impresora dispone de una pantalla LCD donde se puede observar el tiempo de impresión, así como otros parámetros importantes en la fabricación, como la temperatura.

Las piezas del dispositivo se fabricarán con ácido poliláctico o PLA, un polímero termoplástico biodegradable, que se obtiene del almidón de maíz, de yuca o de la caña de azúcar y, actualmente, es el material más utilizado en impresión 3D por FDM. El material se utilizará en filamentos de 1,75 mm enrollado en bobinas acopladas a la impresora. El PLA es un material idóneo por su velocidad de solidificación, su mínima deformación por tensión térmica y su adherencia a la base de la impresora. Su temperatura de fusión ronda los 175 o 180 grados centígrados (Sodergard y Stolt, 2002), aunque, la temperatura óptima de impresión será superior a los 200 grados.

En el programa Ultimaker Cura, se debe introducir primero la impresora que se va a utilizar, para así, tener en cuenta la capacidad de la impresora según el tamaño de la base y su altura. Posteriormente, se abrirán los archivos de las piezas que se desean imprimir y se situarán sobre la base de la impresora representada en el programa, donde se pueden girar, desplazar o escalar. Antes de acabar con la preparación, se seleccionará el material a utilizar, el espesor de cada capa y el porcentaje de relleno, así como si se desea añadir material de soporte o un área de adhesión de la pieza.

Una vez introducidos todos los parámetros, el programa obtiene diversas vistas de la pieza: una en la que aparece en sólido completamente acabado, una vista de rayos X en la que se pueden observar los huecos del modelo y una vista por capa, en la que se puede visualizar, incluso en forma de animación, el proceso de fabricación capa por capa. Además, el programa muestra también las dimensiones finales de la pieza, el tiempo que demorará la fabricación, la longitud de material que se necesitará y el peso aproximado del elemento.

Por ejemplo, para la fabricación de la base del dispositivo (Figura 29), la pieza más grande y costosa de fabricar, utilizando un espesor de capa de 0,1 mm y un 20% de relleno, se tardará un total de 53 horas y 53 minutos en tener acabada la pieza, se necesitarán 130,16 m de PLA y su peso será aproximadamente de 390 g.

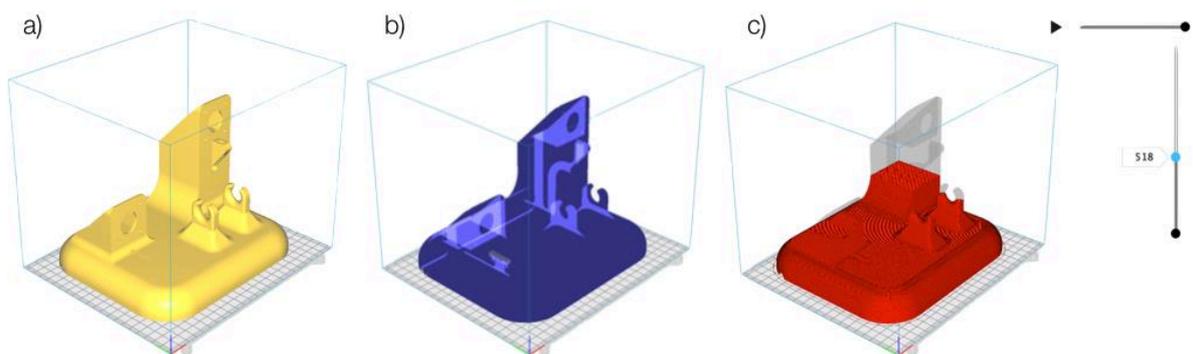
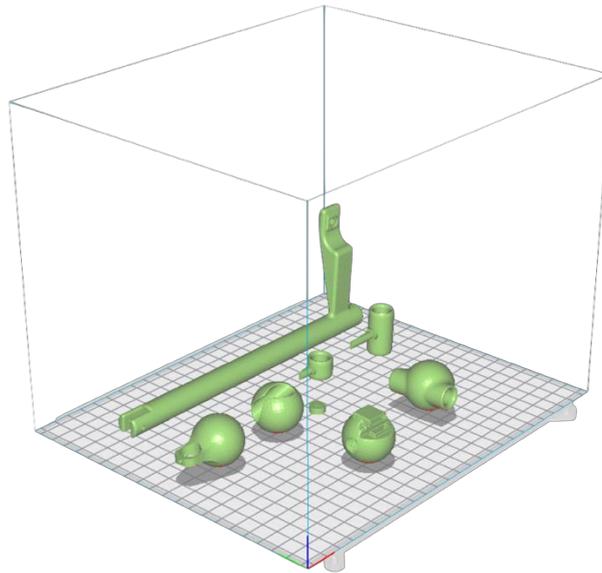


Figura 29. Vistas de la pieza base del dispositivo obtenidas en Ultimaker Cura. a) Vista de sólido acabado. b) Vista de rayos X. c) Vista después de aplicar 518 capas de las 1450 que requiere

La fabricación del dispositivo ha requerido de varios turnos ya que la base ocupa prácticamente la totalidad del tamaño de la impresora y se debe fabricar por separado (Figura 30). Finalmente, la impresión de la base se ha llevado a cabo en algo más de 30 horas, y el resto de piezas, que se pueden imprimir conjuntamente, se han fabricado en menos de 8 horas. Por tanto, si no se tiene en cuenta las

diferentes pruebas o rediseños que se han realizado a algunas piezas, la fabricación del dispositivo no supera las 40 horas, obteniéndose piezas de buena calidad y resistencia después de su postprocesado.



*Figura 30. Ejemplo de la preparación de la fabricación de los accesorios y algunas de las piezas diseñadas en el software Ultimaker Cura*

Después de la fabricación de una primera versión del dispositivo, se detectaron pequeños detalles que se podían mejorar en algunas piezas que formaban el mecanismo. Por ejemplo, algún ajuste agujero-eje demasiado holgado o, la escasez de superficie de contacto entre las piezas que soportan el vástago y las piezas a las que se unen, que de ser aumentada podría mejorar la sujeción del mismo y la precisión en su movimiento. Es por esto, que junto con la impresión de los accesorios de la punta del vástago para las distintas aplicaciones se fabricaron algunas piezas modificadas.

## 3.5 Control

### 3.5.1 El movimiento teórico

El movimiento del ciclo respiratorio sigue una trayectoria similar a ciclo de histéresis, es decir, dicha trayectoria es diferente durante la expiración y la inspiración. Matemáticamente, esta trayectoria puede asemejarse a la obtenida por la ecuación (5) para la inspiración, y a la que representa la ecuación (6) para la expiración (Reibke et al., 2016):

$$y_{in} = \left( \sqrt{\frac{h}{b^2}} \cdot x \right)^2 \quad (5)$$

$$y_{exp} = -(x - b)^2 + b^2 \cdot \frac{h}{b^2} \quad (6)$$

En las ecuaciones anteriores,  $h$  y  $b$  son valores parametrizables según la forma buscada en el ciclo. De  $h$  dependerá la altura del ciclo y de  $b$  su amplitud. Por otro lado,  $x$  es un vector desde 0 hasta  $b$ , y tendrá un paso u otro en función de la precisión buscada en este ciclo teórico que se propone (Figura 31)

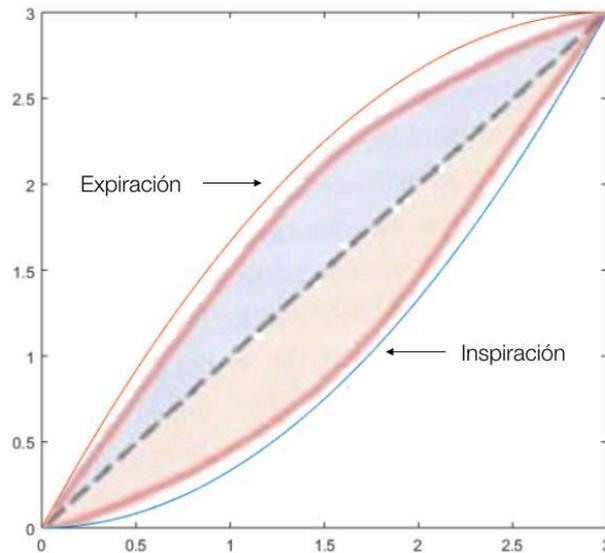


Figura 31. Ciclo teórico representando mediante el software MatLab, utilizando los valores  $h=3$  y  $b=3$  y un paso de 0,02 para el vector  $x$  (Reibke et al., 2016), superpuesto al ciclo de histéresis del pulmón (Guyton y Hall, 2011) para compararlos

Como se puede observar, la trayectoria teórica representada se asemeja al ciclo de histéresis que seguirá el pulmón, por lo que el movimiento que se tratará de reconstruir con el dispositivo diseñado en este trabajo deberá ser similar a este. Para ello, resulta interesante prestar atención a que la velocidad de la curva de inspiración será creciente del punto más bajo, hasta la máxima altura. Por otro lado, la velocidad de la curva de expiración también es creciente ya que, en este caso, se parte del punto máximo del ciclo hasta llegar a la posición inicial.

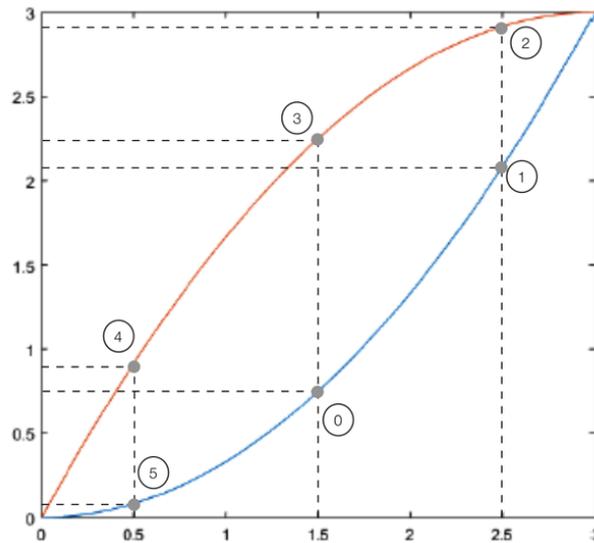
### 3.5.2 Comportamiento real y sincronización de los motores

Para la sincronización de los motores del dispositivo el movimiento teórico debe simplificarse ya que sería muy complejo traducir las ecuaciones de las curvas de inspiración y expiración a la rotación de los motores. La velocidad de rotación del primer motor, encargado del movimiento horizontal, es constante, a una velocidad que depende de la frecuencia respiratoria del paciente para que realice una vuelta completa en el mismo tiempo que una respiración del paciente. Esta velocidad viene dada por la ecuación (7), donde  $t$  es el tiempo en segundos en que se realiza una respiración. En esta ecuación se tiene en cuenta que este motor paso a paso, junto con el *driver* DRV8825 que divide cada paso entre 32, completa una vuelta tras 6400 pasos.

$$v_x = \frac{6400}{t} \quad (7)$$

De este modo, para poder reconstruir el ciclo de histéresis, el segundo motor, encargado del desplazamiento vertical, debe modificar la velocidad de rotación a lo largo del ciclo. Para ello, y de forma

simplificada, se divide el ciclo en seis partes, cada una de las cuales se corresponde a un giro de 60 grados de este motor (Figura 32). Debido a que las dos fases del ciclo son iguales, durante los seis tramos en los que ha dividido, se sigue una secuencia de tres velocidades distintas que se repetirá dos veces. La velocidad media en el conjunto de los seis tramos deberá ser igual a la del otro motor para conseguir un movimiento sincronizado y que los dos motores realicen una vuelta completa en el mismo tiempo. Por tanto, las distintas velocidades que irán sucediendo en este motor también dependerán del tiempo  $t$  y, debe tenerse en cuenta que, a diferencia del motor anterior, este está controlado por un *driver* que divide sus pasos entre 16, y completará una vuelta después de 3200 pasos.



*Figura 32. Ciclo teórico segmentado en 6 tramos. El punto 0 representa la posición inicial*

La primera parte, comienza en la posición inicial del motor que, determinado por la situación de los activadores de los sensores, se sitúa en a mitad de la curva de inspiración. A partir de este punto, se puede observar que empieza el tramo de mayor pendiente de dicha curva, por lo que en los primeros 60 grados, la velocidad del segundo motor vendrá dada por la ecuación (8).

$$v_{y1} = \frac{3200}{t} \quad (8)$$

A continuación, los siguientes 60 grados coinciden con el punto más alto del ciclo, donde la velocidad del segundo motor debe ser la más alta para poder adaptarse al cambio de sentido que realiza el ciclo de histéresis. Por lo que esta velocidad será la obtenida mediante la ecuación (9).

$$v_{y2} = \frac{3200 \cdot 2}{t} \quad (9)$$

Finalmente, el próximo tramo del ciclo, se corresponde con la parte de menor pendiente de la fase de expiración, o lo que es lo mismo, la de menor velocidad. Esta velocidad se corresponde a la que deriva de la ecuación (10).

$$v_{y3} = \frac{3200 \cdot 2}{3 \cdot t} \quad (10)$$

Esta serie de tres velocidades se repetirá ya que después de el último giro de 60 grados, el movimiento se sitúa en el centro de la curva descendente de espiración donde la pendiente es la máxima. Después se vuelve a requerir de la máxima velocidad para cambiar el sentido del ciclo, pero esta vez en su punto más bajo y, en último lugar, se repite el tramo de menos pendiente.

### 3.5.3 Control del dispositivo mediante Arduino

Una vez definido el patrón del movimiento de los motores para que realicen un ciclo de forma sincronizada, esta información se trasladada al controlador que gobierna dichos motores. El **algoritmo** en el que se basa el comportamiento del dispositivo (Figura 33) se ha programado con el *software Arduino*, donde se compila y se transfiere al controlador mediante conexión USB desde el ordenador.

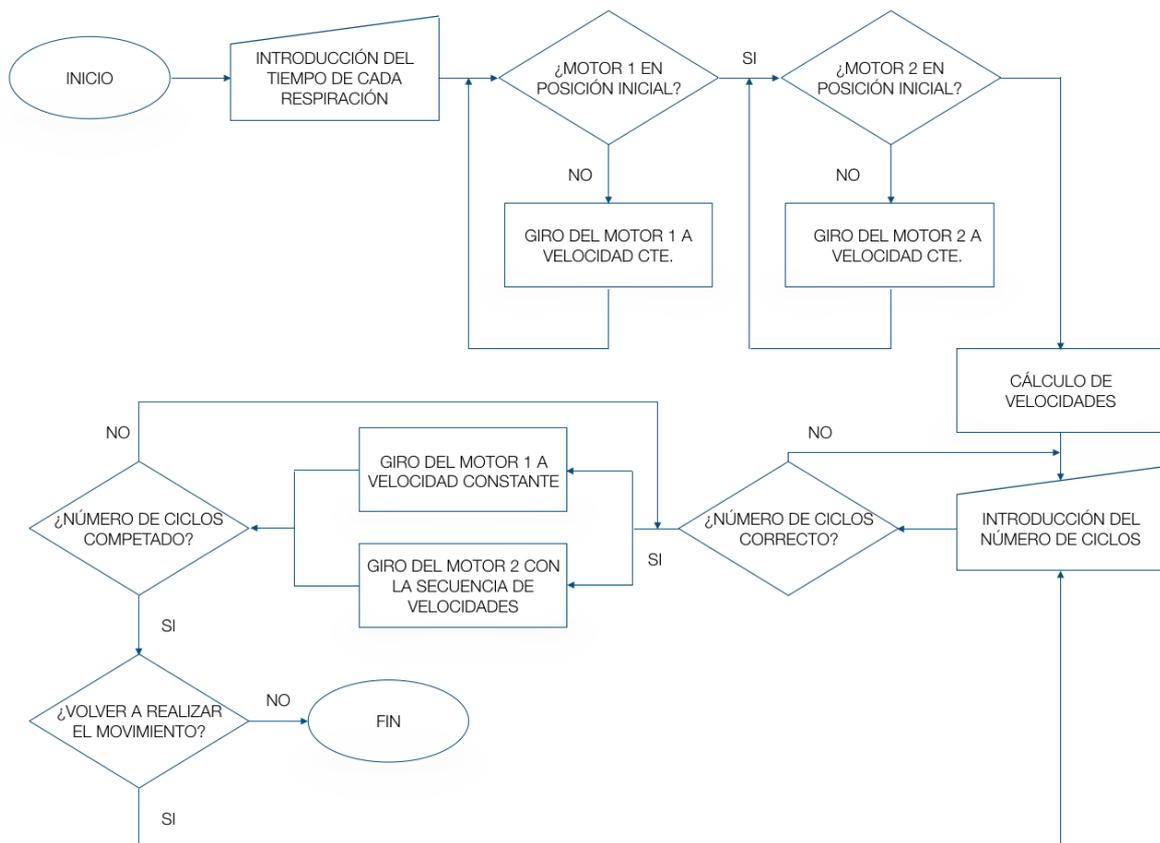


Figura 33. Diagrama de flujo que representa el algoritmo utilizado para la programación del controlador Arduino

En el **código** desarrollado se introduce manualmente la duración de un ciclo respiratorio en una variable y se envía al dispositivo. Una vez subido el programa, y antes de seguir con el movimiento simulado, se llama a una función denominada *homing*, en ella se comprueba si los motores se encuentran en la posición inicial mediante la lectura de la información de los sensores. Si los sensores no están detectando nada, los motores girarán hasta situarse en el punto de partida. Una vez finalizado el *homing* el programa pedirá que se introduzca por pantalla el número de ciclos que se van a realizar y, tras un segundo, iniciará el movimiento según la secuencia de velocidades descrita. Los sensores final de carrera permiten que se cuenten las vueltas que dan los motores para cuando se complete el número de ciclos indicado, acabe el movimiento.

### 3.6 Obtención del ciclo realizado mediante el *software* Bonsai

Para comprobar que el resultado obtenido en el movimiento del dispositivo es el deseado, debemos conocer la trayectoria que describe el mismo durante su funcionamiento. Para ello, se puede optar por distintos procedimientos para obtener el ciclo realizado como, por ejemplo, dibujarlo con el accesorio diseñado para tal efecto, o realizar una fotografía de alta exposición a la punta, como se ha venido realizando en los prototipos LEGO®.

En este caso, se ha utilizado un *software open-source* llamado **Bonsai**. Este programa, fue desarrollado para el procesamiento de datos y es ideal para el análisis de videos en tiempo real (Lopes *et al.*, 2015). Bonsai es un lenguaje de programación que se configura en una interfaz gráfica, en la que cada operación es representada por un elemento o nodo coloreado. Los nodos pueden ser interconectados creando un flujo de trabajo (*workflow*) indicando el sentido en el que se transfieren los datos de un elemento a otro.

Para comprobar la precisión de la trayectoria que el dispositivo esta llevando a cabo, se ha creado un *workflow* (Figura 34) en Bonsai para realizar un seguimiento o *tracking* de la pieza que simula el tumor. En este *workflow*, se utiliza como entrada la imagen de una cámara conectada al ordenador que enfoca la punta del dispositivo. Para realizar el *tracking*, la imagen obtenida por la cámara es traducida por uno de los nodos en una imagen HSV (del inglés, Hue Saturation Value) que divide los tonos que se observan en la imagen natural en dos, blanco y negro. Utilizando los accesorios de color blanco o pegando una pegatina blanca en la punta de la esfera negra, en esta imagen, ajustada correctamente, solo se observa la punta del dispositivo en color blanco.

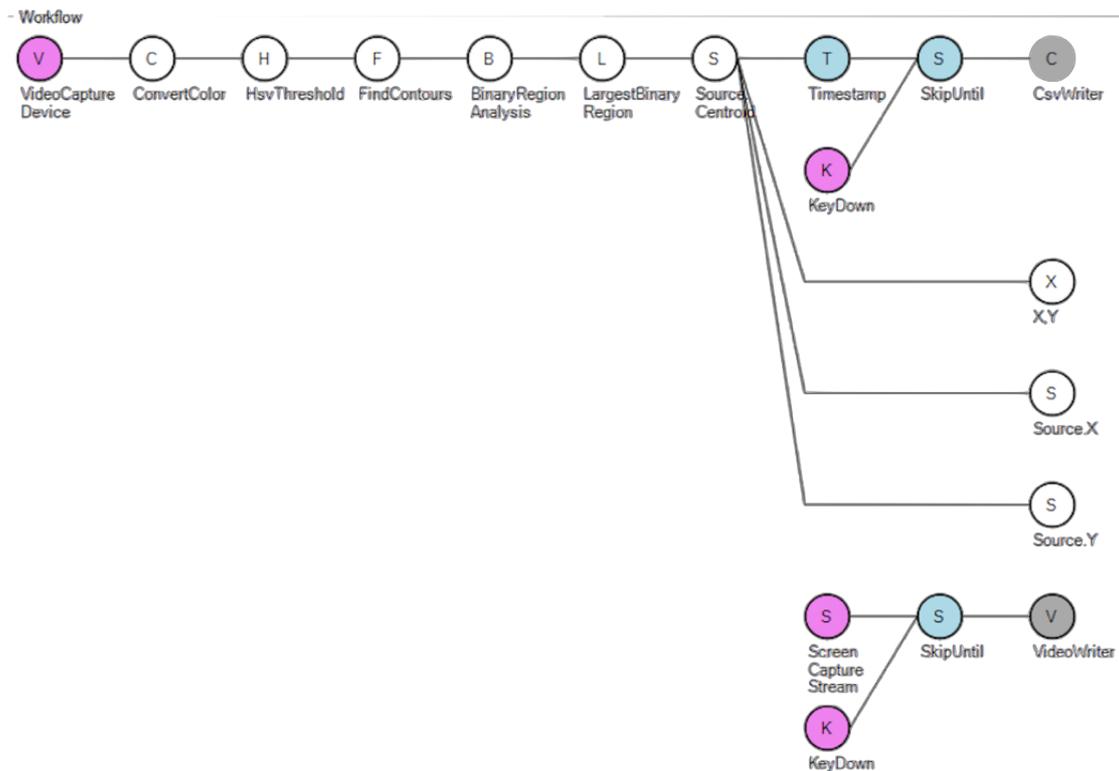


Figura 34. Workflow programado en Bonsai para la obtención y análisis de la trayectoria descrita por el dispositivo

Los siguientes nodos, permiten identificar el área más grande de color blanco que se observa en la imagen y sitúan un punto en el centroide de esta área, que a su vez será el centro de la punta del dispositivo. Tras pulsar cualquier tecla, el programa guardará un **archivo CSV** con la posición en X e Y del centroide, datos que se podrán analizar en cualquier hoja de cálculo. Por otro lado, se pueden visualizar por pantalla, también en tiempo real, los **gráficos de la posición** de dicho punto.

Finalmente, en el flujo de trabajo diseñado, se ha contemplado que, tras pulsar la tecla 's', el programa guarde un **video en formato .AVI** de la pantalla del ordenador. Además, la **trayectoria** que realiza este punto será dibujada en tiempo real durante la simulación y se podrá visualizar sobre la imagen de la cámara.

## 4. Resultados y discusión

---

### 4.1 El dispositivo: *Cyclung Tumour Movement Simulator*

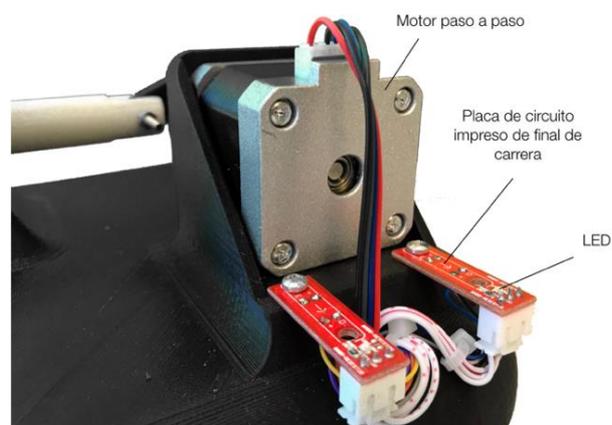
El presente trabajo ha resultado en un dispositivo simulador del movimiento que un tumor realiza durante en ciclo respiratorio en el interior de un pulmón al que se le ha bautizado como **Cyclung Tumour Movement Simulator**. Dicho simulador es de utilidad en la planificación de un tratamiento de radioterapia menos nocivo para el paciente, ayudando en el cálculo de la dosis de radiación y el seguimiento de los mismos. En cuanto a este tipo de dispositivos, los prototipos desarrollados hasta el momento no disponían de las prestaciones suficientes para su uso en la clínica y los dispositivos comerciales existentes, aunque son pocos, en muchos casos no son accesibles.

Por consiguiente, se ha creado un **proyecto open-source**, que permitirá, a quien lo desee, adquirir el simulador de forma sencilla y viable económicamente. Además, se trata de un dispositivo que ha resuelto muchos inconvenientes de los anteriores prototipos y que esta preparado ser probado y para emprender experimentos reales.

#### 4.1.1 Montaje

Una vez impresas todas las piezas que componen el dispositivo, estas se montan según se ha especificado con anterioridad en la fase de diseño. En primer lugar, se situarán los motores en su lugar correspondiente y se atornillarán a la pieza base por su parte frontal mediante **tornillos M3 x 6, clase 5.6 DIN 84**, que son de cabeza cilíndrica con ranura.

A continuación, se situarán los sensores final de carrera en sus respectivos huecos. Los sensores van conectados a un circuito impreso que se conecta a las placas de control de forma sencilla, pero estos huecos están diseñados solo para albergar el sensor en si. Para aprovechar la placa a la que se unen, esta se ha situado en una posición diferente (Figura 35).



*Figura 35. Situación de las placas de circuito impreso de los dos sensores final de carrera, atornilladas a la base y los cables introducidos por las canalizaciones dispuestas para ello*

Para poder conectar los sensores de este modo, se han tenido que desoldar y volverlos a conectar al circuito impreso a través de unos cables, que permiten emplazar, por un lado, los sensores debajo de los motores para controlar sus movimientos, y por otro, las placas de circuito impreso en un lugar visible. Para instalarlas, se han realizado dos orificios pequeños en la zona trasera de uno de los motores y se han fijado con tornillos autorroscantes de métrica M3. Tanto los cables de los motores como los de los sensores se introducirán por las canalizaciones realizadas en la base del dispositivo, saliendo por la parte inferior del mismo hasta el controlador.

Seguidamente, se han montado el resto de piezas que componen el mecanismo donde los tornillos utilizados para la unión o soporte de algunas de las piezas son del mismo tipo que los utilizados en para el anclaje de los motores. Por otro lado, en vez de un pasador cilíndrico de 3 mm de diámetro, se ha utilizado un tornillo del mismo diámetro y una rosca compatible que sujeta las piezas del mecanismo del movimiento en el eje horizontal.

Para que algunas uniones operasen de forma correcta ha sido necesario lijar algunas piezas que encajaban demasiado ajustadas y las uniones deslizantes se han lubricado con vaselina técnica para minimizar la fricción y el desgaste. Finalmente, para acabar con el montaje del dispositivo final (Figura 36) se han pegado cuatro patas de goma antideslizantes en la parte inferior de la base que permite reducir el ruido y las vibraciones del aparato.



*Figura 36. Dispositivo acabado y montado completamente*

#### 4.1.2 El modelo final

El dispositivo desarrollado en este proyecto ha sido diseñado por ordenador y fabricado en una impresora 3D. Esto ha permitido disponer de **libertad en la creación** que no se tenía con los *packs* LEGO®, donde las opciones son más limitadas.

Se ha diseñado un **dispositivo parametrizable** a las necesidades del tratamiento, esto quiere decir, que el movimiento que recreará el dispositivo puede ser modificado gracias a la posibilidad de introducir diversos cambios en las piezas (Figura 37). Por otro lado, el tiempo de duración de cada ciclo se puede ajustar al paciente, introduciéndolo en el programa que ejecuta el microcontrolador, en el que recalcula automáticamente las velocidades de giro de los motores.



*Figura 37. Fotografía del detalle de los mecanismos del dispositivo en el que se indican las diferentes opciones que permiten parametrizar el movimiento*

La impresión 3D es idónea para este tipo de proyectos en los que se van a fabricar una o pocas unidades del producto y, a su vez, permite obtener un dispositivo robusto y bien acabado con un coste bajo. La calidad que ofrecen actualmente algunas impresoras 3D como la utilizada, es suficiente como para lograr unas piezas resistentes y fácilmente ensamblables para obtener un movimiento estable. A esto se agrega que, se tiene la posibilidad de fabricar tantas piezas intercambiables o recambios de las existentes como sea necesario de forma rápida y sencilla.

Otra de las ventajas del tipo de diseño y de fabricación adoptado frente al uso de la herramienta LEGO® MINDSTORMS EV3 ha sido tener la oportunidad de seleccionar los componentes que se van a utilizar. Los motores han sido uno de los factores de mejora más importante, por este motivo, se han seleccionado motores paso a paso, muy similares a los que utiliza el dispositivo comercial desarrollado por ModusQA (Dunn *et al.*, 2012), y que mejoran notablemente el funcionamiento de los motores LEGO®. Los motores Nema 17 utilizados no se ven afectados por la carga que transportan en este dispositivo y ofrecen la estabilidad necesaria al movimiento.

Cabe destacar también, tanto controlador Arduino como el resto de componentes utilizados, como la placa RAMPS 1.4, son ampliamente utilizados en impresión 3D como en diferentes proyectos de robótica. Esto pone a disposición infinidad de recursos para el control y programación tanto para esta versión del dispositivo como para futuras mejoras incluso por parte del usuario final. Además, la alimentación se llevará a cabo mediante un transformador conectado a la red eléctrica evitando los efectos de la descarga de la batería en el funcionamiento de los motores como sucedía en los prototipos LEGO®.

En definitiva, Cyclung un dispositivo funcional, compacto, robusto y versátil (Figura 38), que se puede fabricar con un coste bajo y que cumple con los requisitos para ser utilizado en la planificación del tratamiento del cáncer de pulmón.

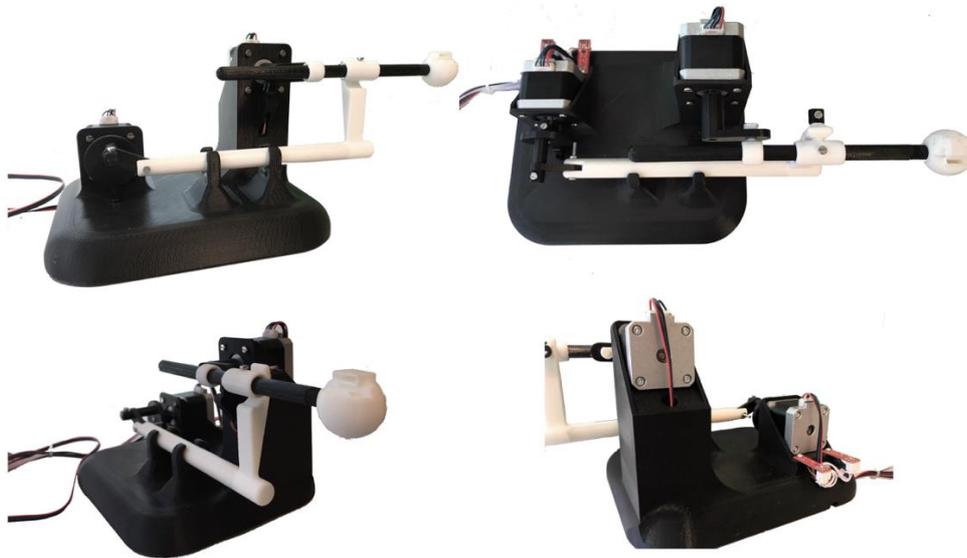


Figura 38. Fotografías de diferentes vistas de la versión final del dispositivo

Otro avance que se ha conseguido en el presente proyecto en comparación con los prototipos LEGO® ha sido añadir la posibilidad de medir las dosis de radiación que recibe el dispositivo durante las pruebas de planificación del tratamiento. Para ello utiliza el un accesorio que puede alojar hasta dos dosímetros, como el InLight® nanoDot™ Dosimeter que, por ejemplo, se utiliza en el Instituto Valenciano de Oncología, desde el que fue planteada esta iniciativa. Junto con el accesorio anterior, se han desarrollado otras opciones para aumentar la utilidad del dispositivo (Figura 39).

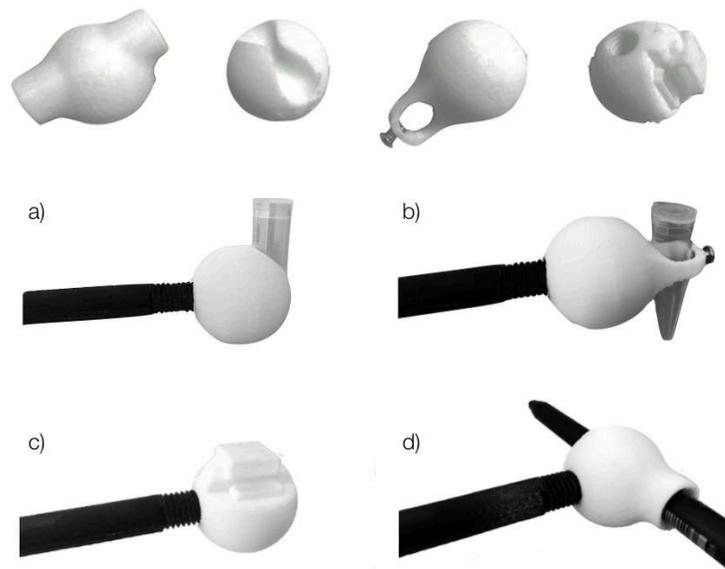


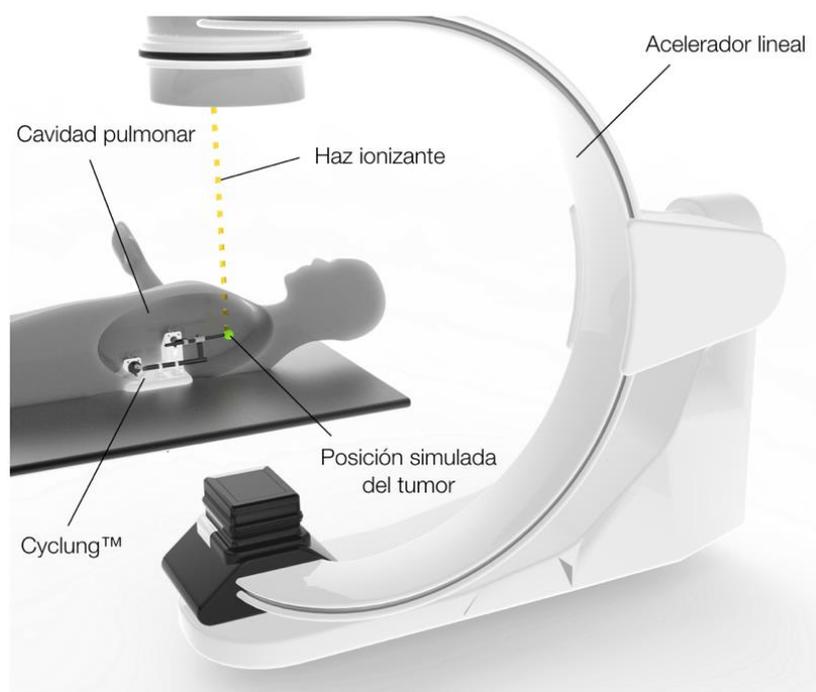
Figura 39. Resultado final de algunos de los diferentes accesorios diseñados y sus respectivas disposiciones en el dispositivo. En las figuras a) y b) se observan las esferas con la muestra donde se introduce el líquido de contraste para el PET. La figura c) muestra el accesorio diseñada para introducir dos dosímetros en su interior. En la figura d) aparece el accesorio para dibujar la trayectoria del movimiento del dispositivo

Por un lado, si se acopla una probeta del líquido de contraste radiactivo que se utiliza en las pruebas de tomografía por emisión de positrones (PET) se podrá utilizar el dispositivo para calibrar el escáner y comprobar si es capaz de detectar correctamente el movimiento conocido que realiza el dispositivo. Además, se ha diseñado un accesorio para el soporte de un bolígrafo o rotulador para dibujar y conocer la trayectoria que el dispositivo está realizando si no se dispone de otro método más preciso. Este accesorio se utilizó en un primer momento para dibujar el ciclo realizado por el dispositivo, para posteriormente pasar a la utilización de cámaras y *software* específico para obtener y comparar los resultados obtenidos.

### 4.1.3 Ubicación y utilidad

La **utilidad** principal del dispositivo desarrollado, como se ha comentado anteriormente, se basa en la mejora del tratamiento de radioterapia. Para ello, una vez conocido el movimiento que posee el tumor de un paciente y la dosis de radiación que debe recibir, este tratamiento será administrado por un acelerador lineal (LINAC). En ese sentido, si se testea el tratamiento planificado para el paciente sobre el Cyclung, previamente ajustado y programado para simular el movimiento del tumor en cuestión, se podrá comprobar, en primer lugar, si el acelerador es capaz de realizar un seguimiento eficaz del dispositivo y, en segundo lugar, si la dosis que reciben los dosímetros situados en el simulador es la correcta.

Para utilizar el dispositivo en estos casos, este debe ser ajustado e incluso se puede probar que el movimiento es el deseado. Posteriormente, el simulador se situará debajo del acelerador lineal, sobre la camilla en la que se tumban los pacientes durante el tratamiento y aproximadamente en la zona donde quedan los pulmones (Figura 40).



*Figura 40. Esquema de la situación del dispositivo en el interior de un acelerador lineal para la simulación del movimiento de un tumor*

Una vez situado y en funcionamiento, el LINAC, capaz de desplazarse o girar, radiará sobre la esfera o accesorio situado a la punta del mecanismo. En este caso, en el interior del accesorio puede situarse un dosímetro en la parte superior o en un lateral, dependiendo de cómo se vaya a irradiar el tumor. También cabe la posibilidad de utilizar dos dosímetros para conocer la dosis de radiación que recibe el pulmón en diversos puntos.

Desde el Instituto Valenciano de Oncología, donde el dispositivo a sido estudiado por un grupo de radiólogos y físicos médicos (Figura 41), se ha advertido de que la electrónica que dispone la placa Arduino, como el microcontrolador, las memorias, entre otros, puede verse afectada por la radiación emitida por el acelerador. Por este motivo, los cables que llegan de los motores y sensores hasta las placas son lo suficientemente largos como para no situarlas cerca del foco de radiación.



*Figura 41. Primera versión del dispositivo en un acelerador lineal del Instituto Valenciano de Oncología (IVO)*

Una vez finalizada la simulación, con el estudio podrá observarse si el movimiento ha sido correctamente seguido por el acelerador y si la información guardada en el dosímetro indicia que el nivel de radiación ha sido el óptimo. En caso contrario, el tratamiento se planificará de otra forma para conseguir mayor precisión y menor perjuicio sobre el tejido pulmonar sano.

Otra aplicación para la que Cyclung puede ser utilizado es en la calibración de equipos PET/TAC. Para ello, el dispositivo funcionará en el interior de una de estas máquinas (Figura 42) mientras se obtienen imágenes del movimiento. A continuación, se medirán los resultados de las imágenes obtenidas y se compararán con el movimiento conocido que realiza el simulador para comprobar que los resultados son correctos.



*Figura 42. Máquina para la realización de pruebas PET/TAC (Philips, 2018)*

## 4.2 Funcionamiento

La **puesta en marcha** del dispositivo, con todas sus partes ensambladas y los componentes conectados a al controlador, comienza enchufando en transformador de corriente a la red eléctrica y a la RAMPS, proporcionando energía a todo el conjunto. Seguidamente, se conectará el cable USB de la placa Arduino al ordenador desde el que se transferirá la información.

Una vez conectado, se abrirá en el ordenador el programa que se va a transferir al controlador, donde se introducirá el tiempo en el que el paciente completa un ciclo respiratorio y se enviará el programa. Entonces se abrirá la ventana que Arduino dispone para la comunicación con el controlador, el *Serial* (Figura 43). Inmediatamente, por pantalla se leerá que los motores están realizando el *homing*, es decir, se están situando en la posición inicial y, cuando finalice este proceso, se pedirá el número de ciclos que se quieren realizar.

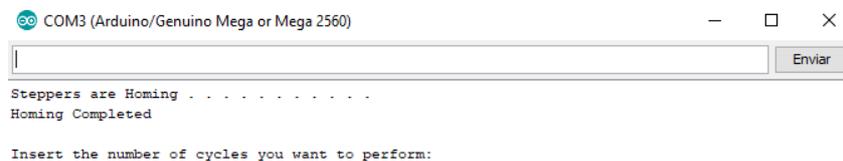


Figura 43. Serial de Arduino donde se puede leer el estado del proceso y donde se introduce por teclado el número de ciclos que se van a realizar

Una vez introducido el número de vueltas por pantalla se mostrarán las velocidades que a la que se mueven los motores. Por un lado, para el motor 1, se podrá leer la velocidad constante a la que gira, sin embargo, para el motor encargado del desplazamiento vertical, aparecerán las tres velocidades que el motor va alternando. Un segundo después, los motores empezarán a funcionar, y se irá escribiendo por pantalla la vuelta en la que el proceso se encuentra y se indicará cuando el movimiento haya terminado (Figura 44).

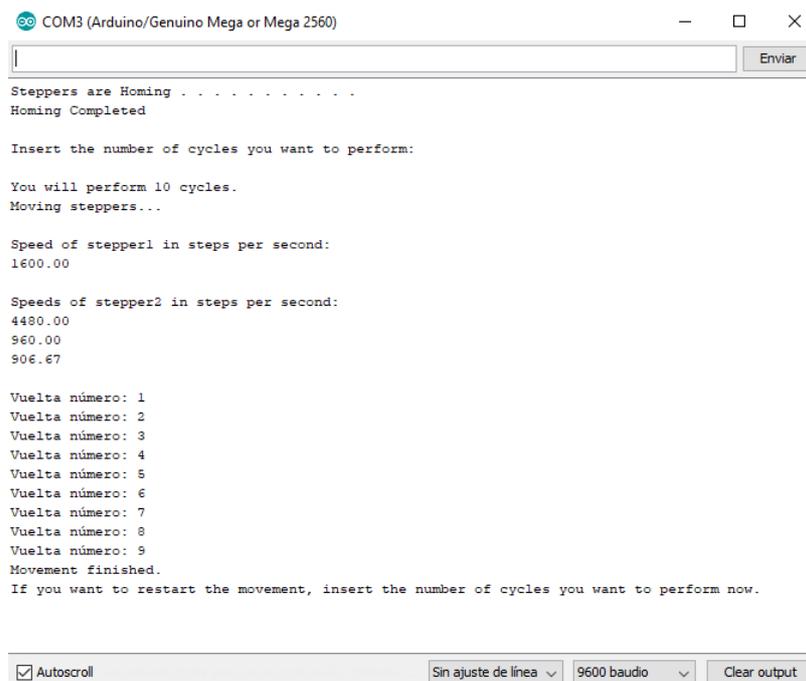


Figura 44. Pantalla que se visualizará al final del movimiento de un proceso de 10 ciclos

En caso de querer reiniciar el proceso o querer simular un numero distinto de vueltas, cabe la posibilidad de volver a introducir por teclado los ciclos a realizar, y el movimiento volverá a empezar.

### 4.3 Análisis del movimiento real

Con el dispositivo funcionando correctamente se debe comprobar que la trayectoria que resulta del movimiento de los motores es la esperada y se aproxima al movimiento teórico del tumor. Para ello, se ha utilizado en flujo de trabajo programado en Bonsai y una cámara conectada al ordenador para obtener datos de la posición de la punta del dispositivo, así como la forma y tamaño del ciclo realizado.

#### 4.3.1 Obtención de la trayectoria mediante el *software* Bonsai

En primer lugar, debe calibrarse la imagen HSV para eliminar los efectos de la luminosidad de la sala y detectar, únicamente, el objetivo que se quiere seguir en color blanco, en este caso, el accesorio de la punta del Cyclung (Figura 45).

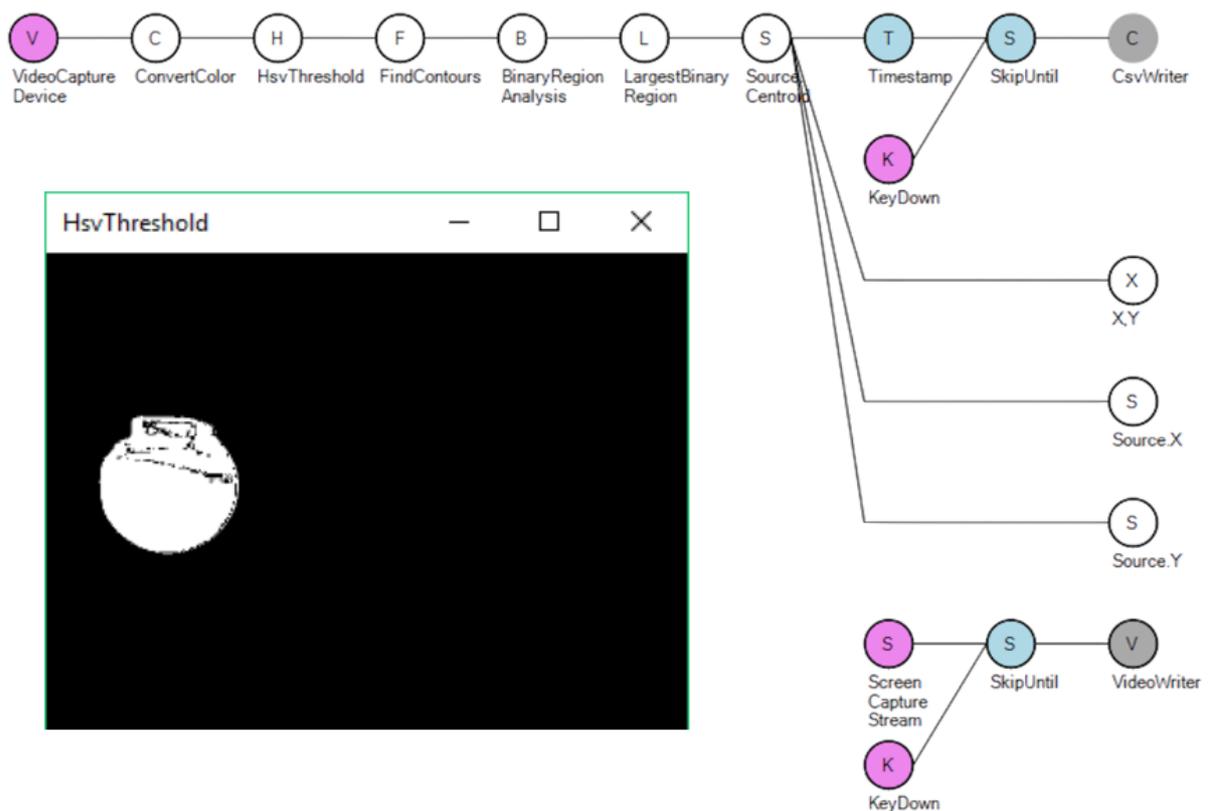
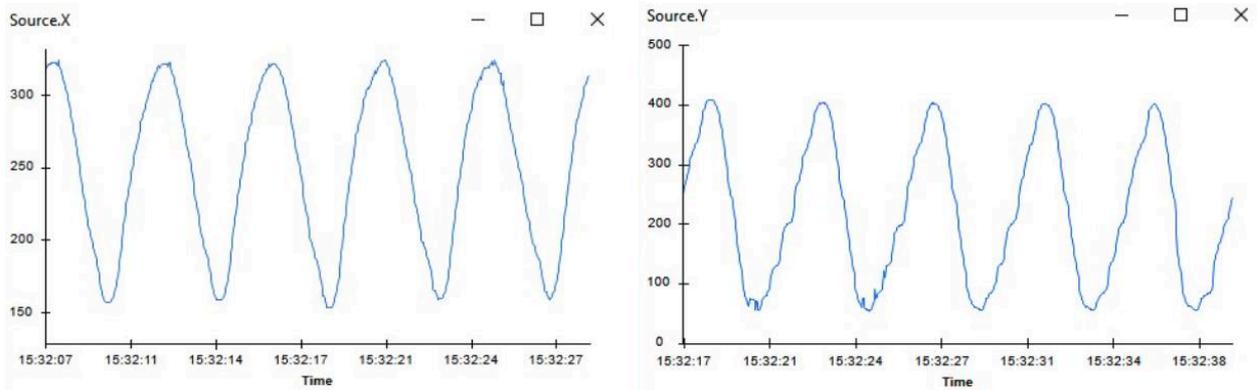


Figura 45. Flujo de trabajo programado con el software Bonsai para el seguimiento de la punta del dispositivo y comprobar la precisión de la trayectoria descrita junto con la ventana de la imagen HSV

Una vez calibrada la imagen, y con el simulador en marcha, se inicia el programa de Bonsai, y se pueden observar los gráficos en tiempo real de la posición del centroide del área blanca más grande de la imagen

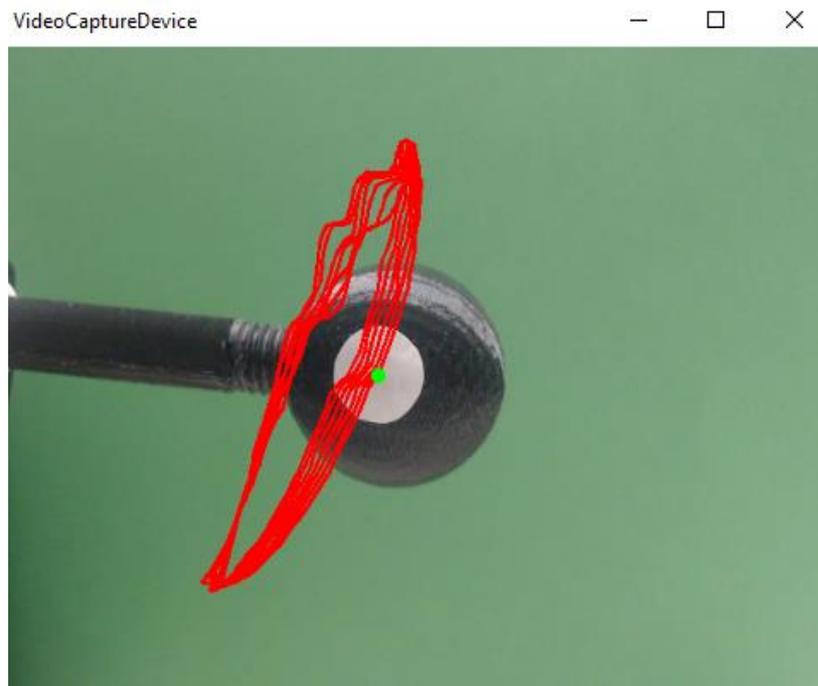
HSV (Figura 46). A su vez, se visualiza la imagen que esta grabando la cámara y se esta guardando en una carpeta el archivo .CSV y el video de la pantalla del ordenador tras pulsar la tecla 's'.



*Figura 46. Gráficos de la posición del centroide en el eje X e Y obtenidos en Bonsai a tiempo real durante el movimiento del dispositivo configurado para realizar ciclos de 4 segundos*

En estos gráficos puede observarse la **estabilidad** conseguida en el movimiento del dispositivo ya que los valores de la posición en ambos ejes no varían significativamente en el transcurso de los diferentes ciclos y el trazado es bastante continuo. También puede comprobarse que **el movimiento de ambos motores es sincronizado**, ya que la distancia de pico a pico de los dos gráficos es la misma y coincide con la introducida previamente, cuatro segundos.

Finalmente, durante el funcionamiento se puede observar la trayectoria trazada por Bonsai (Figura 47). Este ciclo se dibuja, también en tiempo real sobre la imagen de la cámara. Es con esta imagen con la que se puede comparar el movimiento real con el ciclo teórico y calcular sus dimensiones.



*Figura 47. Ventana de Bonsai donde se visualiza la imagen de la cámara donde se superpone el tracking en tiempo real de la posición del centro de la esfera*

### 4.3.2 Comparación con el movimiento teórico

Los resultados obtenidos con Bonsai pueden ser comparados con el ciclo de histéresis ideal superponiendo las imágenes del ciclo dibujado durante el tracking a las del ciclo ideal utilizando el software **MatLab**. Para ello, se han realizado distintos ensayos con el nuevo dispositivo probando con varias combinaciones de parámetros para obtener distintas formas del ciclo.

Cabe recordar, que el ciclo de histéresis teórico puede ser modificado en altura y amplitud modificando los parámetros  $h$  y  $b$  respectivamente, en las ecuaciones (5) y (6). Por otro lado, también se ha cuantificado el efecto de las diferentes configuraciones del Cyclung en el ciclo reconstruido. Asimismo, se ha obtenido la altura y la amplitud de la configuración empleada para, con estos datos, modificar el ciclo de histéresis teórico y comprar ambos itinerarios (Figura 48).

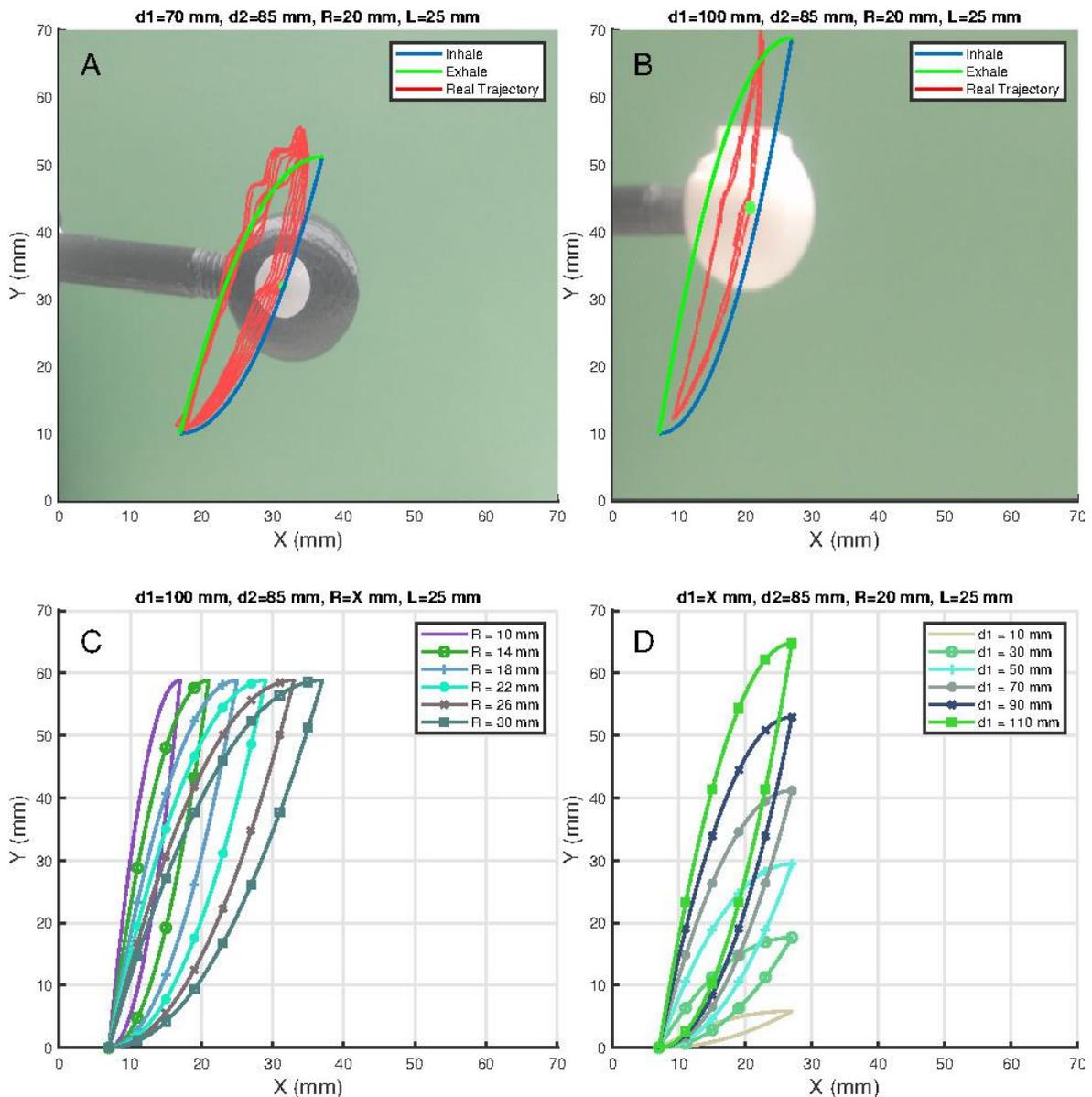


Figura 48. a) Configuración para una trayectoria del tumor más amplia. b) Configuración para una trayectoria del tumor más alta. c) Diferentes trayectorias posibles modificando el parámetro  $r$ . d) Diferentes trayectorias posibles modificando la longitud  $d_1$

Los parámetros que modifican el ciclo que realiza el dispositivo son el radio  $r$  para modificar la amplitud y las longitudes  $l$  y  $d_1$  para modificar la altura. En la primera configuración, la amplitud de la trayectoria que representa el simulador debería ser de 20 mm ya que  $r = 20$  mm. Por su parte, calculando la altura que se debería obtener en el Cyclung con la ecuación (4), esta debería ser de unos 41 mm. Por este motivo se han dado estos valores a  $b$  y  $h$  respectivamente para que dibujen el ciclo teórico con el que se deberá comparar la trayectoria.

La segunda configuración, mantiene todos los parámetros menos la longitud  $d_1$ , que se ha aumentado hasta 100 mm cambiando la posición del vástago. Esta disposición, dibujará un ciclo más alto, que según los mismos cálculos debería tener una altura total de aproximadamente 59 mm. Del mismo modo se ha dibujado un ciclo de histéresis teórico en el que  $b = 20$  y  $h = 59$  y si ha comparado con el movimiento real.

A la vista de los resultados y según los expertos del Instituto Valenciano de Oncología, puede observarse que el movimiento simulado se ajusta bien al movimiento real del Cyclung, sobretodo en la parte inferior del ciclo. Los radiólogos y médicos físicos aseguran además que, las desviaciones que se observan entre los ciclos no son relevantes, teniendo en cuenta que el movimiento del tumor tampoco sigue una línea exacta.

Por otro lado, los resultados demuestran que las ecuaciones calculadas y el movimiento que se esperaba durante el diseño del dispositivo son correctos y permiten conocer de forma bastante precisa el movimiento que se va a simular. Así, puede confiarse en que configurando el dispositivo en una de las muchas disposiciones posibles simulará el movimiento de un tumor concreto: el que vaya a ser tratado posteriormente sobre un paciente.



## 5. Conclusiones

---

El presente proyecto nació con el objetivo de diseñar un dispositivo *open-source* para la simulación del movimiento de un tumor en el pulmón realizando una trayectoria bidimensional similar al ciclo de histéresis del sistema respiratorio. En ese sentido se ha desarrollado *Cyclung Tumour Movement Simulator*, un dispositivo diseñado por ordenador y fabricado mediante impresión 3D que cumple con los requisitos para ser utilizado en la planificación del tratamiento del cáncer de pulmón por radioterapia externa.

Los distintos componentes utilizados en el proyecto como el controlador, los motores o sus *drivers*, hacen del dispositivo un sistema estable en sus movimientos, que no se ven afectados en gran medida por perturbaciones externas. Por otro lado, el uso de un transformador de corriente como fuente de alimentación, elimina el efecto que podría tener el nivel de carga de algunas baterías sobre la velocidad de giro de los motores y, por tanto, sobre el ciclo final que traza el simulador.

*Cyclung*, gracias a los distintos accesorios diseñados, puede ser empleado en distintas pruebas. Por un lado, puede utilizarse para la medición de los niveles de radiación recibidos por el dispositivo, por su compatibilidad con el dosímetro InLight® nanoDot™ *Dosimeter*. Por otro lado, se puede destinar a comparar los datos obtenidos mediante pruebas de tomografía por emisión de positrones con el movimiento del dispositivo.

El nuevo dispositivo es completamente personalizable al movimiento de cada tumor conocido gracias a pruebas como el TAC 4D, y que será diferente según el paciente, su respiración y la posición en la que se encuentre en el interior del pulmón. El diseño y la impresión 3D permiten de forma rápida y sencilla disponer de una serie de piezas intercambiables que permitan modificar la trayectoria simulada, así como fabricar recambios o probar futuras mejoras. Además, el dispositivo es capaz también de ajustarse a la frecuencia respiratoria del paciente modificando la velocidad de giro de los motores.

Con referencia al método de análisis del movimiento del dispositivo, el uso del *software* Bonsai, permite visualizar en tiempo real su comportamiento, obtener datos e incluso grabar videos del dispositivo en funcionamiento. Esto, junto con la posterior comparación con el ciclo teórico, facilita la detección y corrección de errores.

En definitiva, a pesar de las pequeñas desviaciones del movimiento respecto al ciclo de histéresis teórico, los expertos del Instituto Valenciano de Oncología, certifican que el dispositivo esta preparado para ser utilizado en ensayos clínicos. De este modo, se ha demostrado que puede diseñarse un dispositivo viable económicamente para simular el movimiento de un tumor en el pulmón y, aumentar la precisión de su tratamiento mediante técnicas de radioterapia.



## 6. Líneas futuras

---

Una vez finalizado el proyecto, se procede a comentar las posibles mejoras que resultaría interesante estudiar a partir de este momento. En primer lugar, existe cierto margen de mejora en la trayectoria que realiza el dispositivo, pudiéndose ajustar mejor al ciclo teórico. Por otro lado, el código utilizado para controlar el dispositivo emplea una librería denominada *Accelstepper* para controlar el movimiento de los motores. Si en vez de utilizar esta librería, se programase desde cero el movimiento que los motores van a realizar, podría implementarse un algoritmo que calculara los pulsos necesarios para mover los motores a la velocidad necesaria tal y como se desee, sin que lo haga la propia librería automáticamente.

En cuanto a la introducción de los datos y manejo del dispositivo, la creación de una interfaz externa, con posibilidad de conexión con el dispositivo de forma inalámbrica como WiFi o *bluetooth* podría ser interesante. Esta conexión podría realizarse mediante un programa específico o una aplicación móvil, y evitaría tener que conectar el dispositivo al ordenador, si no que se podría introducir la frecuencia respiratoria del paciente, o el número de ciclos que se quieren realizar a través de esta interfaz.

Otra opción, aunque algo más compleja, sería monitorizar la respiración del paciente y sincronizarla con el dispositivo, de forma que este se mueva exactamente como el paciente respira normalmente. De este modo, sería posible variar la velocidad de giro de los motores de forma automática durante el funcionamiento para adaptarse a los cambios de frecuencia de un paciente.

Finalmente, para aumentar la capacidad de movimiento del dispositivo, para simular aún mejor el movimiento del tumor en el interior del paciente, podría añadirse un tercer eje en el movimiento del dispositivo. De este modo, aunque el movimiento de los tumores en la dirección perpendicular al plano del movimiento bidimensional actual es menor, mejoraría la precisión del movimiento, ajustándolo aún más a la realidad



## 7. Bibliografía

---

- Albaiceta, G. M. (2009) «Curvas presión-volumen en la lesión pulmonar aguda», *Medicina Intensiva*, 33(5), pp. 243-250. doi: 10.1016/S0210-5691(09)71759-0.
- Allegro MicroSystems (2014) «A4988 Datasheet». Worcester, Massachusetts. Disponible en: <https://www.pololu.com/product/1182>.
- Arduino (2018) *Arduino Mega 2560 REV3*. Disponible en: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mega-2560-rev3> (Accedido: 4 de junio de 2018).
- Bailey, R. (2017) *Respiratory System*, ThoughtCo. Disponible en: <https://www.thoughtco.com/respiratory-system-4064891> (Accedido: 9 de mayo de 2018).
- Barone, L. R. et al. (2007) *Anatomía y fisiología del cuerpo humano*. Buenos Aires, Rep. Argentina: CLASA.
- CDC (2013) *¿Cómo se diagnostica y se trata el cáncer de pulmón?* Disponible en: [https://www.cdc.gov/spanish/cancer/lung/basic\\_info/diagnosis\\_treatment.htm](https://www.cdc.gov/spanish/cancer/lung/basic_info/diagnosis_treatment.htm) (Accedido: 26 de mayo de 2018).
- Cohen, B. J. (2010) *Memmler. El cuerpo humano. Salud y enfermedad*. España: LWW.
- Díaz-Agero Álvarez, P., Gil Alonso, J. L. y Gómez Martínez, A. (2006) «Cáncer de pulmón (III). Tratamiento quirúrgico.», *Madicine*, 9, pp. 4270-4274.
- DIYMakers (2013) *Mover motores paso a paso con Arduino*. Disponible en: <http://diymakers.es/mover-motores-paso-paso-con-arduino/> (Accedido: 4 de junio de 2018).
- Dunn, L. et al. (2012) «A programmable motion phantom for quality assurance of motion management in radiotherapy», *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 35(1), pp. 93-100. doi: 10.1007/s13246-011-0114-0.
- Fontrudona Francolí, J. y Blanco Díaz, R. (2014) *Estado actual y perspectivas de la impresión en 3D, Artículos de Economía Industrial*. Disponible en: <http://empresaiocupacio.gencat.cat>.
- Global Burden of Disease Cancer Collaboration (2015) «The Global Burden of Cancer 2013.», *JAMA oncology*, 1(4), pp. 505-527. doi: 10.1001/jamaoncol.2015.0735.
- Guyton, A. C. y Hall, J. E. (2011) *Tratado de fisiología médica*. Barcelona, España: Elsevier.
- Instituto Valenciano de Oncología (sin fecha) *Diagnóstico precoz del cáncer de pulmón asintomático (programa IELCAP)*. Disponible en: <http://www.ivo.es/atencion-al-paciente/diagnostico-precoz-ivo/> (Accedido: 20 de mayo de 2018).
- Kerns, J. R. et al. (2011) «Angular dependence of the nanoDot OSL dosimeter», *Medical Physics*, 38(7), pp. 3955-3962. doi: 10.1118/1.3596533.
- Kodama, K., Imao, T. y Komatsu, K. (2011) «Metastatic Ureteral Involvement of Non-Small Cell Lung Cancer.», *Case Reports in Medicine*.
- Lama Martínez, R. (2017) «Manifestaciones clínicas del cáncer de pulmón.», *Revista española de patología torácica*, 29, pp. 35-37.
- Lopes, G. et al. (2015) «Bonsai: an event-based framework for processing and controlling data streams.», *Front. Neuroinform*, 9(7). doi: 10.3389/fninf.2015.00007.
- Marieb, E. N. (2008) *Anatomía y fisiología humana*. Madrid, España: Pearson Educación.

- Materialise (2018) *Modelado por deposición fundida*. Disponible en: <https://www.materialise.com/es/manufacturing/tecnologia-de-impresion-3d/modelado-por-deposicion-fundida> (Accedido: 30 de junio de 2018).
- Modus QA (2017) «QUASAR™ Respiratory Motion Phantom Product Data Sheet». London, Ontario Canada.
- OECD (2009) «Mortality from cancer», *Health at a Glance 2009: OECD Indicators*, pp. 24-27. doi: [http://dx.doi.org/10.1787/health\\_glance-2009-7-en](http://dx.doi.org/10.1787/health_glance-2009-7-en).
- Philips (2018) *Ingenuity TF PET/CT system*. Disponible en: <https://www.philips.nl/healthcare/product/HC882456/ingenuity-tf-pet-ct-scanner> (Accedido: 23 de junio de 2018).
- Pololu Corporation (sin fecha) *Stepper Motor Drivers*. Disponible en: <https://www.pololu.com/category/120/stepper-motor-drivers> (Accedido: 5 de junio de 2018).
- Prusa Research (2016) «3D printing handbook».
- Prusa Research (2018) *PRUSA I3 MK2*. Disponible en: <https://www.prusa3d.es/original-prusa-i3-3d-printer-kit-from-josef-prusa/> (Accedido: 17 de junio de 2018).
- RadiologyInfo (2017) *Acelerador lineal*. Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=linac> (Accedido: 12 de junio de 2018).
- Reibke, J. S., Vallés Lluch, A. y Moratal Pérez, D. (2016) *Lego Simulator of the lung movement on a respiration cycle for lung cancer treatment - mechanical approach*. Valencia, España.
- Rep Rap (2018) *RAMPS 1.4*. Disponible en: [https://reprap.org/wiki/RAMPS\\_1.4/es#Fuente\\_de\\_alimentaci.C3.B3n](https://reprap.org/wiki/RAMPS_1.4/es#Fuente_de_alimentaci.C3.B3n) (Accedido: 9 de junio de 2018).
- Richard LoCicero, M. y Gainesville, G. (2018) *Cáncer pulmonar de células no pequeñas, A.D.A.M.* Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007194.htm> (Accedido: 26 de mayo de 2018).
- Roda Buch, A., Mata Amela, V. y Albelda Vitoria, J. (2015) *Máquinas y mecanismos*. Valencia, España: Editorial Univeristat Politècnica de València.
- SEOM (2018) «Las cifras del cáncer en España 2018».
- Seppenwoolde, Y. *et al.* (2002) «Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy.», *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 53(4), pp. 822-834. doi: 10.1016/s0360-3016(02)02803-1.
- SIEMENS (2009) «ONCOR Digital Medical Linear Accelerator Specifications.» Disponible en: [www.siemens.com/healthcare](http://www.siemens.com/healthcare).
- Simarro Mondejar, E. *et al.* (2015) *Simulación mediante un sistema LEGO del movimiento de un tumor con el ciclo respiratorio en el tratamiento de cáncer de pulmón*. Trabajo Fin de Máster. Directores: David Moratal Pérez y Darío R. Quiñones Colomer. Universitat Politècnica de València.
- Society, A. C. (2016) *Factores de riesgo del cáncer de pulmón*. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-pulmon/prevencion-y-deteccion-temprana/factores-de-riesgo.html> (Accedido: 19 de mayo de 2018).
- Sodergard, A. y Stolt, M. (2002) «Properties of Lactic Acid Based Polymers and Their Correlation With Composition | Copolymer | Polymers», *progress in polymer science*, 27, pp. 1123-1163. Disponible en: <https://www.scribd.com/document/40950566/Properties-of-Lactic-Acid-Based-Polymers-and-Their-Correlation-With-Composition>.

Texas Instruments (2011) «DRV8825 Stepper motor Controller IC». Dallas, Texas. Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv8825.pdf>.

Todd Gersten, M. y Wellington, F. (2017) *Cáncer pulmonar de células pequeñas.*, A.D.A.M. Disponible en: <http://trihealth.adam.com/content.aspx?productId=118&pid=5&gid=000122> (Accedido: 26 de mayo de 2018).

Tresguerres, J. Á., Villanúa, M. A. y López-Calderón, A. (2009) *Anatomía y fisiología del cuerpo humano*. Madrid, España: McGraw-Hill España.

Zucca Aparicio, D. *et al.* (2011) «Programa de garantía de calidad de un sistema de irradiación con control respiratorio basado en marcadores fiduciales externos e internos.», *Revista de Física Médica*, 12(3), pp. 169-186.



# PRESUPUESTO





## ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

<b>1. Cuadro de mano de obra.....</b>	<b>5</b>
<b>2. Cuadro de materiales.....</b>	<b>7</b>
<b>3. Cuadro de maquinaria.....</b>	<b>9</b>
<b>4. Cuadro de unidades de obra.....</b>	<b>11</b>
<b>5. Presupuesto de ejecución material.....</b>	<b>15</b>
<b>6. Resumen del presupuesto.....</b>	<b>17</b>



# 1. Cuadro de mano de obra

---

En este apartado se refleja la remuneración por el tiempo invertido de los diferentes partícipes del proyecto. En el proyecto, han participado D. David Moratal Pérez y D. Darío Quiñones Colomer como directores del proyecto, responsables de la organización y revisión del trabajo y D. David Soler Egea, como autor del mismo.

DAVID SOLER EGEA - GRADUADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

1. CUADRO DE MANO DE OBRA

CÓDIGO	DESIGNACIÓN	PRECIO (€/h)	CANTIDAD (h)	TOTAL (€)
MO01	Autor del trabajo	18,00 €	300	5.400,00 €
MO02	Director del trabajo	35,00 €	30	1.050,00 €
			<b>IMPORTE TOTAL:</b>	<b>6.450,00 €</b>

David Soler Egea

Valencia, a 20 de junio de 2018



## 2. Cuadro de materiales

En el cuadro de materiales se hace referencia tanto a los diferentes componentes físicos que se requiere el dispositivo desarrollado en el dispositivo, como a las herramientas *software* que se han utilizado para el diseño, fabricación y análisis del mismo. Para el uso de los programas informáticos que no son de *software* libre, aunque se ha tenido acceso a las licencias educativas que la Universitat Politècnica de València pone a disposición de sus alumnos, se tiene en cuenta la amortización de una licencia anual convencional de estos programas. Para el cálculo de esta amortización se tiene en cuenta que estos programas se van a utilizar 220 días al año durante 8 horas al día.

- Licencia anual Microsoft Office 365 Personal: 69,00 €
- Licencia anual MatLab y Simulink: 1.200 €
- Licencia anual Siemens Unigraphics NX 11: 10.000 €

DAVID SOLER EGEE - GRADUADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

2. CUADRO DE MATERIALES

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO (€)	RENDIMIENTO	TOTAL (€)
MT01	u	Motor paso a paso Nema 17 17HS4401 con cable de conexión	8,10 €	2	16,36 €
MT02	u	Final de carrera óptico TCST2103 con cable de conexión	1,16 €	2	2,32 €
MT03	u	Transformador de corriente 220 V a 12/5 V de continua	11,00 €	1	11,00 €
MT04	u	Bote 20 g vaselina técnica TECHNICAL PETROLEUM JELLY	1,81 €	1	1,81 €
MT05	u	Brida	0,08 €	10	0,83 €
MT06	u	Placa Arduino Mega 2560 Rev3	27,46 €	1	27,46 €
MT07	u	Placa RAMPS 1.4	10,20 €	1	10,20 €
MT08	u	Controlador motor paso a paso DRV8825	2,00 €	1	2,00 €

MT09	u	Controlador motor paso a paso A4988	2,00 €	1	2,00 €
MT10	u	Tornillo M3 x 6, clase 5.6 DIN 84	0,03 €	18	0,59 €
MT11	u	Bobina de filamento de PLA 1,75 mm 1 Kg 340 m	14,90 €	1	14,90 €
MT12	m	Cable de cobre flexible	0,23 €	2	0,46 €
MT13	m	Funda termorretractil 2 mm	0,60 €	0,5	0,30 €
MT14	h	Licencia de Siemens Unigraphics NX 11	5,68 €	120	681,60 €
MT15	h	Software Arduino	- €	50	- €
MT16	h	Software Ultimaker Cura	- €	1	- €
MT17	h	Software Bonsai	- €	10	- €
MT18	h	Licencia de MathWorks® MatLab	0,68 €	5	3,40 €
MT19	h	Licencia de Microsoft Office 365	0,04 €	85	3,40 €

---

**IMPORTE TOTAL: 778,63 €**

David Soler Egea

Valencia, a 20 de junio de 2018

### 3. Cuadro de maquinaria

---

Los medios auxiliares que se han empleado en el proyecto han sido, por un lado, el ordenador portátil con el que se ha diseñado el proyecto, se han examinado los resultados y se ha redactado la memoria y, por otro la impresora con la que se ha fabricado el dispositivo. Por este motivo, en el presupuesto del trabajo se debe tener en cuenta la amortización de estos equipos. Se ha considerado que, tanto el ordenador como la impresora tienen un periodo de amortización de 4 años, y se ha tenido en cuenta que estos funcionarán durante 220 días al año y 8 h al día.

DAVID SOLER EGEA - GRADUADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

3. CUADRO DE MAQUINARIA

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO	PRECIO UNITARIO (€)	RENDIMIENTO	TOTAL (€)
MQ01	h	Ordenador portátil	1000,00 €	0,14 €	300	42,42 €
MQ02	h	Impresora 3D Prusa i3 MK2	500,00 €	0,07 €	60	4,24 €
					<b>IMPORTE TOTAL:</b>	<b>46,66 €</b>

David Soler Egea

Valencia, a 20 de junio de 2018



## 4. Cuadro de unidades de obra

DAVID SOLER EGEA - GRADUADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

4. CUADRO DE UNIDADES DE OBRA

**Capítulo 1: Estudio de viabilidad y alternativas.** Planteamiento del trabajo, definición de objetivos y estudio de las posibles soluciones.

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO (€)	RENDIMIENTO	TOTAL (€)
MO01	h	Autor del trabajo	18,00 €	20	360,00 €
MO02	h	Director del trabajo	35,00 €	3	105,00 €
MT19	h	Licencia de Microsoft Office 365	0,06 €	10	0,60 €
MQ01	h	Ordenador portátil	0,14 €	20	2,80 €
	%	Costes directos complementarios		3	14,05 €

TOTAL UNIDAD DE OBRA: 482,45 €

**Capítulo 2: Diseño y simulación.** Diseño del dispositivo mediante *software* CAD, elaboración de planos y simulación para verificar el diseño y detectar errores.

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO (€)	RENDIMIENTO	TOTAL (€)
MO01	h	Autor del trabajo	18,00 €	120	2.160,00 €
MO02	h	Director del trabajo	35,00 €	11	385,00 €
MT14	h	Licencia de Siemens Unigraphics NX11	5,68 €	120	681,60 €

MQ01	h	Ordenador portátil	0,14 €	120	16,80 €
	%	Costes directos complementarios		3	97,30 €

**TOTAL UNIDAD DE OBRA: 3.340,70 €**

**Capítulo 3: Fabricación y montaje.** Planificación de la fabricación, impresión de las diferentes piezas que componen el dispositivo y posterior ensamblaje.

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO (€)	RENDIMIENTO	TOTAL (€)
MO01	h	Autor del trabajo	18,00 €	20	360,00 €
MO02	h	Director del trabajo	35,00 €	2	70,00 €
MT01	u	Motor paso a paso Nema 17 17HS4401 con cable de conexión	8,18 €	2	16,36 €
MT02	u	Final de carrera óptico TCST2103 con cable de conexión	1,16 €	2	2,32 €
MT03	u	Transformador de corriente 2210 V a 12/5 V continua	11,00 €	1	11,00 €
MT04	u	Bote 20 g de vaselina técnica TECHNICAL PETROLEUM	1,81 €	1	1,81 €
MT05	u	Brida	0,08 €	10	0,83 €
MT06	u	Placa Arduino Mega 2560 Rev3	27,46 €	1	27,46 €
MT07	u	Placa RAMPS 1.4	10,20 €	1	10,20 €
MT08	u	Controlador motor paso a paso DRV8825	2,00 €	1	2,00 €
MT09	u	Controlador motor paso a paso DRV4988	2,00 €	1	2,00 €
MT10	u	Tornillo M3 x 6, clase 5.6 DIN 84	0,03 €	18	0,59 €
MT11	u	Bobina de filamento PLA 1,75 mm 1 Kg 340 m	14,90 €	1	14,90 €

*Diseño y desarrollo de un dispositivo que simule el movimiento de un tumor en el pulmón durante el ciclo respiratorio para la mejora del tratamiento mediante técnicas de radioterapia.*

MT12	m	Cable de cobre flexible	0,23 €	2	0,46 €
MT13	m	Funda termorretractil 2 mm	0,60 €	0,5	0,30 €
MT16	h	Software Ultimaker Cura	- €	1	- €
MQ01	h	Ordenador portátil	0,14 €	20	2,80 €
MQ02	h	Impresora 3D Prusa i3 MK2	0,07 €	60	4,26 €
	%	Costes directos complementarios		3	15,82 €

**TOTAL UNIDAD DE OBRA: 543,11 €**

**Capítulo 4: Programación y control.** Estudio del movimiento del dispositivo, diseño de un algoritmo de control y sincronización de los motores y programación del controlador.

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO (€)	RENDIMIENTO	TOTAL (€)
MO01	h	Autor del trabajo	18,00 €	50	900,00 €
MO02	h	Director del trabajo	35,00 €	4	140,00 €
MT15	h	Software Arduino	- €	50	- €
MQ01	h	Ordenador portátil	0,14 €	50	7,00 €
	%	Costes directos complementarios		3	31,41 €

**TOTAL UNIDAD DE OBRA: 1.078,41 €**

**Capítulo 5: Análisis, recopilación y tratamiento de la información.** Obtención de resultados y discusión de los mismos, redacción de la memoria y elaboración del presupuesto del proyecto.

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO (€)	RENDIMIENTO	TOTAL (€)
MO01	h	Autor del trabajo	18,00 €	90	1.620,00 €
MO02	h	Director del trabajo	35,00 €	10	350,00 €
MT17	h	<i>Software</i> Bonsai	- €	10	- €
MT18	h	Licencia de MathWorks® MatLab	0,68 €	5	3,40 €
MT19	h	Licencia de Microsoft Office 365	0,04 €	75	3,00 €
MQ01	h	Ordenador portátil	0,14 €	90	12,60 €
	%	Costes directos complementarios		3	59,67 €
<b>TOTAL UNIDAD DE OBRA:</b>					<b>2.048,67 €</b>

David Soler Egea

Valencia, a 20 de junio de 2018

## 5. Presupuesto de ejecución material

---

DAVID SOLER EGEE - GRADUADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS  
INDUSTRIALES

5. PRESUPUESTO DE  
EJECUCIÓN MATERIAL

1. <i>Estudio de viabilidad y alternativas.</i>	482,45 €
2. <i>Diseño y simulación.</i>	3.340,70 €
3. <i>Fabricación y montaje.</i>	543,11 €
4. <i>Programación y control.</i>	1.078,42 €
5. <i>Análisis, recopilación y tratamiento de la información.</i>	2.048,67 €

---

IMPORTE TOTAL: 7.493,34 €

SIETE MIL CUATROCIENTOS NOVENTA Y TRES EUROS CON TRENTA Y CUATRO CÉNTIMOS

David Soler Egea

Valencia, a 20 de junio de 2018



## 6. Resumen del presupuesto

DAVID SOLER EGEE - GRADUADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

6. RESUMEN DEL PRESUPUESTO

1. Estudio de viabilidad y alternativas.	482,45 €
2. Diseño y simulación.	3.340,70 €
3. Fabricación y montaje.	543,11 €
4. Programación y control.	1.078,42 €
5. Análisis, recopilación y tratamiento de la información.	2.048,67 €

---

Presupuesto de ejecución material: 7.493,34 €

13% Gastos generales 974,13 €

6% Beneficio industrial 449,60 €

---

Presupuesto de ejecución por contrata: 8.917,07 €

21% IVA 1.872,59 €

---

Presupuesto base de licitación: 10.789,66 €

DIEZ MIL SETECIENTOS OCHENTA Y NUEVE EUROS CON SESENTA Y SEIS

David Soler Egea

Valencia, a 20 de junio de 2018



# PLANOS

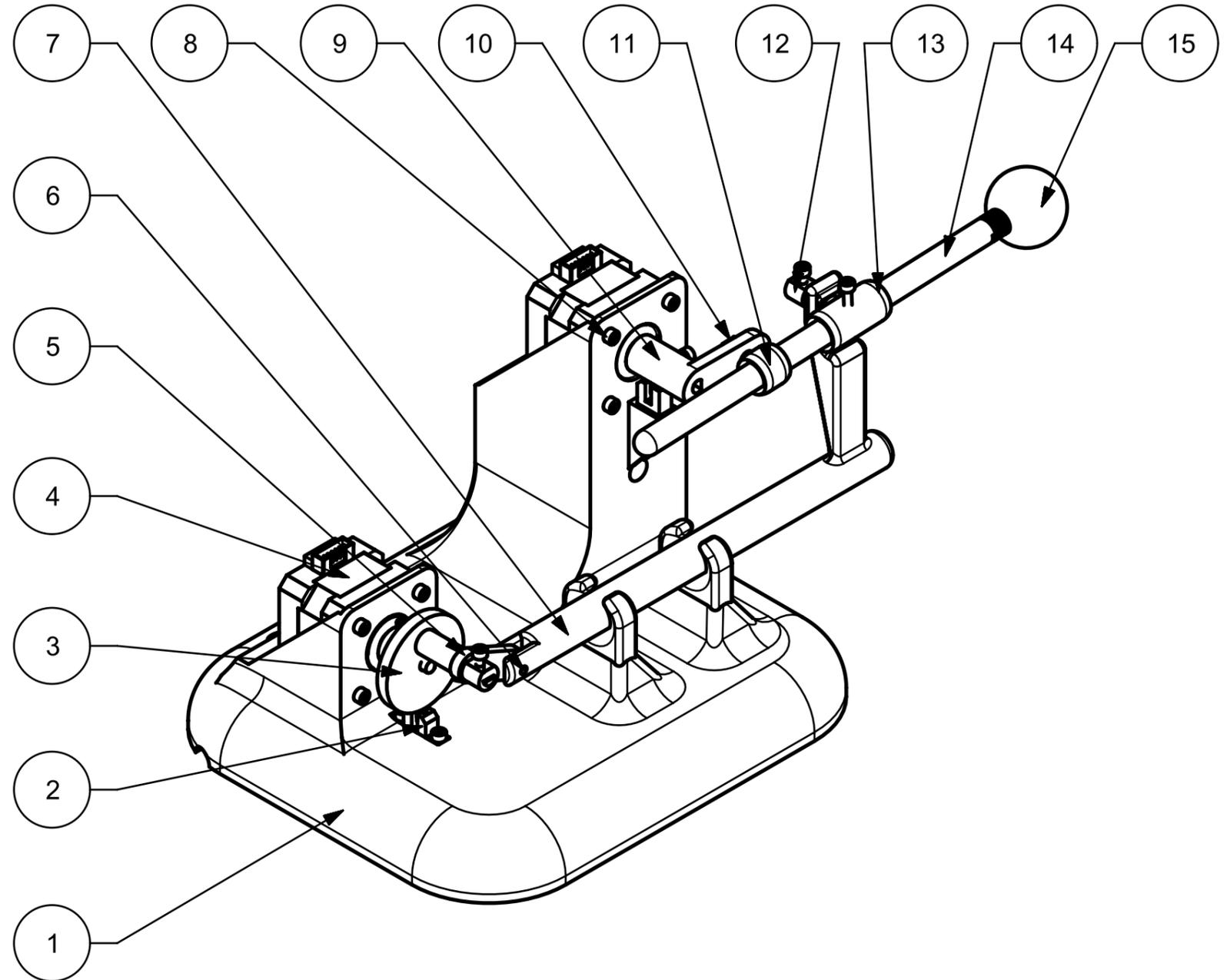
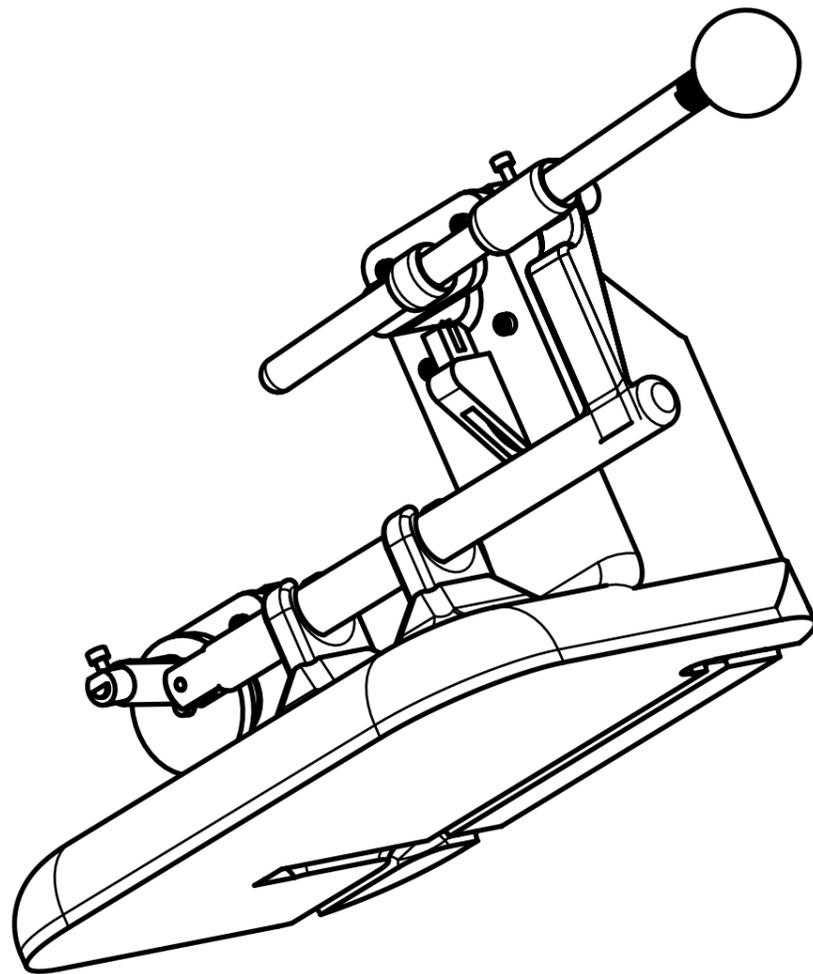




## ÍNDICE DE LOS PLANOS

<b>1. Dibujo de conjunto.....</b>	<b>Hoja 1</b>
<b>2. Dibujo de detalle pieza 1.....</b>	<b>Hoja 2</b>
<b>3. Dibujo de detalle piezas 3, 5, 9 y 10.....</b>	<b>Hoja 3</b>
<b>4. Dibujo de detalle piezas 7, 12 y 15.....</b>	<b>Hoja 4</b>
<b>5. Dibujo de detalle piezas 11, 13 y 14.....</b>	<b>Hoja 5</b>

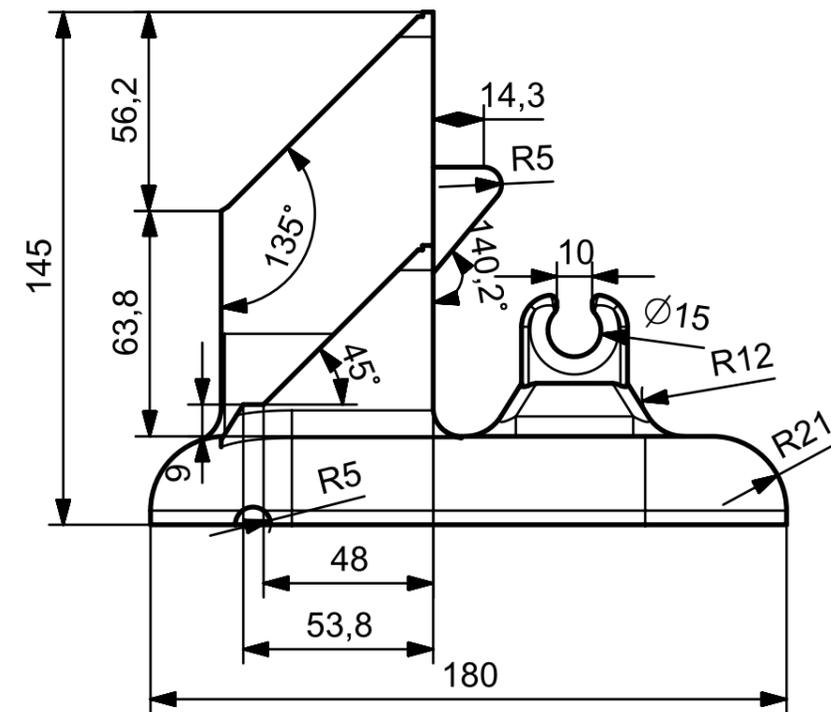
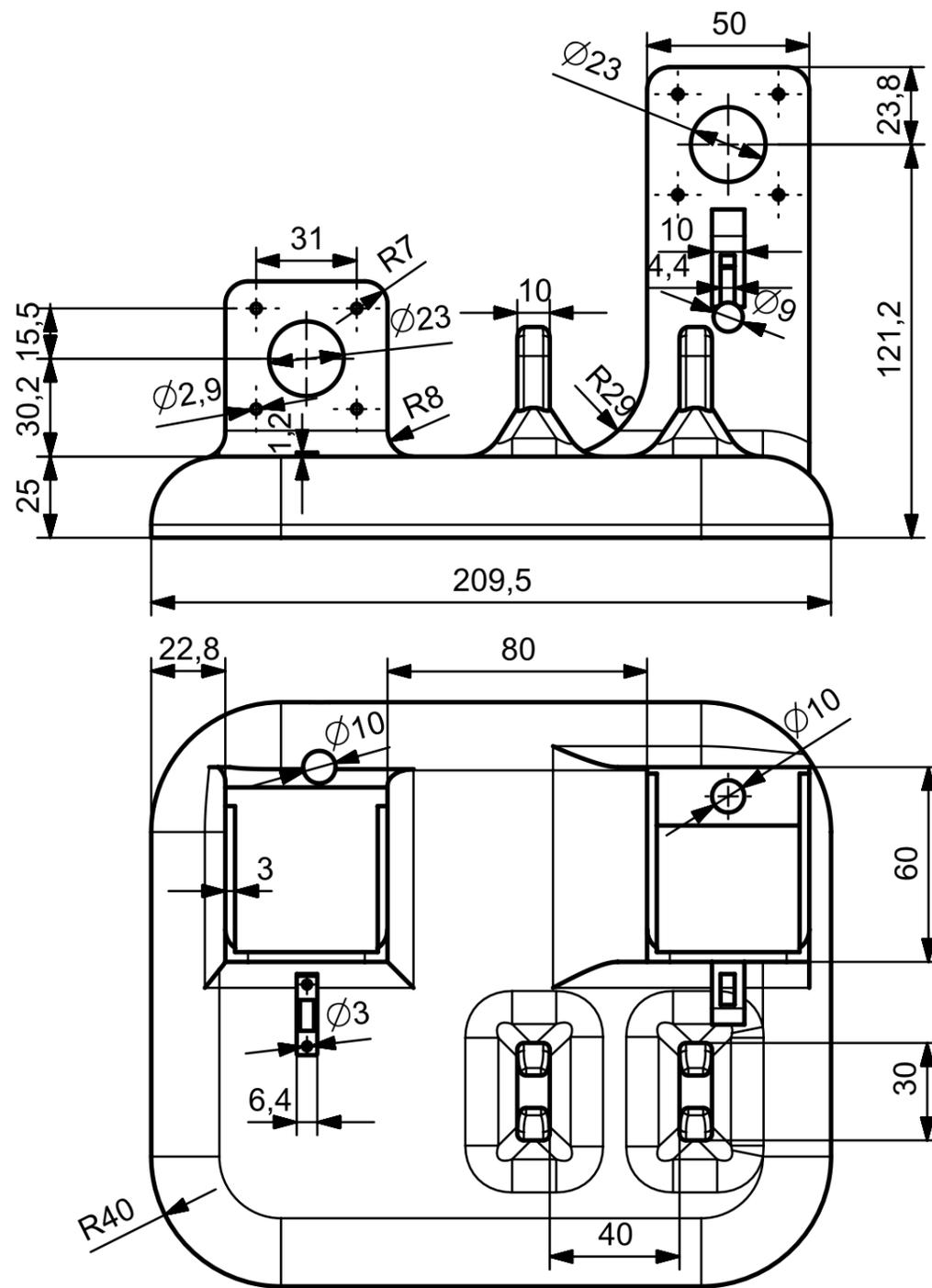




15	ESFERA TUMOR	1
14	VÁSTAGO	1
13	SOPORTE DEL VÁSTAGO	1
12	RETÉN LARGO	2
11	GUÍA DEL VÁSTAGO	1
10	RETÉN CORTO	1
9	BARRA MOVIMIENTO VERTICAL	1
8	TORNILLO M3 x 6, clase 5.6 DIN 84	15
7	BARRA MOVIMIENTO HORIZ.	1
6	PASADOR CILÍNDRICO 3mm	1
5	BARRA DE UNIÓN	1
4	MOTOR PASO A PASO NEMA17	2
3	RUEDA MOVIMIENTO HORIZ.	1
2	SENSOR FINAL DE CARRERA	2
1	BASE DEL DISPOSITIVO	1
<b>PIEZA</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>CANTIDAD</b>

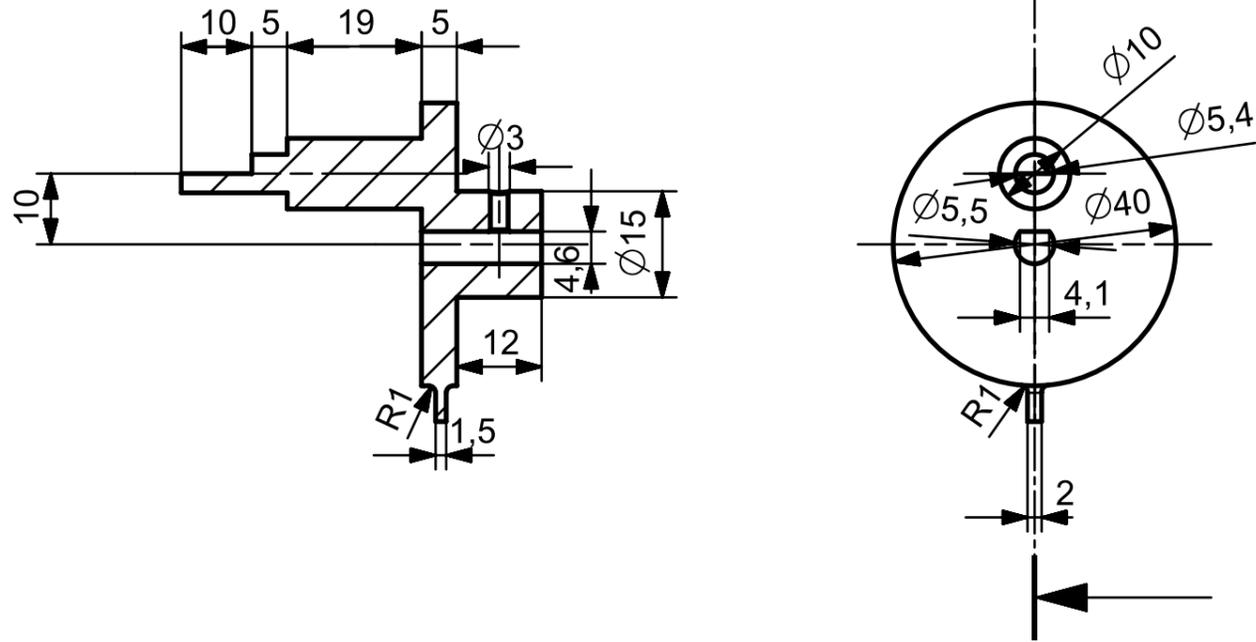
TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES		DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO QUE SIMULE EL MOVIMIENTO DE UN TUMOR EN EL PULMÓN DURANTE EL CICLO RESPIRATORIO PARA LA MEJORA DEL TRATAMIENTO MEDIANTE TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA	
		<b>DIBUJO DE CONJUNTO</b>	
Creado por:	David Soler Egea	Un.dim.mm	
Revisado por:	Darío Quiñones Colomer	Escala: 1:2	
Fecha:	16 de junio de 2018	Hoja 1 de 5	

1

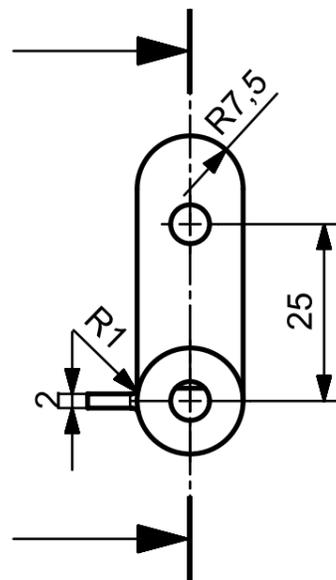


TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES		DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO QUE SIMULE EL MOVIMIENTO DE UN TUMOR EN EL PULMÓN DURANTE EL CICLO RESPIRATORIO PARA LA MEJORA DEL TRATAMIENTO MEDIANTE TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA		
		DIBUJO DE DETALLE PIEZA 1		
		Creado por:	David Soler Egea	Un.dim.mm
		Revisado por:	Darío Quiñones Colomer	Escala: 1:2
		Fecha:	16 de junio de 2018	Hoja 2 de 5

3

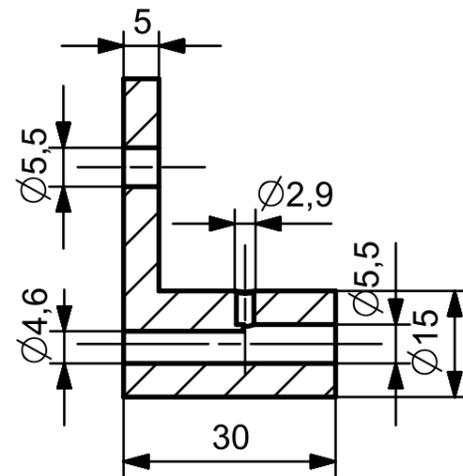


9



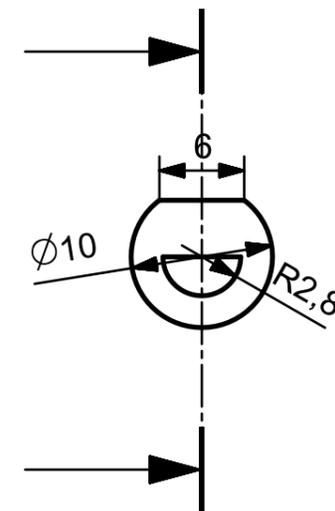
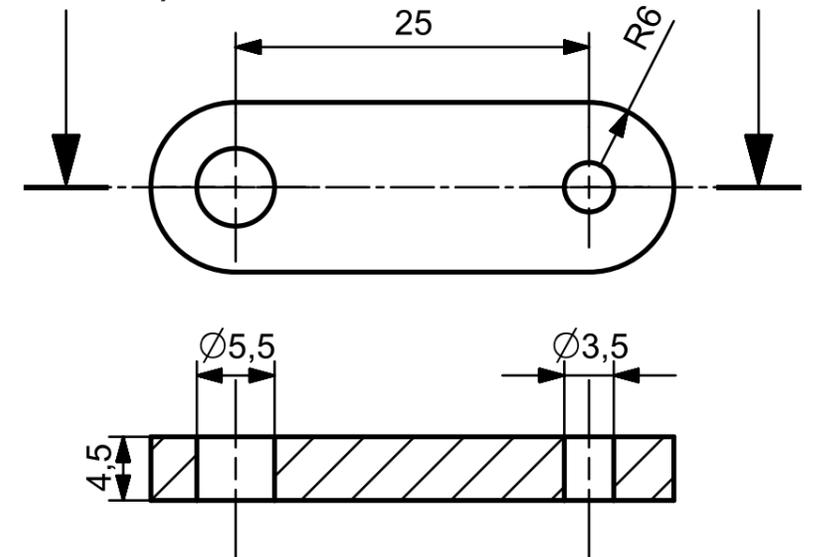
10

(Escala 2:1)



5

(Escala 2:1)

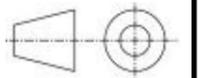


TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA EN  
TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO QUE SIMULE EL MOVIMIENTO DE UN TUMOR EN EL PULMÓN  
DURANTE EL CICLO RESPIRATORIO PARA LA MEJORA DEL TRATAMIENTO MEDIANTE TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA



DIBUJO DE DETALLE PIEZAS 3,  
5, 9 y 10



Creado por: David Soler Egea

Un.dim.mm

Revisado por: Darío Quiñones Colomer

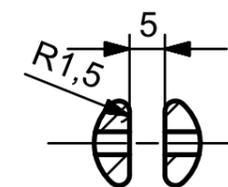
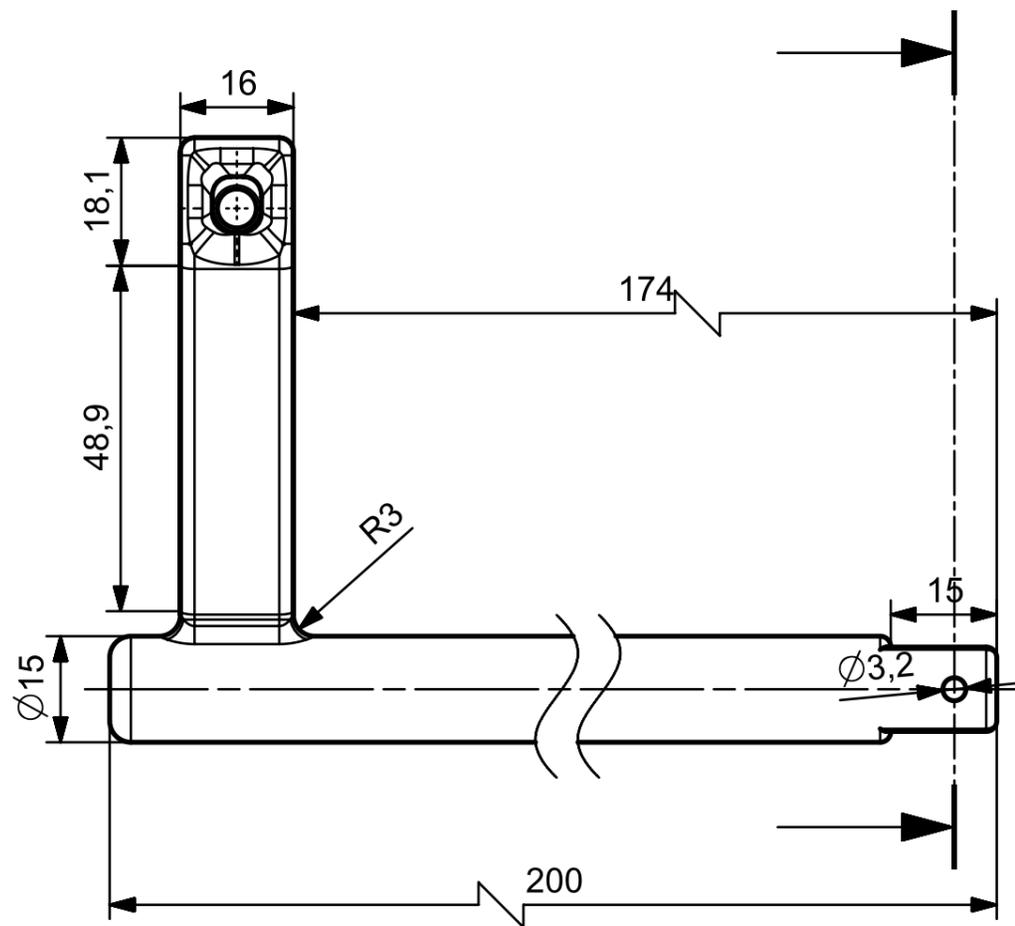
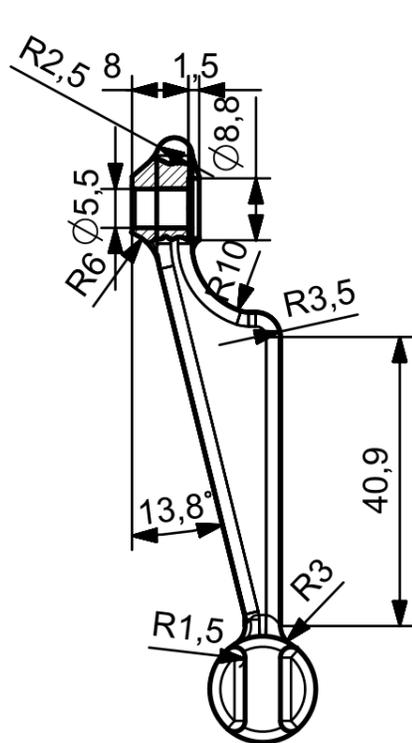
Escala: 1:1

Fecha: 16 de junio de 2018

Hoja 3 de 5

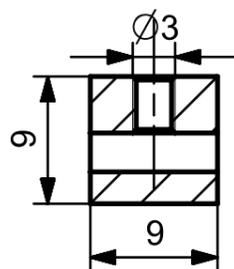
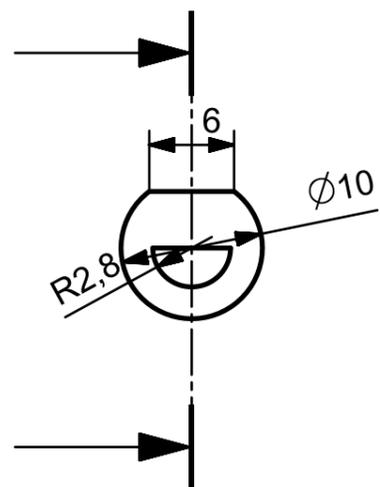
A3

7

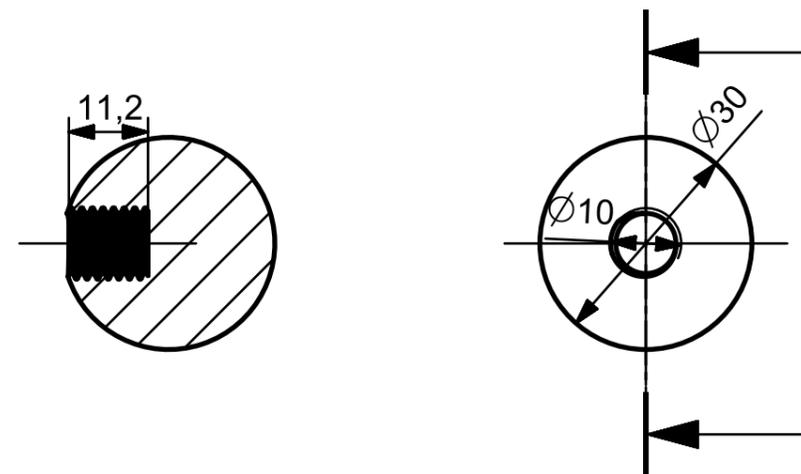


12

(Escala 2:1)

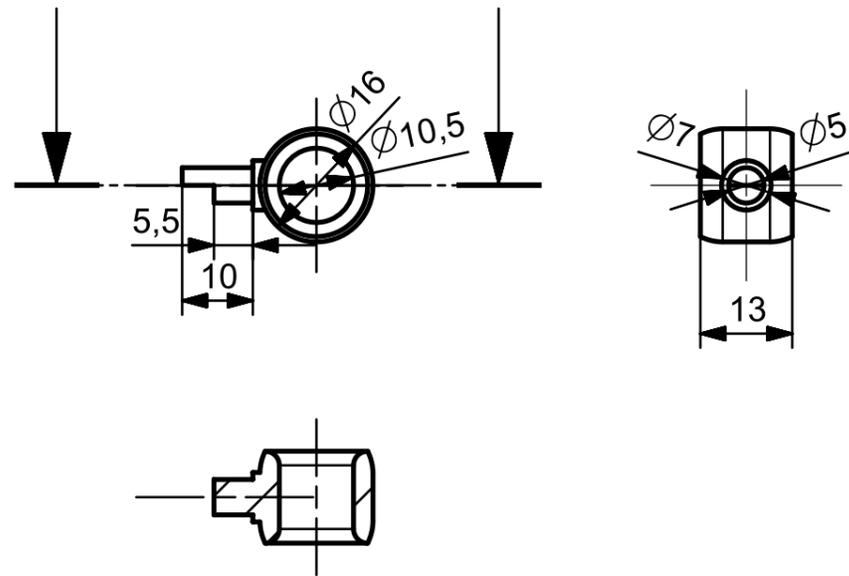


15

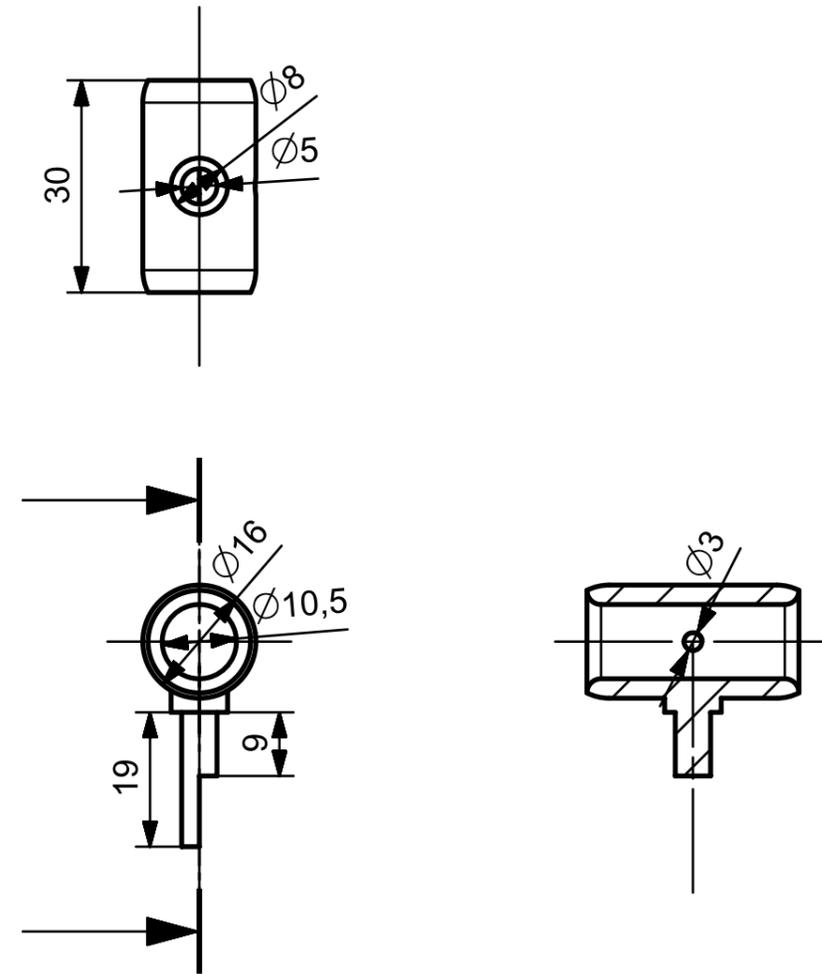


TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES		DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO QUE SIMULE EL MOVIMIENTO DE UN TUMOR EN EL PULMÓN DURANTE EL CICLO RESPIRATORIO PARA LA MEJORA DEL TRATAMIENTO MEDIANTE TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA	
		DIBUJO DE DETALLE PIEZAS 7, 12 Y 15	
		Creado por: David Soler Egea	Un.dim.mm
		Revisado por: Darío Quiñones Colomer	Escala: 1:1
		Fecha: 16 de junio de 2018	Hoja 4 de 5

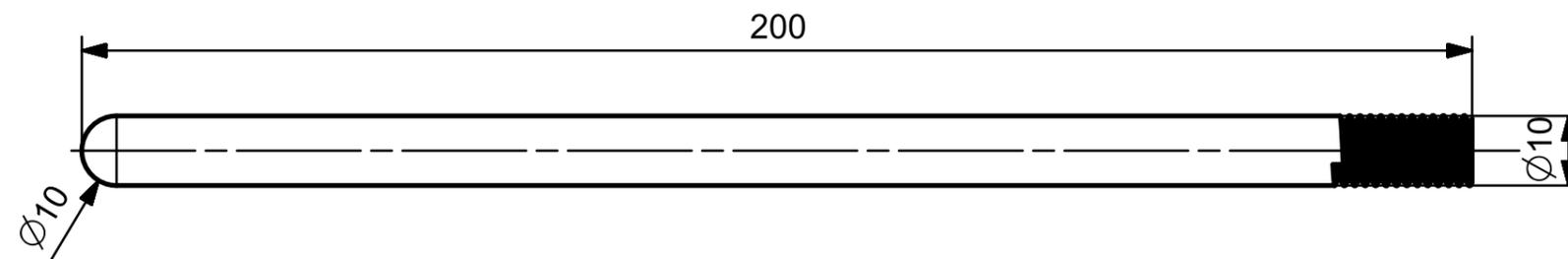
11



13



14



TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES		DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO QUE SIMULE EL MOVIMIENTO DE UN TUMOR EN EL PULMÓN DURANTE EL CICLO RESPIRATORIO PARA LA MEJORA DEL TRATAMIENTO MEDIANTE TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA	
		DIBUJO DE DETALLE PIEZAS 11, 13 Y 14	
		Creado por: David Soler Egea	Un.dim.mm
		Revisado por: Darío Quiñones Colomer	Escala: 1:1
		Fecha: 16 de junio de 2018	Hoja 5 de 5