



UNIVERSIDAD
POLITECNICA
DE VALENCIA



VNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

Estudio teórico y propuesta de desarrollo de un maniquí antropomórfico dinámico para la simulación del ciclo respiratorio en radioterapia.

Realizado por:

Javier Almonacid Corral

Dirigido por:

David Moratal Pérez

Centro de Biomateriales e Ingeniería Tisular, Universitat Politècnica de València

Víctor González Pérez

Centro de Biomateriales e Ingeniería Tisular, Universitat Politècnica de València

Máster Interuniversitario en Ingeniería Biomédica

Valencia, 2015

Índice.

1-Introducción.	Pág.4
1.1-Sistema respiratorio: anatomía y fisiología.	Pág.5
1.2-Definición de TAC.	Pág.9
1.3-Antecedentes.	Pág.12
1.3.1-Maniquí de cabeza y cuello.	Pág.12
1.3.2-Maniquí antropomórfico masculino RANDO.	Pág.14
1.3.3-Maniquís para el cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada.	Pág.17
1.3.4-Maniquí antropomórfico “Rando Phantom”.	Pág.22
1.3.5-Maniquí “Truth Cube”.	Pág.26
1.3.6-Maniquís QUASAR.	Pág.28
1.3.7-Maniquí de un pulmón de cerdo plastificado.	Pág.36
1.3.8-Resumen de los antecedentes a tener en cuenta.	Pág.40
2-Objetivos.	Pág.41
3-Material.	Pág.42
3.1-Materiales para simulación de tejidos.	Pág.42
3.1.1-Polimetilmetacrilato (PMMA).	Pág.42
3.1.2-Caucho de silicona.	Pág.45
3.1.3-Mezcla de corcho con etanol.	Pág.48
3.2-Sistemas de accionamiento.	Pág.51
3.2.1-Actuador lineal.	Pág.51
3.3-Sistemas de control.	Pág.59
3.3.1-Automatas programables.	Pág.59
3.3.2-Tarjeta de adquisición de datos.	Pág.60
3.3.3-Microcontroladores.	Pág.61
3.3.3.1-Microchip.	Pág.62
3.3.3.2-Atmel.	Pág.64
3.3.3.3-Texas Instruments.	Pág.64
4-Metodos.	Pág.66
4.1-Segmentación de los pulmones.	Pág.66
4.1.1-3D Slicer.	Pág.66
4.2-Moldeado mediante impresora 3D.	Pág.72
4.2.1-Impresión 3D.	Pág.72
4.2.2-Moldeado de la base y de los pulmones.	Pág.73

5-Maniquí antropomórfico dinámico.	Pág.74
5.1-Segmentación mediante 3D slicer a partir de un TAC.	Pág.74
5.2-Cambios en la configuración del pulmón segmentado.	Pág.77
5.3-Moldeados de la base y pulmones.	Pág.78
5.4-Configuración del soporte de la base.	Pág.79
5.5-Configuración del sistema de accionamiento.	Pág.80
5.5.1-Cálculo del aumento del volumen.	Pág.81
5.5.2-Mecánica de fluidos.	Pág.81
5.5.3-Configuración final.	Pág.84
5.6-Selección final de los materiales.	Pág.85
5.7-Distribución final.	Pág.86
5.8-Funcionamiento.	Pág.88
6-Conclusiones.	Pág.89
7-Líneas futuras.	Pág.90
8-Referencias.	Pág.91

1-Introducción.

El presente documento constituye el Trabajo de Fin de Máster imprescindible para la finalización de los estudios del Máster de Ingeniería Biomédica, y la obtención del susodicho título en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de la Universitat Politècnica de València.

En colaboración el Instituto Valenciano de Oncología nos proponemos la realización de un estudio sobre la posibilidad de diseñar un maniquí antropomórfico dinámico para la simulación en radioterapia mediante un acelerador lineal en casos de cáncer de pulmón.

El objetivo del trabajo de fin de máster es el estudio, diseño y validación de un maniquí antropomórfico dinámico que simule la anatomía de la cavidad pulmonar para simulaciones en pacientes con cáncer de pulmón.

En la actualidad, los maniqués disponibles para simular la cavidad pulmonar en los Servicios de Radiofísica poseen diversas limitaciones. Muchos de ellos son estáticos, por lo que no puede simularse el movimiento de la lesión del pulmón. Asimismo, por la simplicidad de su construcción, sus materiales difieren en gran medida de las densidades, propiedades y formas reales del cuerpo humano.

Tomando como objetivo dichas limitaciones, se propone la posibilidad de fabricar un maniquí antropomórfico lo más parecido posible a la anatomía de un ser humano.

Antes de empezar el estudio y diseño del maniquí antropomórfico dinámico se debe conocer cómo funciona el sistema respiratorio, qué partes lo componen, la estructura de estas partes, los antecedentes que existen en el mercado, así como información relevante para la mejor comprensión de la propuesta del maniquí antropomórfico dinámico.

1.1-Sistema respiratorio: anatomía y fisiología¹.

Cada célula en el cuerpo necesita un suministro continuo de oxígeno para producir energía y crecer, repararse o reconstituirse, así como para mantener las funciones vitales. El oxígeno debe estar disponible para las células de manera que ellas lo puedan utilizar. Deber ser incorporado dentro del cuerpo como aire purificado, enfriado o calentado, humidificado y entregado en las cantidades adecuada.

De estas funciones se encarga el sistema respiratorio, es el vínculo para esta fuente vital de oxígeno. El sistema respiratorio está formado por el diafragma y los músculos del tórax, la nariz y la boca, la faringe y la tráquea, el árbol bronquial y los pulmones.

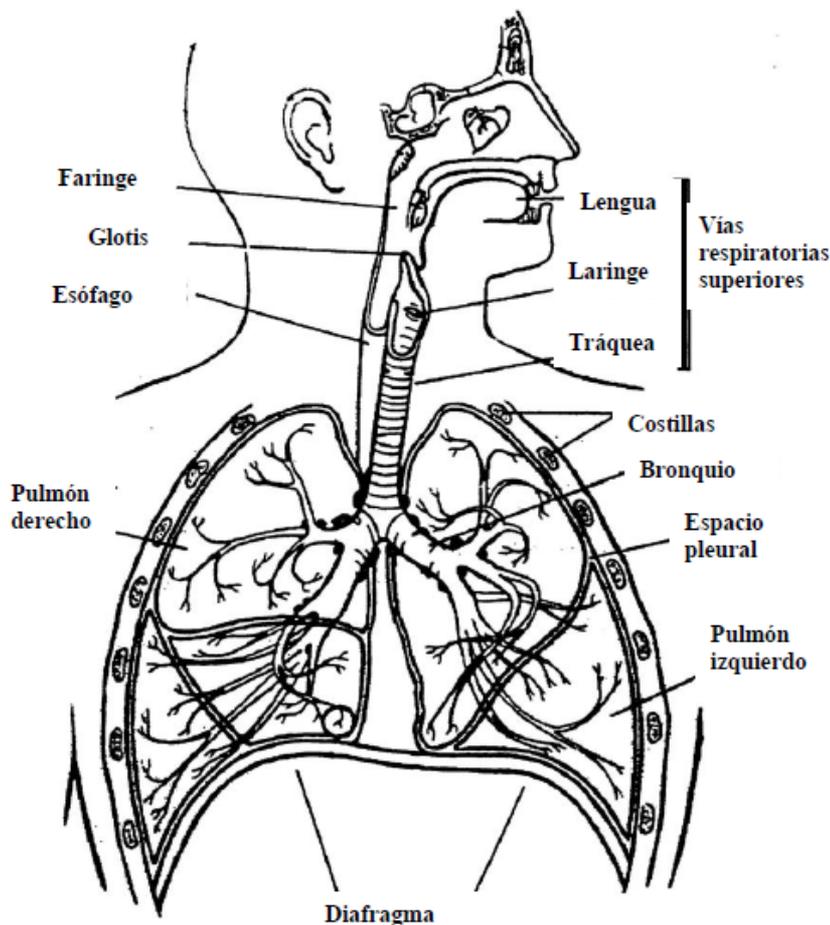


Fig. 1 Esquema del sistema respiratorio¹.

Además de los ya mencionados, también se encuentran involucrados el torrente sanguíneo, el corazón y el cerebro. El torrente sanguíneo es el encargado de captar el oxígeno de los pulmones para distribuirlo al resto del cuerpo y devolver el dióxido de carbono hacia ellos para su expulsión. El corazón es el encargado de bombear la sangre a la presión y velocidad adecuada a través de todo el cuerpo. El encargado de que la ejecución de todas las funciones en el sistema se lleven a cabo de una manera correcta es el conjunto del cerebro y el sistema nervioso autónomo.

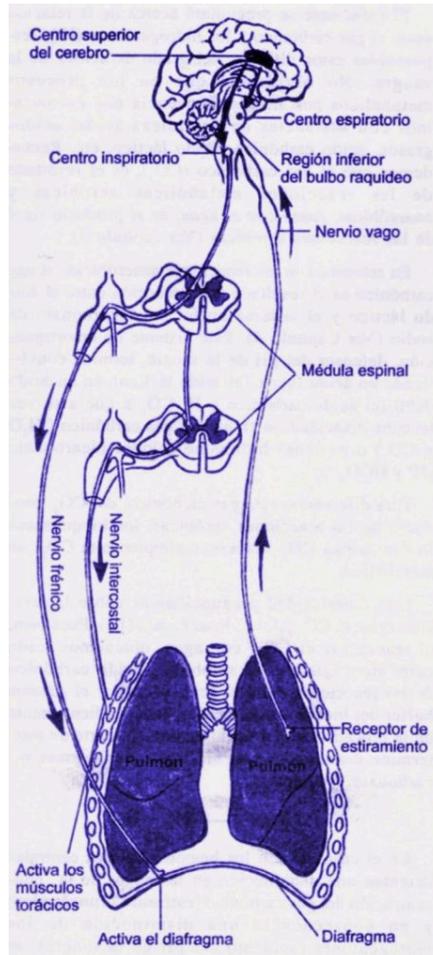


Fig. 2 Resto de partes involucradas en el sistema respiratorio¹.

Una parte muy importante del sistema respiratorio es el mecanismo de ventilación. El aire que contiene el oxígeno entra al cuerpo a través de la nariz y la boca, de ahí atraviesa la faringe en su camino hacia la tráquea, donde se divide en dos vías aéreas principales llamadas bronquios, los cuales llegan a los pulmones; uno al pulmón derecho y otro al pulmón izquierdo. Los bronquios se ramifican en varias ocasiones formando bronquios más pequeños, quienes a su vez se vuelven a ramificar formando bronquiolos. Estos bronquios y bronquiolos se denominan el árbol bronquial. Después de alrededor de 23 divisiones, los bronquiolos terminan en los conductos alveolares, donde al final de cada conducto alveolar, se encuentran cúmulos de alvéolos (sacos alveolares). El oxígeno transportado a través del sistema respiratorio es finalmente transportado al torrente sanguíneo a nivel de los alvéolos, donde tiene lugar el intercambio de oxígeno y el dióxido de carbono.

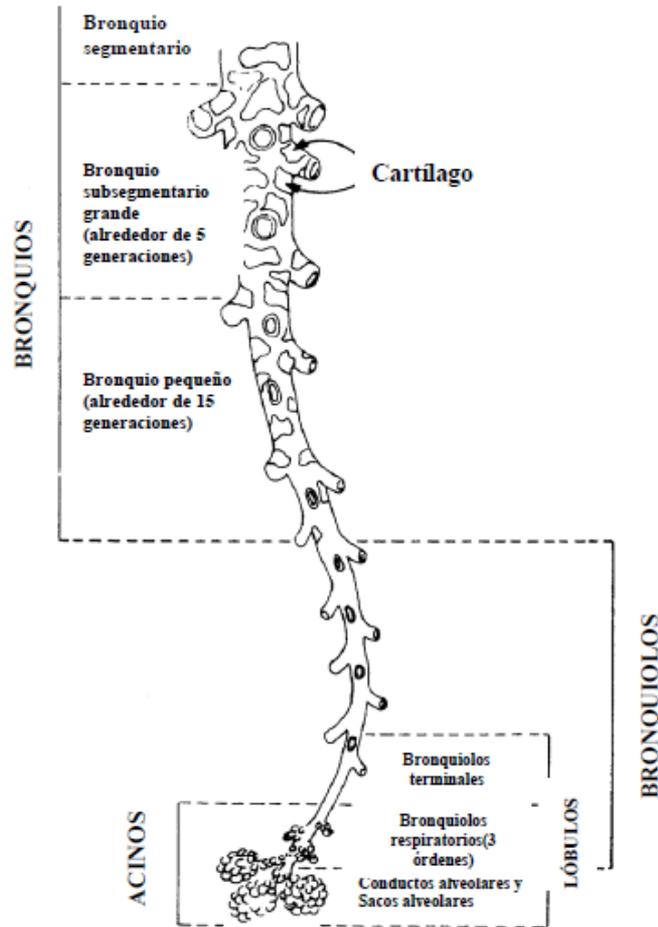


Fig. 3 Subdivisión progresiva del árbol traqueo-bronquial¹.

Los vasos sanguíneos del sistema de la arteria pulmonar acompañan a los bronquios y a los bronquiolos. Estos vasos sanguíneos también se ramifican en unidades cada vez más pequeñas hasta terminar en capilares, los cuales se encuentran en contacto directo con los alvéolos. El intercambio gaseoso sucede a través de esta membrana alveolar-capilar cuando el oxígeno se desplaza hacia adentro y el dióxido se desplaza hacia fuera del torrente sanguíneo.

Este movimiento de aire hacia adentro y hacia fuera es lo que denominamos ventilación. La contracción de los músculos inspiratorios, donde el principal músculo inspiratorio es el diafragma, hace que se expanda la cavidad torácica, generando una presión negativa. El flujo de aire resultante que se dirige hacia los pulmones se denomina inspiración. Durante una inspiración máxima, el diafragma se contrae forzando al contenido dentro del abdomen a desplazarse hacia abajo y hacia fuera. También intervienen los músculos intercostales externos, que se encuentran entre las costillas. Estos músculos se contraen y elevan a las costillas durante la inspiración, incrementando de esa manera el diámetro de la cavidad torácica. Además de estos músculos

La espiración normal es un proceso pasivo y es resultado de la elasticidad natural tanto del pulmón expandido como de la pared torácica. No obstante, cuando la respiración es rápida, los músculos intercostales internos y los músculos abdominales se

contraen ayudando a sacar el aire de los pulmones de una manera más rápida y completa.

Al final de una inspiración, la elasticidad del pulmón causa que regrese a sus dimensiones más pequeñas, lo cual ocurre entre respiración y respiración. La capacidad del pulmón para lograr esto se le denomina elasticidad o rebote elástico.

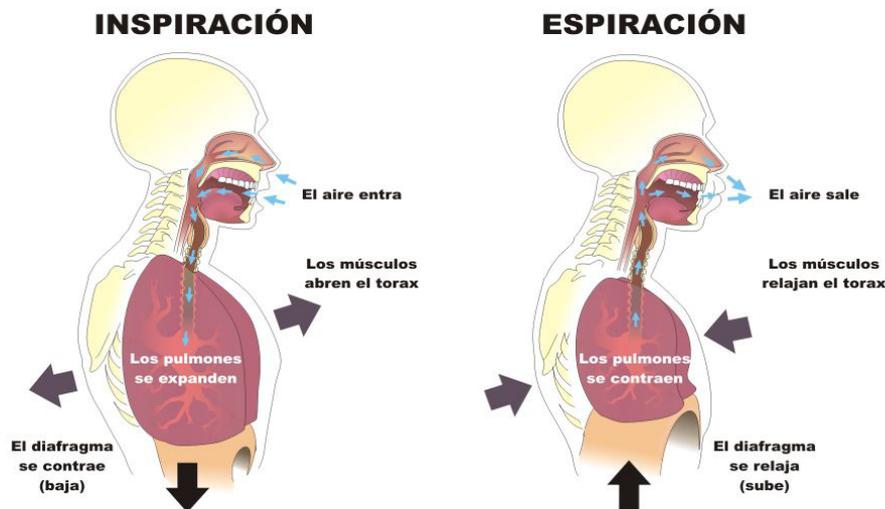


Fig. 4 Partes implicadas en la inspiración y espiración¹.

En términos generales, la inspiración suele durar aproximadamente unos 2 segundos, mientras que la espiración dura un poco más, unos tres segundos. Por lo tanto el ciclo respiratorio, que es la suma de los dos, dura alrededor de unos 5 segundos.

La frecuencia respiratoria es el número de ciclos respiratorios que se repiten en un minuto, y suele ser aproximadamente entre 12 y 15 ciclos por minuto.

Una estimación razonable de la capacidad pulmonar total se puede obtener al combinar varios parámetros volumétricos. Los parámetros más comunes son:

-Volumen corriente (también conocido como volumen tidal o VT, volumen en marea, en inglés: *Tidal Volume*): es, durante una respiración tranquila y relajada, el volumen de aire que es inhalado o exhalado con cada respiración.

-Volumen de reserva espiratoria o VRE (*Expiratory Reserve Volume*): es la máxima cantidad de aire que es exhalada de manera forzada después de una inspiración normal y una espiración normal. La cantidad de aire exhalado será mayor que la que había sido inhalada inmediatamente antes.

-Volumen de reserva inspiratoria o VRI (*Inspiratory Reserve Volume*): es la máxima cantidad de aire que puede ser inhalada de manera forzada después de una inhalación normal.

-**Volumen residual o VR** (*Residual Volume*): es la cantidad de aire que permanece en los pulmones después de la espiración máxima.

-**Capacidad vital o CV** (*Vital Capacity*): es la máxima cantidad de aire que puede ser exhalada después de una inhalación máxima. La capacidad vital es la suma del volumen tidal, del volumen de reserva inspiratorio y del volumen de reserva espiratorio. (La cantidad de aire que puede ser exhalada con un esfuerzo máximo después de una inhalación máxima se denomina **capacidad vital forzada** [*Forced Vital Capacity* o CVF]). La CVF es el volumen que es medido en la espirometría y se discutirá con mayor detalle más adelante.

-**Capacidad pulmonar total o TPT** (*Total Lung Capacity, TLC*): es la suma de la capacidad vital y del volumen residual.

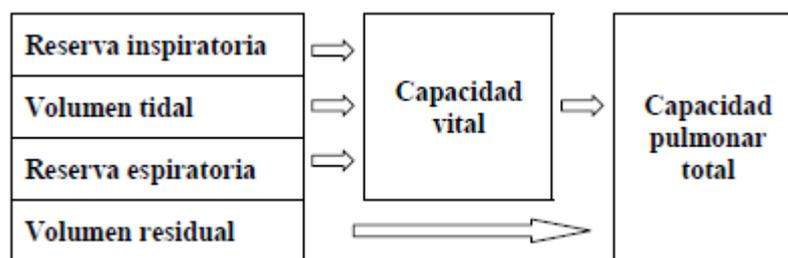


Fig. 5 Volúmenes pulmonares.

1.2-Definición de TAC².

Un método a tener muy en cuenta es el TAC, del cual se debe conocer la definición, así como sus componentes y funcionamiento.

La tomografía axial computarizada (TAC), o tomografía computarizada (TC), también denominada escáner, es una técnica de imagen médica que utiliza radiación X para obtener cortes o secciones de objetos anatómicos con fines diagnósticos.

Una de las partes más importantes de la Tomografía Axial Computarizada es la de los detectores, que serán los encargados de recibir la radiación X emitida por el emisor.

Existen diferentes tipos de detectores:

-Detector de cristal de centelleo.

Compuesto por dos partes:

-Cristal de centelleo: Antiguamente usado con yoduro de sodio (NaI) y actualmente se usa yoduro de cesio (CsI), tungstato de calcio y wolframato de calcio

(CaWO₄) . Funcionamiento: fotón de RX incide en el cristal, la energía del fotón es absorbida por los electrones de las orbitas de los átomos del cristal, pasando esos electrones a una capa más externa → más energética, posteriormente estos electrones excitados vuelven a su posición inicial, por tanto emiten el exceso de energía que había tomado del fotón de RX, y esta energía es emitida en forma de LUZ VISIBLE. Resumen: el cristal de centelleo es un transductor que convierte la energía de los RX en destellos de luz visible. Lo más importante es que la intensidad del destello es proporcional a la energía de radiación X que incide en el cristal.

-Tubo fotomultiplicador: Acoplado al cristal de centelleo. Es un segundo transductor que convierte la energía luminosa en emisión de electrones, posteriormente se colocan unos electrones denominados dinodos cuyo funcionamiento básico es la amplificación de la señal.

-Inconvenientes: muy grandes y cada tubo necesita alimentación independiente con cableado complejo, por lo que en la actualidad han sido sustituidos por conjuntos de cristal-fotodiodos, más pequeños y económicos con la misma eficiencia.

El número de detectores oscila entre 1-8 por cm en una matriz lineal y de 1-5 por grado en los de matriz angular. Característica importante de estos equipos → número de detectores, ya que determinan la resolución espacial.

-Detector de gas.

Es una gran cámara metálica con unos separadores llamados baffles situados a 1mm de distancia aprox. Dichos baffles dividen la cámara grande en muchas pequeñas, de manera que cada cámara pequeña será un detector de radiación, funcionando cada una por separado. Este conjunto de detectores se encuentra sellado herméticamente y se llena con un gas inerte de un número atómico elevado. Es decir, se trata de un recinto cerrado lleno de gas Xe, donde se encuentran dos electrodos entre los cuales se aplica una tensión eléctrica (1000V) y como el Xe es aislante no conducirá la electricidad pero sí la radiación. Si esa radiación X incide sobre el gas, provocará la ionización de este, cambiando la diferencia de potencial inicial que existía entre los electrodos anteriores. La ionización del gas da lugar a partículas cargadas (electrones y Xe⁺, y debido al campo eléctrico existente en la cámara las cargas se pondrán en movimiento hacia el electrodo del signo contrario) es decir, los electrones irán hacia el ánodo y los cationes de Xe⁺ hacia el cátodo. De esta forma se origina en el detector unas corrientes eléctricas que pueden ser medidas exteriormente. Esta señal se amplifica y se conduce a los módulos de identificación y registro. Al igual que en los detectores anteriores la intensidad de esta corriente eléctrica es proporcional a la ionización del gas que a su vez es proporcional a la radiación X que incidió en el detector.

-Detector semiconductor o de estado sólido.

Son una modificación del detector de centelleo y como ellos el cristal traduce la energía de los rayos X en luz visible. La diferencia con el detector de centelleo es que

no lleva tubo multiplicador, si no que lleva un fotodiodo. Respecto al fotodiodo, hemos de decir, que sus capacidades se basan en la tecnología de semiconductores de silicio. El cristal de centelleo en estos tipos de detectores puede ser de wolframato de calcio o de yoduro de cesio.

Su funcionamiento consiste en que Cuando los Rayos X chocan con el cristal de centelleo, se emite luz cuya intensidad es directamente proporcional a la energía de los fotones incidentes. Esta luz visible será recogida por los llamados **fotodiodos** (el tubo fotomultiplicador ha sido sustituido por el conjunto de fotodiodos) que traduce la luz visible en una señal eléctrica proporcional a la radiación X que incidió en el cristal. El fotodiodo se comporta como un generador de corriente, que forma un conjunto con el cristal en forma de pastilla (conjunto cristal-fotodiodo), a la que se le añade un amplificador de la corriente eléctrica.

Las ventajas de estos detectores son:

- Los fotodiodos son más pequeños.
- Son más económicos
- Los elementos eléctricos son menos complejos que cuando se emplean tubos fotomultiplicadores.
- No requieren suministro de potencia.
- Son muy estables (más que los tubos fotomultiplicadores).
- Su eficacia y eficiencia es muy parecida a la de los detectores de gas.

Hay que tener en cuenta que el uso de esta herramienta tiene unos efectos biológicos a causa de la exposición a la radiación ionizante. Los principales efectos biológicos son:

- En los materiales biológicos expuestos a rayos X lo más común es la creación de radicales de hidroxilo, que es el producto de la interacción de rayos X con moléculas de agua.
- Los rayos X pueden ionizar directamente al ADN. Muchos de los daños son reparados automáticamente por la misma célula, pero la rotura de la doble hebra del ADN es difícil de reparar.
- Efectos biológicos directos:
 - Inhibición de la reproducción celular.
 - Reparación de la lesión acertada o fallida (puede inducir a mutaciones, translocaciones cromosomales y fusión de genes).
 - Muerte celular

1.3-Antecedentes.

Después de conocer cómo funciona el sistema respiratorio y la anatomía de sus componentes, el siguiente paso es estudiar el mercado para conocer qué productos similares podemos encontrar, atendiendo sobre todo a aspectos técnicos tales como materiales, funcionamientos, dispositivos de seguimiento, usos, etc.

En esta búsqueda se han encontrado diferentes artículos/productos, los cuales deben ser estudiados para determinar si son válidos o no, y poder utilizarlos como base para la creación de nuestro maniquí.

A continuación se procede a explicar dichos maniqués, el fin para el cual han sido utilizados, y la correspondiente valoración en estos usos, para tener en cuenta sus materiales y métodos, y sus ventajas e inconvenientes, para así poder diseñar un maniquí antropomórfico con las mejores prestaciones posibles.

1.3.1-Maniquí de cabeza y cuello³:

El objetivo era el de desarrollar un maniquí de cabeza y cuello deformable en 3D con contraste de tejidos realista para las modalidades de imagen en kilovoltajes (kV) y megavoltajes (MV), y utilizarlo para evaluar objetivamente los algoritmos de registro de imágenes deformable.

Los maniqués físicos fueron desarrollados para proporcionar una evaluación completa de la adquisición de la imagen y el proceso de registro de imágenes deformables (DIR).

Se tomo como antecedente un maniquí de la zona pélvica de dos dimensiones (2D) para la evaluación de los algoritmos DIR. Las características principales de este maniquí eran que se basaba en la anatomía y deformación de un paciente real, que se construyó a partir de un material rígido (hueso) y un material deformable (tejido blando), que imitaban la unidad Hounsfield (UH) para valorar la anatomía real, y que utilizaba marcadores ópticos para medir la deformación.

El maniquí de la pelvis se utilizó para evaluar varios algoritmos DIR disponibles y mostró una amplia variedad de precisión, con el porcentaje de puntos con errores más grandes de 3 mm que van desde el 3,0% al 27,2%.

El maniquí de cabeza y cuello que aquí se presenta es una evolución del anterior. Tenía todas las características clave del maniquí de la pelvis, pero también varias mejoras. La primera mejora era la evaluación de la extensión de la deformación de 2D a 3D. En segundo lugar, un nuevo material termoplástico se introdujo para representar adecuadamente el contraste de tejidos, en imágenes tanto para kilovoltaje (kV) como megavoltaje (MV)

El nuevo proceso de diseño y fabricación permitía una representación en 3D más realista de un paciente. Aunque, el nuevo maniquí no era una representación totalmente

en 3D de un paciente, pero se deformaba y se caracterizaba en 3D. Por lo tanto, este maniquí era una herramienta completa para la evaluación DIR que se podía utilizar dentro de las modalidades de imagen de kV y MV.

La figura 6 muestra el diseño del maniquí, lo que representaba el corte sagital central de la anatomía de cabeza y cuello. Se abría a lo largo de la sección media sagital en dos mitades separadas, con unos puntos clave para asegurarse de que las dos mitades se deformaban mutuamente. Cada parte del maniquí consistía en una rebanada 2D que contenía estructuras anatómicas con un espesor de 16,5 mm. Más allá de esto, había un bolo de espesor de 19,1 mm que representaba los bordes laterales de un paciente. Los detalles anatómicos para el maniquí y el bolo se modelaron después del plano medio sagital de cabeza y cuello de un paciente real, seleccionado de la base de datos anónimos de la institución. La sección media de apertura representada en el plano de deformación medible tenía una rejilla de 743 marcadores radiotransparentes, con 5 mm de distancia, pintado en cada parte para caracterizar físicamente la magnitud de cualquier deformación.

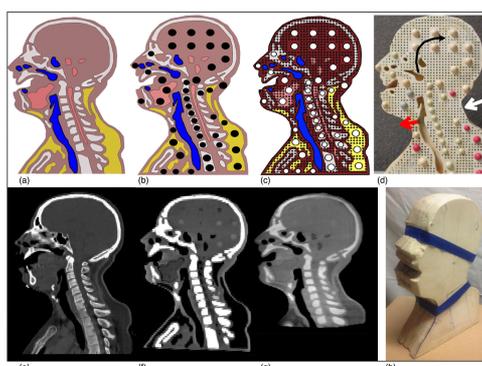


Fig. 6 Maniquí de cabeza y cuello.

Un modelo inicial del espectro se molió a partir de madera con mecanizado en computadora numérica controlada. Después, se hizo un molde de silicona de este modelo, en el que fue lanzado el termoplástico de poliuretano sólido dopado. La temperatura de deflexión térmica del poliuretano sólido fue de 70 °C, para que pudiera ser deformado en agua hirviendo y para que se convirtiera fija a temperatura ambiente. La base de valores HU del poliuretano sólido se midió para ser 989 y 1021 HU para kV y MV en imágenes TC, respectivamente. El valor HU del uretano fue sintonizado hacia arriba para que músculo, cerebro, y los tejidos de la columna vertebral por la adición de polvo de tricloruro de aluminio y hacia abajo la de la grasa a través de la adición de microesferas de vidrio. Para representar la anatomía ósea, se utilizó epoxi de alta temperatura, con una temperatura de deflexión térmica de 135 ° C, dopado con carbonato de calcio. Los materiales fueron emitidos para encajar como insertos dentro de un maniquí de caracterización tisular y escaneados bajo modalidades de TC en kV y MV.

En lo que respecta a la capacidad de este material para representar el tejido real, la anatomía de los tejidos blandos dio una estimación razonable de tejido adiposo real bajo TC en kV y MV, con una diferencia entre el inserto adiposo CIRS y la formulación de 13 HU bajo kV y 7 HU bajo MV. El material de músculo tenía una diferencia entre el inserto calibrado y el inserto casero de 5 HU bajo kV y 16 HU bajo MV. Esto

demostraba que la sintonía del material no era exacta; sin embargo, era lo suficientemente aproximada para el contraste de los tejidos blandos de los pacientes.

En lo que a los huesos se refiere, los valores distaban mucho de los reales, pero simplemente se querían los valores HU suficientemente altos como para crear un fuerte contraste frente a los tejidos blandos.

Se concluyó que el contraste de los tejidos blandos del maniquí de cabeza y cuello era una representación razonable de tejido real para ambos tipos de imagen (kV y MV), por lo que era adecuado para hacer pruebas.

1.3.2-Maniquí antropomórfico masculino Rando⁴:

En este estudio se proponía una metodología para colocar dosímetros termoluminiscentes en un maniquí antropomórfico masculino para medir la relación dosis-órgano en pacientes sometidos a tres exploraciones radiológicas simples, con el objetivo de conocer la concordancia entre las dosis medidas y las calculadas mediante el software EffDose V1.02.

Dado que la medida directa de dosis equivalente en los órganos es imposible excepto, en primera aproximación, para los órganos superficiales (piel, cristalino, tiroides y testículos), se realizó un importante esfuerzo para determinar la dosis absorbida en órganos durante exámenes médicos con rayos X usando las técnicas de Monte Carlo⁵ y se obtuvieron resultados en condiciones particulares.

Dadas las notables diferencias entre el maniquí y un cuerpo humano real (órganos descritos mediante figuras geométricas de revolución, dimensiones, etc.), los resultados obtenidos están sujetos a limitaciones a la hora de extrapolarlos a pacientes reales.

El material utilizado fue:

- Maniquí antropomórfico masculino Rando (Alderson), fabricado con un esqueleto humano natural y material plástico equivalente a tejido, constituyendo una mejor aproximación a un organismo humano real que un maniquí matemático. Las características del mismo han sido descritas en diversos trabajos⁶⁻⁷. Está cortado en secciones transversales con orificios cilíndricos de 6 mm de diámetro dispuestos en rejillas de 3 x 3 cm en cada sección.
- Imágenes de Atlas fotográfico de Anatomía Humana⁸.
- Dosímetros termoluminiscentes tipo TLD-100 (piezas de 3 x 3 x 0,9 mm).
- Horno para tratamientos térmicos de dosímetros termoluminiscentes (previo lectura, borrado + restaurado) PTW THELDO.
- Lector de dosímetros termoluminiscentes, marca Harshaw 4000.

- Equipo de Rayos X para uso en Radiodiagnóstico médico.
- Equipamiento para control de calidad de equipos de Rayos X.

Mediante una radiografía del maniquí Rando y con la ayuda de un radiólogo experimentado, se identificaron cada una de las secciones del maniquí con imágenes reales de cortes tomográficos del Atlas Anatómico Humano⁸. Ampliando dichas imágenes a la escala del maniquí antropomórfico, se dibujaron los órganos de riesgo que intervienen en el cálculo de dosis efectiva (I.C.R.P. 60)⁹ en cada una de sus secciones. La elección de los puntos de medida para cada órgano se basó en una división del órgano en porciones de aproximadamente igual volumen, determinadas por consideraciones geométricas basadas en la anatomía del órgano y consideraciones basadas en la función del mismo y aprovechando, cuando era posible, los orificios de que dispone el maniquí.

En total, en cada exploración radiológica se colocaron en el maniquí 68 dosímetros.

La figura 7 muestra unas secciones del maniquí con las marcas realizadas para algunos órganos (pulmón, esófago, médula ósea roja, superficie ósea, superficie ósea, vejiga y útero, respectivamente).

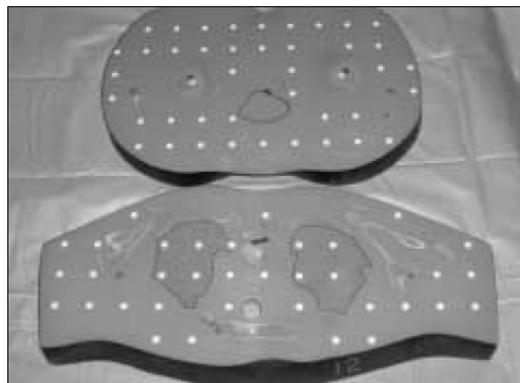


Fig. 7 Secciones del maniquí Rando.

Se seleccionaron las exploraciones radiológicas tórax PA, abdomen AP y columna dorsal AP reproduciendo todas las características establecidas para las mismas en el documento NRPB-SR2625 referidas a tamaño de campo de radiación, zona anatómica irradiada, centro del campo en la superficie del maniquí y distancia foco piel.

Los parámetros técnicos para la realización de las exploraciones fueron: para abdomen PA, 75 kV, 18 mAs; para columna dorsal, AP 75 kV, 7,7 mAs y para tórax PA, 90 kV y 4 mAs. En todos los casos la filtración fue de 3 mm de Al y se utilizó el control automático de exposición. Una vez colocados los dosímetros termoluminiscentes en todos los puntos de muestreo, se realizaron los estudios radiológicos efectuando tres exposiciones sucesivas con los mismos parámetros de operación.

La dosis equivalente asignada a cada órgano se corresponde con la media aritmética de los valores de dosis registrados en los dosímetros situados en cada uno de los órganos. A partir de estos valores de dosis equivalentes se calculó la dosis efectiva.

Los resultados correspondientes a las dosis medidas y calculadas en cada órgano para cada una de las tres exploraciones radiológicas estudiadas, se presentan en la Tabla 1.

		DOSIS - ÓRGANO (mGy)									
		w _T	ABDOMEN AP			COLUMNA DORSAL AP			TÓRAX PA		
			TLD	EFFDOSE	Δ	TLD	EFFDOSE	Δ	TLD	EFFDOSE	Δ
ÓRGANOS	MAMA	0,05	0,08	0,01	0,07	0,39	0,24	0,15	0,02	0,02	0,00
	ESTÓMAGO	0,12	0,63	0,90	-0,27	0,15	0,14	0,01	0,03	0,02	0,01
	COLON INFERIOR	0,12	0,80	0,58	0,22	0,07	0,00	0,07	0,03	0,00	0,03
	HÍGADO	0,05	0,44	0,49	-0,05	0,24	0,16	0,08	0,02	0,04	-0,02
	PULMÓN	0,12	0,08	0,02	0,06	0,30	0,24	0,06	0,03	0,09	-0,06
	OVARIOS	0,2	1,47	0,55	0,92	0,04	0,00	0,04	0,07	0,00	0,07
	TESTÍCULOS	0,2	0,19	0,10	0,09	0,07	0,00	0,07	0,11	0,00	0,11
	PIEL	0,01	0,42	0,19	0,23	0,19	0,06	0,13	0,03	0,02	0,01
	TIROIDES	0,05	0,07	0,00	0,07	0,20	0,27	-0,07	0,01	0,01	0,00
	VEJIGA	0,05	0,74	1,20	-0,46	0,10	0,00	0,10	0,11	0,00	0,11
	ESÓFAGO	0,05	0,08	0,03	0,05	0,32	0,16	0,16	0,03	0,05	-0,02
	SUPERFICIE ÓSEA	0,01	0,17	0,12	0,05	0,11	0,11	0,00	0,04	0,06	-0,02
	MÉDULA ÓSEA ROJA	0,12	0,17	0,09	0,08	0,12	0,05	0,07	0,05	0,03	0,02
RESTO	GLÁNDULAS SUPRARRENALES	0,05	0,29	0,10	0,19	0,10	0,07	0,03	0,04	0,11	-0,07
	CEREBRO	0,05	0,04	0,00	0,04	0,10	0,00	0,10	0,01	0,00	0,01
	INTESTINO DELGADO	0,05	1,28	0,72	0,56	0,05	0,00	0,05	0,01	0,00	0,01
	COLON SUPERIOR	0,05	0,90	0,88	0,02	0,06	0,00	0,06	0,02	0,00	0,02
	RIÑONES	0,05	0,33	0,15	0,18	0,08	0,02	0,06	0,04	0,07	-0,03
	PÁNCREAS	0,05	0,52	0,38	0,14	0,11	0,15	-0,04	0,02	0,04	-0,02
	BAZO	0,05	0,51	0,21	0,30	0,13	0,04	0,09	0,01	0,09	-0,08
	TIMO	0,05	0,05	0,00	0,05	0,79	0,87	-0,08	0,02	0,02	0,00
	ÚTERO	0,05	0,36	0,73	-0,37	0,09	0,00	0,09	0,12	0,00	0,12
	TEJIDO RESIDUAL (MÚSCULO)	0,05	-	0,24	-	-	0,06	-	-	0,02	-
DOSIS EFECTIVA (mSv)			0,47	0,36	0,11	0,18	0,12	0,06	0,05	0,03	0,02

Δ = diferencia entre dosis obtenida a partir de TLD y de aplicación del programa EffDose.

Tabla 1 Dosis órgano y efectivas medidas con TLD y calculados con EffDose en tres exploraciones radiológicas simples.

En la exploración de abdomen AP se encontraron las mayores diferencias entre dosis-órgano medidas y calculadas. Estas discrepancias pueden ser debidas a las diferencias entre los maniqués usados para obtener ambos valores de dosis. Dadas las características anatómicas y funcionales de los órganos situados en el abdomen, su ubicación precisa en el maniquí antropomórfico Rando es difícil. La distribución de las diferencias entre dosis en órganos en el caso de esta exploración es prácticamente aleatoria, de forma que la diferencia entre dosis efectivas es la menor entre todas las exploraciones radiológicas analizadas.

Los valores medios correspondientes a las medidas de dosis en piel y mamas son siempre superiores a los calculados. En el caso de las mamas, esta diferencia se presenta en las proyecciones AP, mientras que no se da en la proyección PA debido a la mayor atenuación que experimenta la radiación al atravesar el cuerpo. En el caso de la piel, la sobreestimación puede tener su causa en el hecho de no tener en cuenta la piel de las extremidades, de las que carece el maniquí antropomórfico Rando.

En los tres casos, la dosis efectiva calculada a partir de las dosis medidas con TLD fue superior a la dosis efectiva estimada mediante el programa, con diferencias comprendidas entre el 23% y el 40%.

Las discrepancias existentes entre los valores medidos con TLD y los estimados pueden ser debidas, entre otras causas, a una diferencia en la distribución, tamaño y ubicación de los órganos en ambos maniqués. Con los resultados obtenidos, se considera factible el uso de este maniquí para este tipo de estudio.

1.3.3-Maniquís para el cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada¹⁰:

Con el fin de disponer de una herramienta para conocer las dosis impartidas mediante estudios de TC, se desarrolló y validó un programa de simulación para estimar dosis absorbidas en volúmenes divididos en *voxels* usando técnicas de Montecarlo.

La dosis impartida a los pacientes en exámenes de TC depende de la técnica utilizada, de las características del equipo (geometría, filtración, sistema detector, etc) y de la zona anatómica del paciente que es irradiada. Aunque las diferencias de dosis debidas exclusivamente a diferencias entre equipos han disminuido en los últimos modelos¹¹, es conveniente disponer de una herramienta para el cálculo de dosis tanto en aplicaciones convencionales como en las nuevas. Si se quiere realizar una estimación de dosis realista conviene tener en consideración tanto las características del equipo utilizado, como la geometría y composición de la zona irradiada del paciente.

En esta validación preliminar se realizaron estudios de dosis absorbida en aire, en maniqués cilíndricos de sección circular y elíptica, y en un maniquí antropomórfico, construidos a partir de sus propias imágenes de TC. El haz se simuló teniendo en cuenta los espectros de rayos X, la filtración total y reproduciendo la geometría concreta de irradiación para cada equipo utilizado. Mediante el código EGS4 se estimó la energía depositada en los *voxels* y, posteriormente, se calcularon los índices de dosis de TC central y periférico en los maniqués geométricos y la dosis en la vejiga como órgano testigo en el maniquí antropomórfico.

En primer lugar se procedió al desarrollo y puesta a punto del programa de cálculo de las dosis, seguido de una realización de medidas dosimétricas en aire y en maniqués. El siguiente paso fue la estimación mediante simulación de las magnitudes dosimétricas a partir de las imágenes de TC obtenidas durante las medidas; y por último, se hizo una comparación y análisis de los resultados alcanzados por ambos métodos.

El número de materiales empleados fue reducido a cuatro: polimetil metacrilato (PMMA), agua, aire y hueso. A partir de la composición química de los materiales, y con la ayuda del preprocesador PEGS4, se obtuvieron las respectivas secciones eficaces y densidades electrónicas para cada material utilizado durante la simulación¹²⁻¹³.

Se realizaron medidas de dosis en dos modelos diferentes de equipos de TC, HiSpeed LX/i (General Electric Medical Systems, Milwaukee, USA) y Helicat II (Elscent / Philips, Eindhoven, Holanda). La magnitud dosimétrica de referencia utilizada preferentemente fue el índice de dosis de TC (CTDI) ¹⁴ y, en particular, los índices de dosis de TC en aire (CTDI_{aire}), y el índice de dosis de TC integrado en 100 mm (CTDI₁₀₀), medido en el centro (CTDI_c) y en las posiciones periféricas (CTDI_p) de maniquíes ¹⁵⁻¹⁶.

Las medidas del CTDI_{aire} se realizaron en el isocentro. El resto, utilizando, respectivamente, dos maniquíes cilíndricos de PMMA, de secciones circular y elíptica, y un maniquí antropomórfico. Los maniquíes cilíndricos tienen ambos una altura de 15 cm. El de sección circular, de 32 cm de diámetro, tenía cinco cavidades, una central y cuatro en la periferia, que permitían realizar medidas dosimétricas. El de sección elíptica, cuyos ejes median 20 y 32 cm, disponía de una cavidad central y doce en la periferia. El maniquí antropomórfico *Remab* (Anderson Research Laboratory, NY, USA), estaba construido en *plexiglas* sobre un esqueleto humano, podía ser rellenado con agua, y presentaba diferentes compartimentos que semejan órganos así como cavidades para insertar dosímetros ¹⁷. En la Fig. 8a se muestran imágenes de TC correspondientes a secciones axiales de los dos maniquíes cilíndricos y de la zona pélvica del maniquí antropomórfico. Como puede apreciarse en las imágenes, en los maniquíes cilíndricos se dejaron libres las cavidades de medida con la finalidad de mostrar su posición en el maniquí.

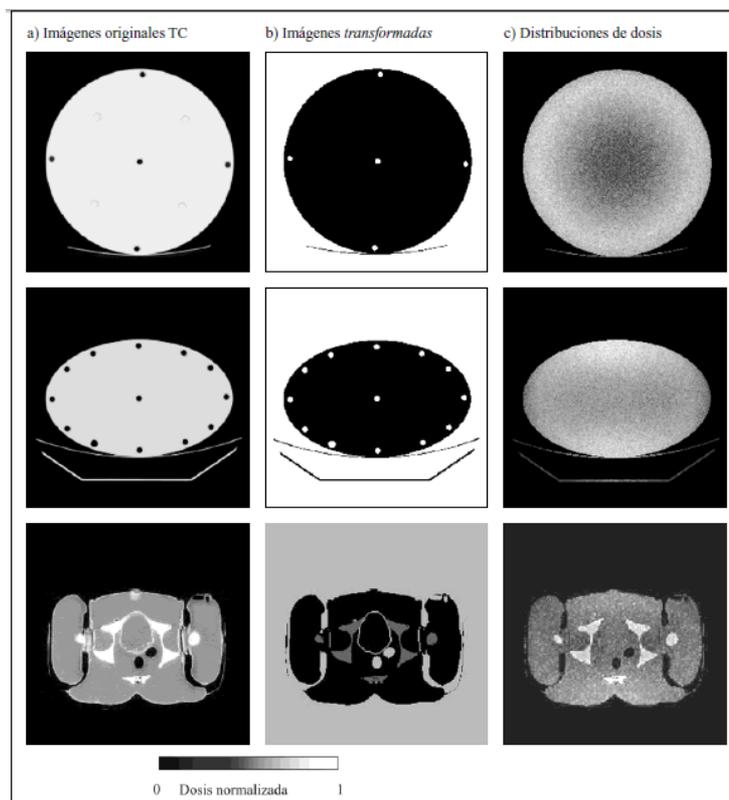


Fig. 8 Esquema de la evolución del trabajo sobre las imágenes de maniquíes: a) Imágenes axiales de TC de cada uno de los maniquíes empleados en este estudio, b) Imágenes transformadas con una resolución de 256x256 píxeles, y c) Distribuciones de dosis y escala relativa de grises.

Para realizar las medidas en aire en el isocentro y en las cavidades de ambos maniqués cilíndricos se utilizó una cámara de ionización tipo *lápiz* Radcal 20x5-3CT con un electrómetro Monitor Radcal 2026 (Radcal, Monrovia, USA) con 10 cm de longitud activa. Las medidas de dosis en órganos sobre el maniquí antropomórfico Remab, se realizaron mediante dosímetros termoluminiscentes (TL) de fluoruro de litio, LiF TLD-100 (Harshaw, Ohio, USA) calibrados para las calidades de haz utilizadas (rayos X generados a 120 y 140 kVp y filtración en el intervalo 9-10 mm Al). Las lecturas de la cámara lápiz medidas en aire se obtuvieron con un equipo GE HiSpeed LX/i. Las medidas dosimétricas en las cavidades central y periférica de los maniqués cilíndricos se obtuvieron con el mismo equipo.

Con las lecturas de estas medidas, corregidas por presión y temperatura, se calcularon los valores del índice ponderado de dosis de TC ($CTDI_w$) en los maniqués. La expresión utilizada fue la misma para ambos maniqués cilíndricos ($CTDI_w = 1/3 CTDI_c + 2/3 CTDI_p$). Los valores de dosis se expresaron en mGy, en términos de dosis-aire. Las incertidumbres asociadas con la medida indirecta de los índices de dosis son difíciles de precisar, por lo que se acotaron teniendo en cuenta las diferentes fuentes de incertidumbre (principalmente en la calibración del conjunto cámara-electrómetro, el posicionamiento de la cámara, el posicionamiento de los maniqués, las correcciones por presión y temperatura, y las variaciones en la salida del haz de rayos X). Se utilizó el equipo Elscint HeliCAT II para realizar un examen de pelvis sobre el maniquí antropomórfico Remab.

En la Fig. 9 puede verse la radiografía de planificación del estudio con los cortes extremos del mismo. Entre los órganos irradiados directamente, se eligió la vejiga como tejido testigo porque era el que recibía la dosis mayor y se podía delimitar gráficamente con facilidad en el centro del volumen irradiado.



Fig. 9 Imagen del maniquí antropomórfico y posición de los cortes extremos.

En las simulaciones sobre los maniqués cilíndricos los materiales considerados fueron PMMA y aire, mientras que para el maniqué antropomórfico se utilizó hueso, agua y aire. En la Fig. 8b se muestran, en escala de grises, las imágenes resultantes de este proceso aplicado a los tres tipos de maniqués.

En la Tabla 3 se muestran los valores medidos experimentalmente y los estimados a partir de la simulación del $CTDI_{aire}$:

Anchura de corte (mm)	$CTDI_{aire}$ (mGy) a 120 kVp			$CTDI_{aire}$ (mGy) a 140 kVp		
	Medido	Simulado	Δ (%)	Medido	Simulado	Δ (%)
10	67,8	68,4	0,9	94,0	96,5	2,7
7	67,1	67,7	0,9	92,7	95,9	3,5
5	66,2	68,5	3,5	91,8	96,6	5,2
3	65,3	66,9	2,5	90,4	96,6	6,9
2	66,3	67,7	2,1	91,8	97,1	5,8
1	73,4	68,4	-6,8	101,7	96,1	-5,5

Tabla 2 Valores medios y simulados del CTD_{aire} y diferencia relativa porcentual entre ambos.

En la Tabla 4 se muestran los resultados de los valores del $CTDI_w$ calculados a partir de los valores obtenidos con la cámara de ionización (medidos experimentalmente y estimados con la simulación) y su discrepancia relativa porcentual, para los dos maniqués cilíndricos y para dos calidades del haz (120 y 140 kVp).

Maniqué	Tensión del tubo (kVp)	$CTDI_w$ (mGy)			Dosis promedio en la sección (mGy)	
		Medido	Simulado	Δ (%)		Δ (%)
Circular	120	21,1	20,1	-5,1	20,1	-4,8
Circular	140	30,1	29,8	-0,8	30,6	1,7
Elíptico	120	27,6	27,4	-0,7	27,6	-0,2
Elíptico	140	39,6	41,1	3,7	41,8	5,5

Tabla 3 Valores medidos, simulados y diferencia relativa porcentual entre ambos del $CTDI_{aire}$ medidos en los maniqués.

Para completar la información se representó comparativamente los valores calculados y medidos del $CTDI_{100}$ en el centro y las posiciones periféricas de ambos maniqués en la Figura. 10. Las barras de error representan la desviación típica de los valores obtenidos mediante simulación, y de los valores obtenidos en las medidas que pueden acotarse en torno a un 5-7%, teniendo en cuenta tanto las incertidumbres asociadas con la lectura como las provenientes de otras fuentes, como el posicionamiento o las variaciones de respuesta en función de la calidad del haz.

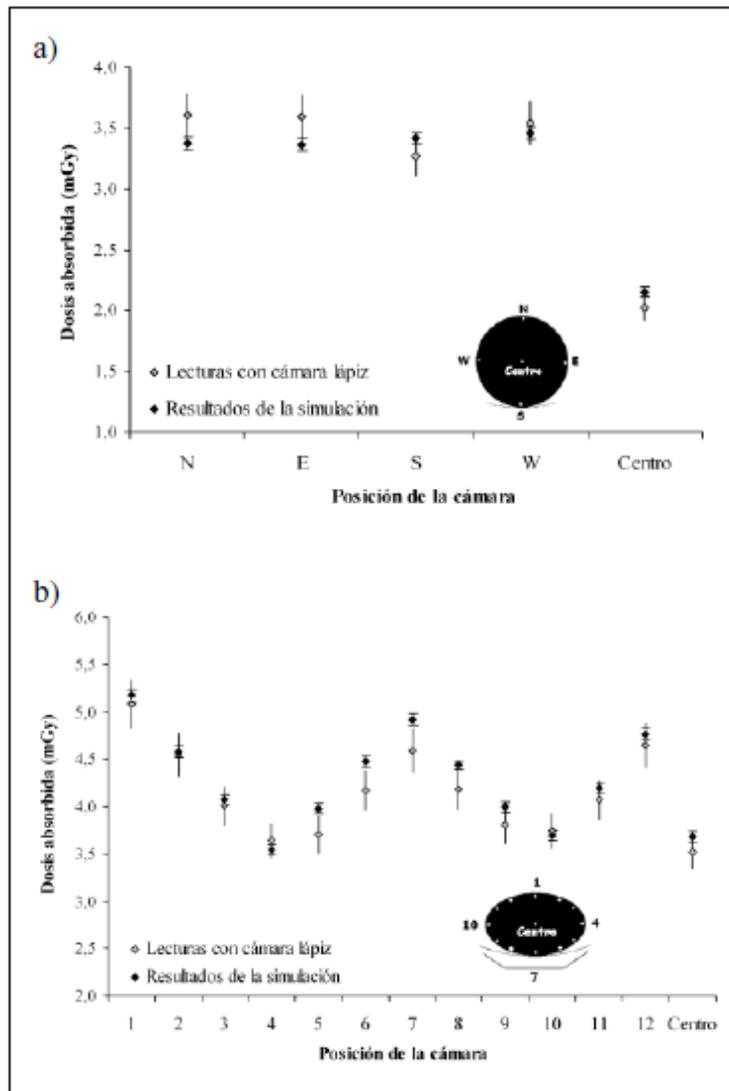


Fig. 10 Valores medidos y simulados correspondientes a las ubicaciones de la cámara en el maniquí de sección circular (a) y en el maniquí de sección elíptica (b).

En la Fig. 11 se observan, a modo de ejemplo, algunas de las imágenes TC obtenidas del equipo junto con sus correspondientes imágenes divididas en *voxels*. Se puede apreciar la buena delimitación de las distintas zonas anatómicas, y de la vejiga en particular, que conforman cada corte axial del maniquí antropomórfico. La dosis absorbida en vejiga obtenida mediante simulación fue de $10,5 \pm 0,1$ mGy y supuso una diferencia del 9% frente a los $11,6 \pm 0,7$ mGy obtenidos mediante dosimetría TL.

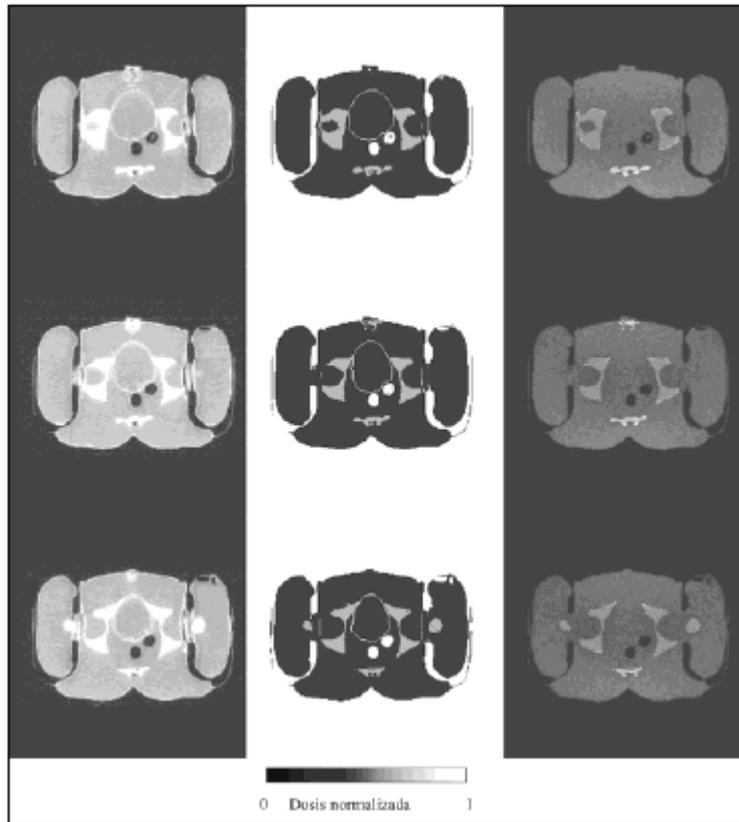


Fig. 11 Secuencia parcial de imágenes de TC, imágenes divididas en voxels y mapa de dosis en el estudio de pelvis.

La diferencia relativa máxima entre los valores obtenidos por simulación y los medidos experimentalmente del índice de dosis en aire fue inferior en valor absoluto al 7% en todos los casos.

En cuanto a los resultados con los maniqués geométricos, las diferencias relativas entre los valores calculados y medidos del $CTDI_w$ estuvieron comprendidas en valor absoluto entre el 0,7 y el 5,1%. Los valores obtenidos mediante simulación en las posiciones inferiores de los maniqués (Fig. 6) eran sistemáticamente mayores que los medidos, ya que en la simulación no se tuvo en cuenta la presencia de la mesa. Si se comparan los valores de la dosis promedio en la sección con los de medida del índice ponderado de dosis de TC, las diferencias relativas van desde un 0,2% por defecto hasta el 5,5% por exceso en el caso del maniqué de sección elíptica y haz generado a 140 kVp. Este caso puede dar lugar a una revisión del procedimiento empleado, ya que se calculó el índice ponderado de dosis de TC ($CTDI_w$) mediante la misma expresión para ambos maniqués cilíndricos con independencia de su sección (circular o elíptica). Había que tener en cuenta que el mapa de dosis es diferente según el maniqué que se utilice, como puede verse en la Fig. 8c, o como se puede deducir del valor de la relación $CTDI_c/CTDI_p$, que fue aproximadamente del 60 % en el caso del maniqué circular y del 80% en el maniqué elíptico. Por esto, para obtener el índice ponderado de dosis de TC con el maniqué elíptico, los factores de ponderación a aplicar al centro y la periferia tuvieron que ser diferentes de los empleados con el maniqué circular ($1/3$ y $2/3$). Si se realiza un ajuste al valor de dosis promedio en la sección con los valores calculados para el maniqué elíptico en el centro y la periferia.

En conjunto, se pudo afirmar que los valores calculados tanto del $CTDI_w$ como de los índices $CTDI_c$ y $CTDI_p$, presentaban diferencias aceptables con los valores medidos.

En lo que concierne a la comparación entre las dosis calculadas y medidas en la vejiga para el estudio de pelvis sobre el maniquí antropomórfico, la diferencia relativa (9%) entre ambas pareció compatible con la dispersión de valores de los dosímetros (8,7- 15,3 mGy) y con las incertidumbres estadísticas de ambos procedimientos. Esta dispersión estaba relacionada probablemente con las diferencias de atenuación de los fotones en su camino hacia la vejiga. En la Fig. 11 puede apreciarse cómo los espesores de hueso que atraviesa el haz variaban en función del ángulo y de la posición del corte. Por todo lo dicho pudo concluirse que la diferencia encontrada entre los valores de dosis calculados y medidos en la vejiga era aceptable.

Por ello, se pudo afirmar que el programa TC-Dvox, en su versión preliminar, era válido para:

- Reproducir adecuadamente la geometría y los distintos modos de adquisición de equipos TC.
- Realizar estimaciones de dosis impartidas sobre objetos de distinta forma y composición mediante su división en *voxels* obtenida a partir de imágenes de TC de estos objetos.
- Analizar la influencia de la utilización de diferentes parámetros geométricos, del haz, o relacionados con los modos de adquisición del equipo, en las dosis impartidas.

1.3.4-Maniquí antropomórfico “Rando Phantom”¹⁸:

En este trabajo se utilizó el MCNP6 (código Monte Carlo de transporte de partículas) para simular la irradiación de un maniquí antropomórfico (RANDO phantom) con un acelerador lineal médico y se validó con medidas experimentales tomadas en el interior del maniquí mediante dosímetros MOSFET.

Este estudio se incluye en la simulación de la geometría el maniquí RANDO. Para ello, un conjunto de imágenes de tomografía computerizada (CT) del maniquí fueron formateadas introduciendo las *slices* en el software PLUNC. El programa PLUNC realizó la segmentación mediante la definición de las estructuras anatómicas y un algoritmo de Matlab escribió la información del maniquí en formato de entrada para MCNP6. La simulación fue verificada y validada a través de la comparación de mediciones de dosímetros MOSFET de alta sensibilidad (*Best medical Canada*) en diferentes puntos dentro del maniquí con los resultados de la simulación

Se utilizó la distribución de dosis medida por MOSFETS para validar la dosis calculada por medio de MCNP6 (código de Monte Carlo N-Particle transporte) ¹⁹

utilizando el maniquí RANDO²⁰ como el modelo del paciente y del colimador multiláminas del acelerador lineal (linac) *Elekta Precise* como la fuente de irradiación.

El objetivo principal de este trabajo era comparar los resultados obtenidos en medidas experimentales y los obtenidos mediante la aplicación de la simulación con MCNP6. En este contexto, el maniquí dosimétrico antropomórfico RANDO permitió estimar mapas detallados de la distribución de dosis, con una composición básica de materiales del cuerpo. Estaba construido con un esqueleto humano natural que se situaba dentro de un tejido que simulaba el material del tejido blando y del pulmón. Permitía evaluar las influencias de heterogeneidades en los algoritmos de cálculo de dosis.

El maniquí masculino de RANDO, estaba desarrollado con tres materiales diferentes con objeto de superar las desventajas de la falta de uniformidad de materiales, tamaño y forma. Unas fotografías del maniquí utilizado pueden verse en la figura 12.



Fig. 12 Maniquí masculino RANDO.

El maniquí masculino RANDO Phantom no tenía brazos ni piernas, y la parte utilizada en este trabajo correspondía a la cabeza. Estaba construida con un esqueleto humano natural que estaba incrustado dentro de un material que simulaba el tejido blando. Así, dos materiales diferentes componían la cabeza del maniquí: el material de tejido blando (0.997 g/cm^3), diseñado para tener la misma absorción en los niveles de exposición normal de radioterapia que los tejidos blandos humanos y el esqueleto ($1,61 \text{ g/cm}^3$). Un conjunto de imágenes de tomografía computerizada del maniquí se obtuvieron con una resolución de imagen de 512×512 píxeles y 16 bits por píxel, separadas $0,5 \text{ cm}$ una de la otra.

Este conjunto de imágenes se segmentó con el programa PLUNC²⁰ para obtener dos estructuras anatómicas diferentes, el tejido blando y el esqueleto. Una vez realizada la segmentación, un programa en Matlab leía la información del maniquí y lo escribía en el formato de entrada de input MCNP6.

Los detectores MOSFET fueron colocados dentro del maniquí. Cada uno de ellos fue situado en 6 diferentes cavidades de este, con el fin de registrar el mapa tridimensional de dosis en 30 puntos en diferentes posiciones dentro de la cabeza.

La figura 13 muestra dos fotografías de la instalación experimental donde los MOSFETs fueron irradiados.



Fig. 13 Fotografías de la instalación experimental.

En este trabajo se utilizó un lector mobileMOSFET comercializado por Best Medical²¹. El sistema constaba de un conjunto de cinco MOSFETS modelo TN - 502RD-H, un Software de verificación de monitoreo remoto de dosis, y un pequeño módulo lector que actuaba como un canal entre el MOSFET y el software que permitía al usuario registrar la dosis.

La tabla 4 muestra la diferencia porcentual entre los datos obtenidos con Monte Carlo y los medidos con Mosfet en el mismo punto.

	Slice 19	Slice 23	Slice 27	Slice 32	Slice 37	Slice 43
Mosfet 1	3.2%	2.1%	0%	5.2%	3.2%	5.5%
Mosfet 2			2.4%	4.7%	1.23%	1.01%
Mosfet 3	2.1%	2.2%	2.3%	3.3%	5.3%	4.4%
Mosfet 4	7%	2.4%	6%	3.6%	4.34%	1.2%
Mosfet 5			1%	3%	0	10.5%

Tabla 4 Diferencia porcentual entre los datos obtenidos con Monte Carlo y los medidos con Mosfet.

Se observó que ambas distribuciones de dosis relativa (medidas y simuladas) seguían un patrón muy similar, estando todos los datos comparados siempre por debajo del 6% de diferencia, excepto en dos puntos.

Finalmente se concluyó que la metodología era válida para cálculos precisos de Monte Carlo durante los planes de tratamiento de radiación.

1.3.5-Maniquí “Truth Cube”²²:

Los modelos precisos en tiempo real del comportamiento de los tejidos blandos son elementos clave en los sistemas de simulación médica. La necesidad de cálculo rápido en estas simulaciones a menudo requiere simplificaciones que limitan la precisión de la deformación. La validación de estos modelos simplificados sigue siendo un desafío. Actualmente, el modelado en tiempo real se valida mejor con modelos de elementos finitos (FE) que tienen sus propias limitaciones intrínsecas. En este estudio se desarrolló un estándar físico para validar los modelos de deformación de los tejidos blandos en tiempo real. Tomaron las imágenes de TC de un cubo de caucho de silicona con un patrón de esferas incrustadas de teflón que se sometieron a la compresión uniaxial y pruebas de identificación esféricas. Este trabajo sirvió como una prueba de concepto para un robusto estándar físico para el uso en la validación de los modelos de tejidos blandos.

La implementación de sistemas de modelización resultó difícil debido principalmente a la compensación entre el tiempo de cálculo rápido y calcular la exactitud de la deformación. Dependiendo de la aplicación deseada de la simulación, el énfasis puede desplazarse hacia el aspecto de deformación en tiempo real o en el aspecto exacto de la deformación.

La modelización de FE sirve como una posible herramienta de validación de tejidos blandos para geometrías simples y materiales completamente definidos y condiciones de carga. Sin embargo, dado que el modelado FE es un método de aproximación en sí mismo, la exactitud de sus resultados depende fuertemente de la calidad de su entrada.

Dadas estas y otras limitaciones, el empleo de modelado de FE para evaluar la exactitud de los distintos algoritmos simplificados usados en simulaciones en tiempo real de los tejidos con propiedades no lineales de los materiales sometidos a grandes deformaciones tiene un valor limitado.

El objetivo de este trabajo era proporcionar un método y datos preliminares para la cuantificación de la exactitud de los modelos de tejidos blandos. Con este fin, se desarrolló un estándar físico para evaluar la capacidad de un algoritmo para describir con precisión la simulación de tejido blando bajo la manipulación quirúrgica.

En este trabajo se describe un estándar de física práctica para la validación de la simulación del tejido blando. Se utilizó una técnica 3D de imagen para medir experimentalmente una prueba bien caracterizada para maniquís en forma de cubo hechos con polímero blando. Este, denominado “Truth Cube” está hecho de un caucho de silicona con esferas fiduciales incrustadas. Se escaneó mediante un equipo de tomografía computarizada (TC) el cubo de caucho de silicona.

También se calculó dos modelos de FE para comparar con los resultados experimentales. Por último, se concluyó con una discusión de los planes para la extensión de este trabajo.

Se seleccionó un cubo con una forma simple y regular para evaluar la viabilidad del enfoque de validación y del desarrollo de las técnicas necesarias. Las consideraciones incluían materiales para el tejido del maniquí y las esferas fiduciales, imágenes 3-D, procesamiento de imágenes y la presentación de datos.

Eligieron un caucho de silicona de dos partes (RTV6166, General Electric) para el cubo debido a que su comportamiento es similar a los tejidos blandos en el intervalo lineal²³⁻²⁴: el material es blando, pero muestra un comportamiento lineal hasta al menos un 30% de deformación.

Para habilitar el seguimiento de la deformación interna del cubo se incrustaron pequeñas esferas como fiduciales que fácilmente aparecían en la TC, pero no alteraban significativamente las propiedades del material de silicona.

La elección del material de las esferas y del tamaño fue motivado por la necesidad de un alto contraste sin crear artefactos en las imágenes²⁵: esto implica una gravedad específica muy por encima de la silicona (0,98) pero mucho menos que el acero (≈ 8).

Para habilitar la segmentación precisa y estimación de la posición, el diámetro mínimo de las esferas tuvo que ser ligeramente mayor que la distancia entre dos planos sucesivos de exploración (1,0-1,25 mm) pero lo suficientemente pequeño para evitar comprometer las propiedades materiales de la silicona.

Las pruebas de imagen donde utilizaron varias esferas disponibles en el mercado, de diferentes materiales y tamaños, incrustadas en una muestra del gel de silicona revelaron que las esferas de Teflón (peso específico 2,3) con un diámetro de 1,58 mm cumplían todos estos criterios.

El molde para el cubo tenía lados desmontables, con la parte inferior que sirve como una placa rígida de montaje permanente que se hace rugosa con hoyuelos para asegurar la adhesión completa de la silicona. El caucho de silicona de dos partes se mezcló en una proporción 30:70 para obtener características similares al de hígado de mamíferos²⁴. Se vertió una capa de 1 cm de profundidad, el molde se colocó en una cámara de vacío para eliminar las burbujas de aire, y luego se dejó fijar sobre una superficie nivelada antes de colocar las esferas en una matriz de 7x7 espaciadas 1 cm de distancia (Fig. 2). Las esferas fueron puestas sobre el caucho de silicona utilizando una matriz de tubos de posicionamiento y se dejaron fijar en el caucho antes de que se vertiera la siguiente capa. El resultado final producido fue un cubo de caucho de silicona de 8 cm de cada lado con 7 filas y 7 columnas de esferas de Teflón en 7 capas, separadas 1 cm de distancia en cada dirección (Fig. 14).

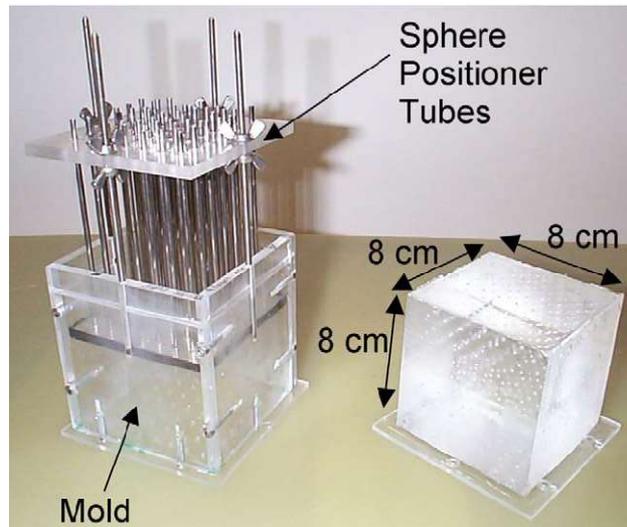


Fig. 14 Molde y esferas de posición internas (izquierda) y “Truth Cube resultante (derecha).

Para asegurarse de que las propiedades del material de caucho de silicona no se vieran afectados por la adición de las 343 esferas, se realizaron pruebas de indentación en tres muestras del caucho de silicona: solo, con escasa densidad de esfera, y con 1 cm de espacio entre esferas. Los resultados indicaron que la rigidez de la muestra con la mayor densidad de esferas cambió un 2,0%, que es menor que la desviación estándar de 4,4% de las mediciones de la muestra normal. Por lo tanto concluyeron que la adición de las esferas tuvo un efecto insignificante sobre las propiedades del material de la silicona.

Tanto el ensayo de deformación de compresión uniaxial como el de indentación fueron realizados en una muestra del caucho de silicona, usadas para obtener las propiedades características del material.

El resultado de este trabajo dio por válida esta técnica y todo el material utilizado. El resultado del uso del “Truth Cube” fue un conjunto de datos de desplazamientos locales con las propiedades del material y las condiciones de contorno bien caracterizadas que demostraban que se podía utilizar este maniquí para evaluar la precisión de los modelos de tejidos blandos bajo situaciones similares.

1.3.6-Maniquís QUASAR²⁶:

En la actualidad uno de los retos por acometer en radioterapia consiste en la administración de tratamientos con técnicas de control respiratorio, mediante las que es posible localizar espacialmente y cuantificar la movilidad con la respiración de aquellas lesiones susceptibles de modificar su posición con el ciclo respiratorio.

Ante la necesidad de un control de calidad específico que garantice la correcta administración de la dosis impartida, se propuso este trabajo, donde se propone un programa de control de calidad para la puesta en funcionamiento de un sistema de irradiación de la lesión durante una fracción específica del ciclo respiratorio (*gating*

respiratorio) con la finalidad de tener una mejor comprensión del mecanismo de funcionamiento de este sistema y conocer la repercusión dosimétrica asociada. Se estudió la influencia de la adquisición del estudio de imagen con el ciclo respiratorio sobre la localización y posicionamiento del isocentro de tratamiento, empleando marcadores fiduciales internos y externos que permitían correlacionar la posición del isocentro con la fase de la respiración mediante técnicas de IGRT.

Se pretendía comprobar la viabilidad de tratamientos de intensidad modulada (IMRT) tanto estática como dinámica, administrados mediante control respiratorio demostrando la posibilidad de sincronización del movimiento de las láminas del colimador micromultilámina (mMLC) con la generación del haz de radiación monitorizado con control respiratorio.

Desde hace algunos años han sido desarrollados sistemas de adquisición de imágenes TC4D sincronizadas con el ciclo respiratorio del paciente²⁷⁻²⁸ que permiten proporcionar un conocimiento exacto de su constitución anatómica en cualquier fase de la respiración. Esto permite adaptar la forma de establecer el volumen tumoral en función de que posteriormente se vayan a realizar o no técnicas de irradiación con control respiratorio.

Dentro de los distintos sistemas de irradiación con control respiratorio encontramos diferencias significativas en función del fabricante por la forma en que cada uno monitoriza el ciclo respiratorio del paciente. Así el sistema de irradiación con control respiratorio desarrollado por *Elekta* funciona mediante un espirómetro que, por el caudal de aire registrado, distingue la fase del ciclo respiratorio en que se encuentra el paciente (*Active Breathing Control*), bloqueando el suministro de aire en un momento concreto del ciclo respiratorio a fin de mantener en esa fase la respiración y administrando entonces la irradiación²⁹. El mecanismo de *Siemens Medical Solutions* consiste en reconocer la fase del ciclo respiratorio mediante un sensor de presión en la zona del diafragma que es deformado con la respiración en tiempo real, durante la adquisición del TC de simulación y el tratamiento. El sistema de *gating* implementado por *Varian Medical Systems* denominado *Real Time Position Management (RPM System)* se basa en un pequeño bloque reflectante a la radiación infrarroja (IR) empleado como marcador fiducial externo sobre la superficie del paciente. Por su movimiento, registrado mediante una cámara CCD, se adquiere la forma de la onda correspondiente al ciclo respiratorio durante el TC de simulación así como durante la irradiación³⁰. En ninguno de estos casos se identifica directamente la posición de la lesión al no disponer de marcadores internos ni elementos de identificación basados en imagen radiológica, de modo que requieren de comprobaciones adicionales que permitan correlacionar el movimiento de la lesión con la respiración.

El sistema de *gating* respiratorio de *BrainLAB AG (BrainLAB IGRT / Adaptive Gating)* permite conocer la posición relativa de la lesión durante cualquier momento del ciclo respiratorio a partir de un marcador interno solidario con el volumen de irradiación y que se puede localizar mediante la adquisición de una serie de imágenes radiológicas en proyecciones estereoscópicas con el sistema de imagen guiada *X-Ray ExacTrac*³¹⁻³³.

El sistema reconoce estas fases de la respiración por el movimiento relativo de una serie de marcadores externos colocados en la superficie del paciente respecto a un sistema de referencia estático y solidario con la mesa de tratamiento. Ambos son marcadores reflectantes a la radiación IR.

De este modo, cuando el sistema *X-Ray ExacTrac* obtiene las imágenes radiológicas en cada una de estas tres fases del ciclo respiratorio, identificando en cada serie las posiciones del marcador interno, automáticamente son conocidas las distancias existentes entre la posición de la lesión en las fases de exhalación e inhalación respecto a la posición en el nivel de referencia, por lo que es posible definir una región dentro del ciclo respiratorio correspondiente a la fracción activa del ciclo (en adelante FAC) acorde con los márgenes de expansión, debidos al movimiento respiratorio, y que previamente han sido establecidos en la planificación dosimétrica.

El propósito de este trabajo fue la exposición de las pruebas de aceptación realizadas con el fabricante y de una serie de pruebas adicionales propuestas con la finalidad de conocer en mayor grado el mecanismo de funcionamiento del sistema de irradiación con control respiratorio de BrainLAB, de modo que sirvan para constituir un programa de control de calidad con el que en comprobaciones periódicas futuras poder registrar desviaciones respecto a los resultados encontrados en el estado de referencia inicial establecido durante el desarrollo de este trabajo.

Se propuso un programa de control de calidad basado en una serie de pruebas complementarias a las pruebas de aceptación. Esta serie de pruebas complementarias estaban destinadas a conocer el régimen de funcionamiento del sistema de modo que serían descritas siguiendo la secuencia lógica de desarrollo.

En primer lugar se analizó la influencia del movimiento de la lesión durante la adquisición de las imágenes de TC sobre la localización espacial y posicionamiento en la unidad del isocentro de tratamiento durante la irradiación, para después evaluar la modificación en la dosis absorbida y distribuciones de dosis medidas y por último fue sometido a análisis la viabilidad de tratamientos de IMRT, tanto estática como dinámica, irradiados mediante control respiratorio.

La unidad de irradiación fue el acelerador BrainLAB NOVALIS de energía nominal 6 MV que incorporaba mesa de tratamiento robótica 6D, sistema de Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT) mediante posicionamiento por infrarrojos (*IR ExacTrac*) y sistema de verificación por rayos X (*X-Ray ExacTrac*).

El reconocimiento del ciclo respiratorio en la unidad de tratamiento por parte del sistema *IR ExacTrac*, se realizaba mediante la monitorización del movimiento relativo de un grupo de esferas reflectantes colocadas sobre la superficie del paciente y que eran empleadas como marcadores fiduciales externos respecto a un sistema de referencia estático y solidario con la mesa robótica definido mediante el accesorio denominado estrella de referencia.

Para cuantificar los movimientos de la lesión con la respiración en cualquiera de las direcciones del espacio se identificó la posición de un marcador interno implantado en las proximidades de la lesión en las fases de exhalación e inhalación, así como en aquella fase del ciclo respiratorio en torno a la que se desearía que se realizase la irradiación.

En la primera de las pruebas se trataba de asegurar que todas las latencias o demoras en el proceso de radiación creadas por el sistema de control respiratorio eran correctamente compensadas para lo cual se requería de un maniquí móvil con marcadores internos implantados y que hubiera sido previamente escaneado en reposo y centrado. Para la correcta validación de esta prueba se procedió a la irradiación de este maniquí en movimiento cráneo-caudal de 15 mm con una frecuencia de 10 respiraciones por minuto irradiándolo primero en la fase de sólo exhalación y después en la fase de exhalación e inhalación con un campo de radiación de 12 mm x 12 mm y empleando en ambos casos un nivel de referencia de 50% y FAC de 20%.

En cuanto a la segunda de las pruebas, denominada como *Dynamic Hidden-Target Test*, se pretendía simular un proceso de tratamiento completo sobre un maniquí específico para control respiratorio suministrado por la casa comercial (*BrainLAB gating phantom*) el cual incluía una serie de planchas de PMMA en cuyo interior se encontraba una esfera de 5 mm de diámetro que sería considerada el objetivo de irradiación o *target*, así como unos marcadores internos en forma de hilos que servirían para la identificación y localización de la esfera con el ciclo respiratorio.

Se escaneó este maniquí en reposo y centrado empleando un espesor de corte de 1,5 mm y se identificó el isocentro de planificación en el centro geométrico de la esfera. A continuación se procedió colocando el maniquí sobre la mesa de la unidad de tratamiento y añadiendo los marcadores reflectantes externos necesarios sobre la parte del maniquí que permitía simular el ciclo respiratorio (véase la figura 15) empleando en este caso una amplitud de movimiento de 15 mm y frecuencia de 10 respiraciones por minuto. El maniquí en movimiento se irradió con un campo de radiación de 12 mm x 12 mm y considerando un nivel de referencia de 50% y FAC de 25%.

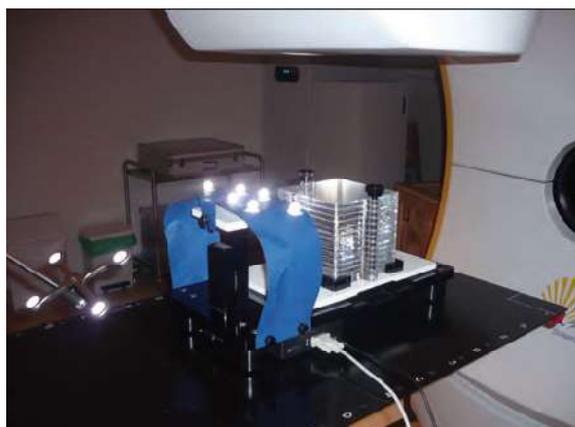


Fig. 15 Maniquí "BrainLAB gating phantom".

Para garantizar que el sistema de IGRT interpretaba correctamente los desplazamientos realizados por la plataforma del maniquí se cuantificó el desplazamiento real de la plataforma con ayuda de una escala milimetrada.

Eso fue referente a las pruebas de aceptación. Para las pruebas complementarias se utilizó el maniquí de control de calidad modelo *QUASAR Respiratory Motion Platform* (MODUS Medical Devices Inc, London, ON, Canada) que constaba de un motor cilíndrico en su parte posterior que suministraba el ciclo respiratorio a una plataforma de metacrilato móvil en dirección longitudinal (véase la figura 16). Este método consistió en la adquisición de dos estudios de TC independientes para el citado maniquí, obtenidos en dos condiciones totalmente extremas del ciclo respiratorio, de modo que una adquisición se ha realizó en la fase de exhalación completa correspondiente a una amplitud de movimiento de la plataforma de $-10,0$ mm respecto a la posición central del maniquí y otra en la fase de inhalación completa correspondiente a una amplitud de movimiento de la plataforma de $10,0$ mm. Cada estudio de TC se realizó con el maniquí estático. Sobre cada estudio se identificó, por una parte el isocentro de planificación que en cada caso se encontraba desplazado respecto a la posición central del maniquí en $-10,0$ mm y $10,0$ mm respectivamente, y por otra parte el marcador interno, solidario con el movimiento de la lesión, con la posición del isocentro y con una posición relativa respecto a los marcadores externos conocida por el sistema de IGRT. Cuando el maniquí realizaba su movimiento longitudinal sinusoidal de 10 respiraciones por minuto y amplitud de $\pm 10,0$ mm se estableció que el isocentro de planificación en ambos casos coincidía con el isocentro de radiación cuando la fase del ciclo respiratorio coincidía con el nivel de referencia.



Fig. 16 Maniquí "QUASAR Respiratory Motion Platform".

Una de las principales cuestiones que surgió en el momento de realizar tratamientos en condiciones de GR era la evaluación de la dosis absorbida cuando la dosis era administrada en forma de pulsos de radiación sometidos a control respiratorio, de modo que la dosis absorbida era resultado de la acumulación sucesiva de distintos pulsos de radiación generados.

Para este apartado el maniquí de GR empleado fue el modelo *QUASAR Test Motion Assay* (*MODUS Medical Devices Inc, London, ON, Canada*) al que se le realizó un estudio de TC de simulación con una cámara de ionización PTW 30013 situada a lo largo de un inserto específico en el interior del propio maniquí compuesto por un cilindro de madera de cedro dotado de un movimiento longitudinal en el interior de una estructura de PMMA que simulaba una cavidad torácica (véase la figura 17), empleando un protocolo de simulación de tórax de 3,0 mm de espesor de corte y reconstrucción con movimiento sinusoidal de 10 respiraciones por minuto (10 RPM).



Fig. 17 Maniquí "QUASAR Test Motion Assay".

Para el reconocimiento posterior del ciclo respiratorio en la unidad de tratamiento por parte del sistema *IR ExacTrac*, se colocaron 5 esferas reflectantes como marcadores fiduciales externos dispuestas sobre la plataforma móvil en sentido ascendente y descendente del maniquí de control de calidad.

Durante la irradiación el maniquí realizó un movimiento sinusoidal con una amplitud de $\pm 20,0$ mm. Conforme al procedimiento habitual de un tratamiento de GR, una vez establecido el ciclo respiratorio a partir del movimiento relativo de los marcadores externos respecto a la estrella de referencia (véase la figura 18) se seleccionó un nivel de referencia de 50% y FAC de 25%; por lo tanto se consideró una movilidad del maniquí durante la irradiación de $\pm 5,0$ mm en torno al isocentro de la unidad de tratamiento.



Fig. 18 Imagen general (izquierda) y detallada (derecha) del maniquí "QUASAR Test Motion Assay".

El siguiente método propuesto de control de calidad en procesos de GR fue la evaluación de la distribución relativa de dosis absorbida a lo largo de la dirección cráneo-caudal en el plano del isocentro mediante película radiocrómica colocada sobre el maniquí *QUASAR Respiratory Motion Platform* (véase la figura 16) con la intención de comprobar la modificación de las distribuciones de dosis debida al movimiento respiratorio. Se seleccionó un ciclo respiratorio sinusoidal de 10 respiraciones por minuto y amplitud de movimiento en dirección longitudinal de $\pm 10,0$ mm respecto a la posición central del maniquí.

En la primera de las pruebas de aceptación las dimensiones del campo de radiación en exhalación eran de 12,2 mm mientras que en exhalación e inhalación eran de 12,6 mm de modo que encontrábamos como resultado una diferencia de 0,4 mm que era inferior a la tolerancia de 1,5 mm establecida en las especificaciones de BrainLAB.

En la segunda de las pruebas de aceptación fue evaluada la desviación en dirección longitudinal existente entre el borde de un campo cuadrado de 12 mm x 12 mm y el centro de la sombra de una esfera de 5 mm de diámetro en el seno de un maniquí irradiado en condiciones de control respiratorio. Según las especificaciones establecidas por el fabricante la desviación encontrada no debería exceder de 2,0 mm o la mitad del espesor de corte del estudio de TC utilizado en esta prueba (sería de aplicación el menor de ambos valores) de modo que en este caso para un espesor de corte de 1,5 mm correspondería una tolerancia de 0,75 mm que era superior a la desviación de 0,45 mm registrada en esta prueba.

En la tabla 5 aparecen resumidas las pruebas realizadas en el desarrollo de este trabajo correspondientes a las pruebas de aceptación y estado de referencia inicial con las condiciones de irradiación que fueron sido establecidas según el caso y con una serie de especificaciones y tolerancias con las que poder definir un programa de control de calidad de un sistema de irradiación con control respiratorio.

Especificaciones y tolerancias para un sistema de irradiación con control respiratorio (BrainLAB NOVALIS)

Prueba	Parámetro de evaluación	Condiciones de medida					ERI***	Especificaciones según fabricante	Tolerancia	Periodicidad
		Detector	Maniquí	Campo (mm x mm)	Amplitud	Área de irradiación				
ExacTrac Gating Latencies Test	Δ tamaño campo exh vs exh + inh	EBT	BrainLAB gating phantom	12 x 12	15,0 mm	20%	0,40 mm	1,5 mm	-	Inicial y tras cambios
Dynamic Hidden Target Test	Δ centro esfera vs borde campo	EBT	BrainLAB gating phantom	12 x 12	15,0 mm	25%	0,45 mm	Menor valor entre 2,0 mm o mitad espesor corte TC	-	Inicial y tras cambios
Influencia TC4D en posicionamiento	Posicionamiento perfil inplane centrado	EBT2	QUASAR Respiratory Motion Platform	30 x 30 60 x 60	10,0 mm	50%	Coincidencia	-	Funcional	Inicial
Dosis absorbida con control respiratorio	Δ dosis absorbida movimiento vs reposo	30013	QUASAR Respiratory Motion Assay	60 x 60	20,0 mm	25%	0,5%	-	2,0%	Inicial, anual y tras cambios
Distribución dosis con control respiratorio	Reproducibilidad incremento penumbra	EBT2	QUASAR Respiratory Motion Platform	30 x 30 60 x 60	10,0 mm	25%	0,6 mm 0,9 mm	-	Desviación respecto a E,R,I, de \pm 0,2 mm	Inicial, anual y tras cambios
	Reproducibilidad región terapéutica	EBT2	QUASAR Respiratory Motion Platform	30 x 30 60 x 60	10,0 mm	25%	0,3 mm 1,0 mm	-	Desviación respecto a E,R,I, de \pm 0,4 mm	Inicial, anual y tras cambios
Distribución dosis con control respiratorio	Estimación penumbra	EBT2	QUASAR Respiratory Motion Platform	30 x 30 60 x 60	10,0 mm	25%	3,4 mm 3,3 mm	-	Desviación respecto a E,R,I, de \pm 0,7 mm	Inicial, anual y tras cambios
	Estimación región terapéutica	EBT2	QUASAR Respiratory Motion Platform	30 x 30 60 x 60	10,0 mm	25%	24,9 mm 55,8 mm	-	Desviación respecto a E,R,I, de \pm 2,2 mm	Inicial, anual y tras cambios
Distribución dosis IMRT con control respiratorio	Histograma de puntos γ (3,3) < 1	EBT2	QUASAR Respiratory Motion Platform	sIMRT dIMRT	10,0 mm	25%	95,1 mm 95,4 mm	-	>90%	Inicial, anual y tras cambios

Tabla 5 Recopilatorio de las pruebas realizadas durante las pruebas de aceptación y estado de referencia inicial para un sistema de irradiación con control respiratorio.

En cuanto a la administración de tratamientos de IMRT con control respiratorio, se demostró su viabilidad técnica y precisión dosimétrica, siendo especialmente necesario el control de la irradiación con la respiración cuando altas dosis por sesión fueran impartidas en tratamientos hipofraccionados mediante IMRT.

Se puede concluir pues que los maniqués utilizados en este estudio tenían una calidad suficiente para este tipo de estudios.

1.3.7-Maniquí de un pulmón de cerdo plastificado³⁴:

En este trabajo se presenta la evaluación de un sistema de seguimiento de posición electromagnética para uso con sistemas de broncoscopia virtuales. El sistema utiliza una matriz bobina magnética planar y sensores de bobina de búsqueda disponibles en el mercado. Los sistemas de seguimiento de posición electromagnéticos (EM) se han convertido en un componente crítico en muchas técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas³⁵⁻³⁶.

Por ello, en este trabajo se desarrolló un nuevo sistema de seguimiento de EM que tenía la ventaja de fabricación de bajo costo y de código abierto, con diseño personalizable³⁷. Este trabajo demostró el diseño y el funcionamiento del sistema en los principales bancos de pruebas de medida de precisión en un ambiente ideal³⁷. La aplicación final es la navegación automatizada y la endoscopia virtual en el pulmón. Para ello se evaluó el sistema en un maniquí de pulmón respiración. Por las pruebas en un escenario in-vitro con las complicaciones asociadas de la respiración, los errores de registro y la distorsión instrumento, la capacidad total del sistema se pudo evaluar.

El sistema utilizaba bobinas planas magnéticas que transmitían campos magnéticos de baja frecuencia (<30 kHz) y se aplicaban en la placa de circuito impreso (PCB), así como una miniatura de sensores de bobina de recogida (8 mm de longitud, 0,5 mm de diámetro) colocados en el extremo distal de un catéter. Mediante la medición de la tensión inducida en la bobina de recogida causada por una gran variedad de fuentes magnéticas que emitía a diversas frecuencias, posición y orientación se pudieron determinar resolviendo un sistema no lineal de ecuaciones³⁷.

Se utilizó una tarjeta de adquisición de datos (DAQ) NI-6212 USB para probar los voltajes inducidos en el sensor que se cargó luego en Matlab (Mathworks Corp., Natick, MA) para su procesamiento. El software filtraba y modulaba las señales de entrada y calculaba la posición y orientación. La posición del sensor se actualizaba a una velocidad de aproximadamente 25 Hz. El emisor de campo magnético era una formación planar de bobinas encapsuladas en una PCB de 32cm x 32cm x 2cm de la casa Perspex, como puede verse en la Figura 19.



Fig. 19 Emisor de campo magnético.

Un kit inflable de pulmón de BioQuest (Nasco, Fort Atkinson, WI) se utilizó como maniquí para evaluar el sistema de seguimiento de EM. Estos kits se comprenden de pulmones de cerdo plastificados, véase en la figura 21, y pueden ser inflados a diferentes niveles según sea necesario. Los pulmones se colocaron en una cámara de vacío, con la tráquea conectada a la presión atmosférica. Cuando se evacuaba la cámara, la diferencia de presión entre el exterior y el interior de los pulmones hacía que se inflasen.

Se hicieron los pulmones para inflar y desinflar de manera programable para simular los patrones de respiración estándar. Un microcontrolador Arduino se utilizó para activar un conjunto de válvulas de solenoide (AD612 por CS Fluid Power) para controlar el nivel de inflación de pulmón. Una válvula conectaba la bomba de vacío, mientras que otra se utilizaba para la ventilación de la cámara como se ve en la Figura 20. Para establecer el ciclo de respiración, dos diales estaban conectados al microcontrolador. Se proponía el período total del ciclo, mientras que una segunda establecía el tiempo de inflado como un porcentaje del período.

Esta solución simple y de bajo costo resultó ser muy eficaz en la simulación del patrón respiratorio humano. Una tomografía computarizada (0,65 mm de resolución) de los pulmones en el estado inflado se utilizó para generar un modelo 3D³⁸ de las principales vías respiratorias que luego se utilizaron para visualizar la posición del sensor en 3D. Un algoritmo de segmentación de encargo se utilizó para generar el modelo 3D.

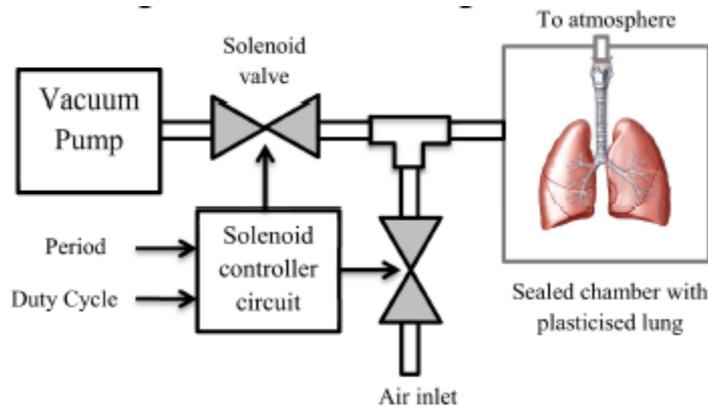


Fig. 20 Diagrama de la simulación de la respiración.



Fig. 21 Pulmón de cerdo plastificado.

Existen numerosos métodos para el registro del marco de coordenadas de un sistema de seguimiento y de los modelos 3D subyacentes incluyendo enfoques puntuales básicos en los que se identificaron visualmente monumentos naturales dentro del modelo real³⁹. Otros métodos incluyen el uso de fiduciales externos y registro de vídeo⁴⁰. El algoritmo de registro era un híbrido entre el algoritmo iterativo de punto más cercano⁴¹ y el algoritmo de maximización de volumen⁴².

Cabe destacar que para la prueba final, la respiración cíclica fue habilitada, estableciendo el período de ciclo respiratorio en 5.3s, donde la inhalación se habilitó para el 27% de este período, y la exhalación ocupaba el restante 73%. Para evaluar el efecto de la respiración, el sensor se colocó en un número de puntos dentro del pulmón y su desplazamiento fue registrado en función del tiempo.

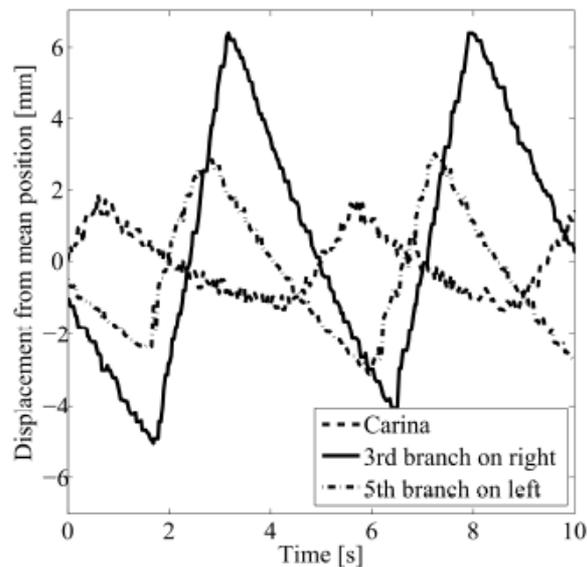


Fig. 22 Desplazamiento de la posición del perseguidor.

La figura 22 muestra el desplazamiento de la posición del perseguidor en varios puntos dentro de los pulmones cuando se puso en marcha un ciclo de respiración normal. La amplitud de desplazamiento variaba en función de la posición del pulmón. El desplazamiento máximo se observó en los puntos más centrales para el modelo de pulmón, mientras que los puntos distales y vías respiratorias más pequeñas experimentaron menos desplazamiento. La amplitud de los desplazamientos registrados se encontró a pocos menos de 10 mm. Esto estaba en línea con los datos de las pruebas clínicas de pacientes reportados en otros estudios⁴³⁻⁴⁴.

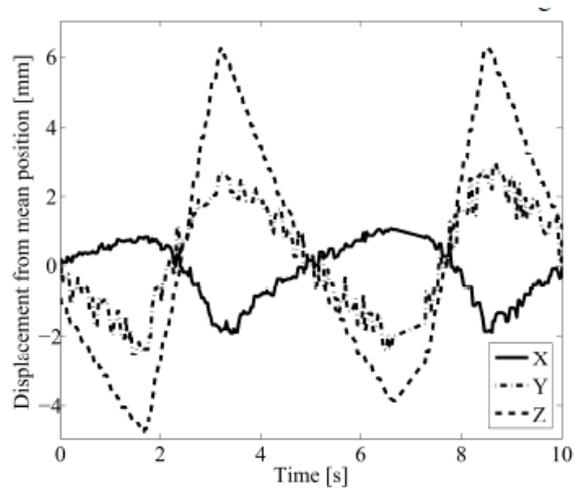


Fig. 23 Desplazamiento individual de los vectores de posición del pulmón.

La Figura 23 muestra cada componente de vector del desplazamiento en función del tiempo. Se pudo ver que el desplazamiento máximo se observaba en la dirección Z, que representaba un movimiento vertical. Este resultado demostraba que cuando los pulmones se inflan se expanden hacia el exterior.

1.3.8-Resumen de los antecedentes a tener en cuenta.

Después de la explicación de los diferentes maniqués encontrados en el mercado, y el estudio y valoración de sus aplicaciones, se procede a realizar un resumen de los maniqués, donde se expondrán los diferentes materiales, sistemas de referencia, o cualquier otro tipo de información relevante para el posterior diseño del maniqué antropomórfico dinámico.

Maniqué	Materiales	Sistema de referencia	Datos de relevancia	Sistema de accionamiento	Conclusión
Maniqué de cabeza y cuello	Termoplástico deformable endurecido con resina; Hueso.	743 Radiomarcadores con 5 mm de distancia.	Uso de moldes de silicona.		Representación razonable del tejido blando.
Maniqué RANDO masculino	Material plástico para tej. blandos; Hueso.		Dosímetros.		Resultados factibles para este tipo de estudios.
Maniqué Remab	PMMA; Hueso; Plexiglas.		Dosímetros termoluminiscentes de fluoruro de litio.		Diferencias aceptables para este tipo de estudios.
Maniqué RANDO masculino	Plástico blando para tejidos blandos; Hueso.		Densidad de hueso (1.61g/cm^3) y tej. blando (0.997g/cm^3); Segmentación mediante slices.		Metodología válida para este tipo de estudios.
Truth Cube	Caucho de silicona (RTV61666 general electrics).	Esferas (343) fiduciales de teflón para no crear artefactos.	Moldes con lados desmontables; Proporción (30:70) para el caucho de silicona.		Técnicas y materiales válidos para este tipo de estudios.
Maniqué Quasar (<i>Respirator Motion Platform y Test Motion Assay</i>)	PMMA.	Marcadores de esferas fiduciales reflectantes.		Motor cilíndrico para suministrar el ciclo respiratorio.	Calidad válida para este tipo de estudios.
Maniqué de un pulmón de cerdo plastificado	Kit inflable de pulmones de BioQuest (pulmón de cerdo plastificado).	Marcadores fiduciales con registro de video.	Microcontrolador y tarjeta de adquisición de datos para el control; Ciclo respiratorio de 5.3s de duración (23% de in. y 73% de ex.).	Diferencia de presión en cámara de vacío.	Material válido para este tipo de estudios.

Tabla 6 Tabla resumen de los maniqués estudiados en el mercado.

2-Objetivos.

La radioterapia es uno de los métodos de tratamiento para pacientes con cáncer más utilizados actualmente. El método consiste en irradiar con un acelerador lineal las células tumorales, con la mayor precisión posible, debido a que la irradiación de las células sanas cercanas al tumor podría suponer un problema añadido a los que ya tiene el paciente.

La precisión a la hora de irradiar el tumor se ve alterada por el movimiento que ocasiona la respiración del paciente, aspecto que se ha de tener en cuenta a la hora de planificar el tratamiento, ya que con este movimiento la posición del tumor se ve alterada.

El objetivo principal de este trabajo es el estudio teórico y la consiguiente propuesta de un maniquí antropomórfico dinámico que simule el movimiento de la respiración, de manera que sea posible el estudio de cómo afecta el movimiento de los pulmones a los posibles tumores alojados en su interior, pudiendo aumentar la precisión en los tratamientos de radioterapia.

3-Materiales.

Una vez realizado el pertinente estudio del mercado, buscando los antecedentes de maniquís y sus usos en aplicaciones biomédicas, se procede a la búsqueda y estudio de los diferentes materiales relevantes para la posterior confección del maniquí antropomórfico dinámico, así como posibles alternativas que suplan el funcionamiento o el uso, y que puedan aportar mejoras a los ya estudiados.

3.1-Materiales para la simulación de los diferentes tejidos.

Uno de los puntos más complicados a la hora de diseñar un maniquí es la elección de los materiales que simulen los diferentes tipos de tejido que se encuentran en la anatomía del ser humano. En este punto se hablará de las diferentes opciones para simular los tejidos blandos que componen el torso de un cuerpo, así como las diferentes opciones para simular el tejido del pulmón. Para la simulación de los tejidos blandos se ha optado entre el polimetilmetacrilato, o más conocido como el PMMA, y el caucho de silicona, ambos extraídos del estudio de los antecedentes. Para a simulación del tejido del pulmón se han elegido una mezcla de corcho y etanol, ante la imposibilidad de encontrar el corcho en estado líquido, y otros materiales con una densidad parecida a la del pulmón, que es de $0,32 \text{ g/cm}^3$.

3.1.1-Polimetilmetacrilato (PMMA)⁴⁵⁻⁴⁶.

El polimetilmetacrilato es también conocido por sus siglas PMMA. El PMMA o acrílico, es un polímero termoplástico que se obtiene de la polimerización del metacrilato de metilo y la presentación más frecuente que se encuentra en la industria del plástico es en gránulos o en láminas. Compite en cuanto a aplicaciones con otros plásticos como el policarbonato (PC) o el poliestireno (PS), pero el acrílico destaca frente a otros plásticos por sus propiedades. Es un biopolímero que se descubrió en Alemania en el año de 1902, pero no fue hasta el año de 1922 que se comenzó a utilizar en medicina por las propiedades que posee de ser bien tolerado por el cuerpo humano.

Fue uno de los primeros polímeros utilizados como material biomédico, en este mundo se utiliza la resina de polimetilmetacrilato, y se aplicaba como material para reparar la córnea humana, ya que normalmente dura varios años. Es una opción permanente que requiere varias sesiones de aplicación, dependiendo de la severidad del desgaste facial. Los médicos deben estar muy bien entrenados debido a la dificultad de eliminar cualquier exceso de este producto. Algunas de sus aplicaciones iniciales fueron su uso cemento óseo, en prótesis óseas, dentaduras, ojos artificiales, lentes de contacto, aditivos en polvo, etc.

Algunas marcas comerciales: Plexiglas®, Vitroflex®, Lucite®, Altuglas®, Oroglas®.

Estructura:

La base del polimetilmetacrilato es el ácido acrílico, la cual da lugar al acrilato de metilo, y al metacrilato de metilo:

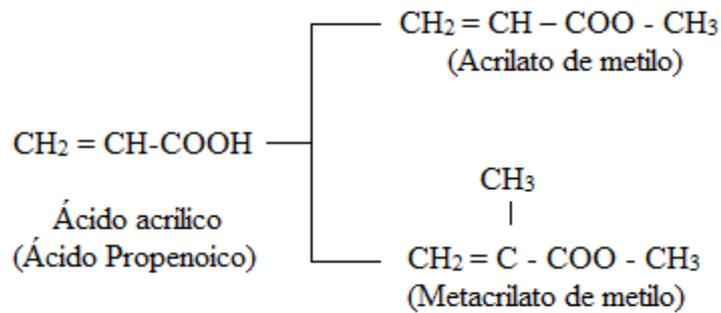


Fig. 24 Derivaciones del PMMA.

Formula molecular: $(\text{C}_5 \text{O}_2 \text{H}_8)_n$

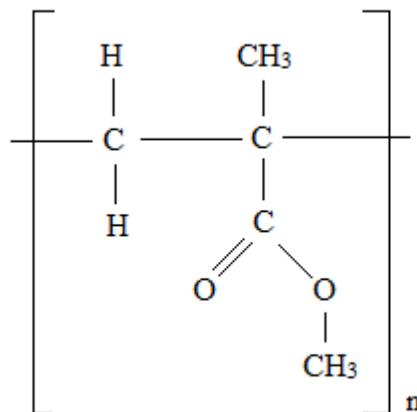


Fig. 25 Formula molecular.

Propiedades:

- Transparencia de alrededor del 93%. El más transparente de los plásticos.
- Alta resistencia al impacto, alrededor de entre diez y veinte veces más que el vidrio.
- Gran resistencia a la intemperie y rayos ultravioleta. No se aprecia envejecimiento durante los primeros 10 años.
- Buen aislante térmico y acústico.
- Densidad de 1190 kg/m³ a una temperatura ambiente de 25°C.

-Dureza similar al aluminio, se raya fácilmente, pero es de fácil reparación con pasta de pulir.

-De fácil combustión, pero sin ser tóxico para el ser humano si está totalmente polimerizado, siendo tóxico en su fase líquida.

-Punto de ebullición de 200°C.

-Punto de fusión de 160°C.

-Índice de refracción de 1,4914 a 587,6 nm.

-Facilidad para el moldeo, con uso de calor, y mecanizado con serrado, esmerilado, acuchillado, pulido, etc.

El PMMA también puede ser formulado para obtener propiedades especiales:

-Apto para estar en contacto con los alimentos.

-Apto para aplicaciones médicas, es biocompatible en sus propiedades físicas y químicas, sin ninguna molécula de proteína, promoviendo la corrección definitiva de las depresiones en cualquier parte del organismo.

-Resistencia química mejorada.

-Resistencia a la esterilización gamma.

-Superficie mate y deslustrada.

-El metacrilato presenta gran resistencia al ataque de muchos compuestos pero es atacado por otros, entre ellos: Acetato de etilo, acetona, ácido acético, ácido sulfúrico, alcohol amílico, bencol, butanol, diclorometano, triclorometano (cloroformo), tolueno

El PMMA se puede polimerizar en forma sólida esférica o en polímeros esféricos de metacrilato, yendo en función de su composición, tamaño, temperatura y pesos moleculares, su uso en las diferentes aplicaciones.

3.1.2-Caucho de silicona⁴⁷⁻⁴⁸ .

Los cauchos de siliconas son elastómeros de siliconas de dos componentes líquidos, el caucho y un catalizador, que vulcanizan a temperatura ambiente dando lugar al resultante caucho de silicona. Después de las diferentes fases de tratado de este material, el resultado es un material elástico y resistente, con la posibilidad de poder variar alguna de sus propiedades físicas mediante productos auxiliares o variaciones de temperatura, según el uso que se le quiera dar.

Se trata de un material muy versátil que, por su gran capacidad de copiado, es muy utilizado en diferentes aplicaciones, como por ejemplo en la fabricación de moldes para la posterior reproducción de piezas de diferentes materiales. Algunos de los aditivos que se utilizan son el fluido de siliconas, utilizado para bajar la viscosidad y disminuir la dureza, y el catalizador “Tixotrópico”, que hace más espeso el caucho, para poder ser aplicado en pincel o espátula.

Sus principales ventajas son:

- Facilidad de uso.
- Poca contracción lineal y buena resistencia térmica.
- Gran anti-adherencia, flexibilidad y elasticidad.
- Fidelidad de reproducción de los detalles.
- Bajo costo en relación a productos para usos similares.

En las aplicaciones estudiadas, se hacía uso de la familia de caucho de silicona RTV. El proceso de fabricación de estos cauchos sigue la diferente distribución:

1-Catalizador.

A cada caucho del tipo RTV le corresponde un catalizador. La mezcla se puede producir de forma manual o también mecanizada, según de la cantidades. Tiene que efectuarse en un recipiente limpio, agitando de una forma suave durante unos minutos, de manera que el catalizador se disperse uniformemente. A continuación se procede a colar la mezcla.

2-Vulcanización.

La vulcanización de los cauchos RTV se efectúa a temperatura ambiente durante alrededor de 24 horas.

3-Modificación de la viscosidad.

Finalmente, se puede rebajar la viscosidad de los cauchos mediante la incorporación, previa a la catálisis, de un diluyente en un proporción que nunca debe exceder del 10% del peso del caucho, ya que esta afecta, aunque ligeramente, las propiedades mecánicas.

Dependiendo del tipo de caucho, que se diferencian mayormente por el color, las características, el modo y tipo de uso, u otros aspectos pueden variar. A continuación se detallan algunos ejemplos de RTV de color blanco y transparente.

RTV 8001 (Color blanco).

Se trata de un elastómero de siliconas, de origen brasileño, formado por dos componentes que vulcaniza por condensación a temperatura ambiente. Es económico y de uso general, con una dureza considerada, contracción lineal del 0.5% y con una temperatura de trabajo de hasta 200 °C.

A continuación se explica su modo de uso:

-La relación de mezcla es de 20:1 en peso (Por ejemplo, 100 gramos de caucho y 5 gramos de catalizador).

-Hay que homogeneizar bien el contenido del caucho base antes de retirar la porción a utilizar.

-Añadir la parte del catalizador, mezclando hasta lograr la total integración de este en el caucho.

-El tiempo que tarda en aumentar su viscosidad oscila entre los 20 y los 30 minutos una vez finalizada la mezcla (Se recomienda hacer vacío a la mezcla para unos mejores resultados).

-El tiempo de curado a temperatura ambiente es de aproximadamente 24 horas, y se recomienda esperar otras 24 horas antes de utilizarlo.

-Hay que limpiarlo antes del curado mediante un diluyente (un ejemplo sería el diluyente DMK).

-Finalmente, el molde o depósito donde será introducido se recomienda que esté bien limpio, y es recomendable el uso de algún tipo de anti-adherente para su posterior desmolde.

RTV T-2 (Color transparente).

En este caso estamos hablando de un elastómero de siliconas de dos componentes, de origen estadounidense, que vulcaniza por adición a temperatura ambiente. Es incoloro y translucido, con una contracción lineal inferior al 0.1%, con un alargamiento de rotura de hasta el 300%, y una temperatura de trabajo de hasta 200°C, con la opción de poder acelerar su proceso de curado mediante el uso de calor.

A continuación se explica su modo de uso:

-La relación de la mezcla es de 10:1 en peso.

-Se incorpora el catalizador mezclándolo de manera que se consiga la integración total del mismo en el caucho.

-El tiempo desde el mezclado hasta el curado depende de la temperatura a la que esté sometida. A continuación se expone una tabla con las diferentes temperaturas, tiempo de trabajo y tiempos de curado.

Temperatura	Tiempo de trabajo aprox.	Tiempo de curado aprox.
20 °C	180 minutos	14 horas
25 °C	140 minutos	10 horas
30 °C	105 minutos	7 horas
35 °C	65 minutos	4 horas
40 °C	35 minutos	2 horas
45 °C	15 minutos	45 minutos

-Para mejores resultados, hacer vacío a la mezcla, para evitar burbujas.

-Hay que limpiarlo antes del curado mediante un diluyente (un ejemplo sería el diluyente DMK).

-Finalmente, el molde o depósito donde será introducido se recomienda que este bien limpio, y es recomendable el uso de algún tipo de anti-adherente para su posterior desmolde. Hay que tener en cuenta la posible inhibición del curado por presencia de contaminantes tales como azufre, agua, etc.

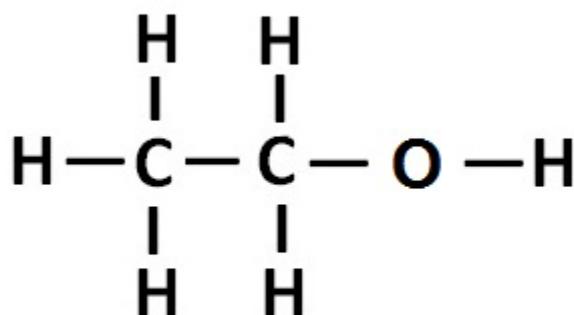
3.1.3-Mezcla de corcho y etanol⁵⁰⁻⁵¹.

Debido a la complejidad, por no decir imposibilidad, de encontrar un material líquido con una densidad parecida a la del pulmón, que es de 0.32 g/cm^3 , se propone una mezcla de serrín de corcho, con una densidad muy parecida a la del pulmón, con etanol, con una densidad inferior a la del agua, para el relleno del pulmón.

Por una parte tenemos el compuesto químico etanol, conocido como alcohol etílico, es un alcohol que se presenta en condiciones normales de presión y temperatura como un líquido incoloro e inflamable con un punto de ebullición de $78,4 \text{ }^\circ\text{C}$.

Se puede mezclar con agua en cualquier proporción, y a la concentración de 95 % en peso se forma una mezcla azeotrópica.

Su fórmula química es $\text{CH}_3\text{-CH}_2\text{-OH}$ ($\text{C}_2\text{H}_6\text{O}$), y es el principal producto de las bebidas alcohólicas.



Etanol (alcohol etílico)

Fig. 26 Formula molecular del etanol.

El etanol a temperatura y presión ambientes es un líquido incoloro y volátil que está presente en diversas bebidas fermentadas. Desde la antigüedad se obtenía el etanol por fermentación anaeróbica de una disolución con contenido en azúcares con levadura y posterior destilación.

Por otra parte tenemos el corcho. El corcho se extrae de la corteza del alcornoque, un tejido vegetal que en botánica se denomina felema y que recubre el tronco del árbol. Cada año, crece una nueva peridermis que se superpone a las más antiguas, formando así esta corteza. El corcho puede presentarse en bruto, como producto directo de la extracción de la corteza del árbol o elaborado para su utilización en diferentes áreas. El principal componente del corcho es la suberina.



Fig. 27 Industria del corcho⁴⁹.

Propiedades del corcho:

-Ligereza: se debe a que el 88% de su volumen es aire, lo que se traduce en una densidad baja.

-Elasticidad: la elasticidad es la capacidad de recuperar el volumen inicial tras sufrir una deformación que justifica, entre otras, su utilización como en tapamiento. El corcho puede comprimirse hasta casi la mitad de su longitud sin perder ninguna flexibilidad, y recupera su forma y volumen en cuanto deja de presionarse.

-Coeficiente de rozamiento elevado: la superficie del corcho queda tapizada por microventosas que le permiten una gran adherencia y dificultan su deslizamiento.

-Impermeabilidad: la difusión de líquidos y gases a través del corcho es muy dificultosa, gracias a la suberina y a los ceroides presentes en las paredes de sus células, el corcho es prácticamente impermeable a líquidos y gases. Su resistencia a la humedad le permite envejecer sin deteriorarse, de ahí que varias ánforas de vino halladas dentro del mar conservasen su cierre de corcho en perfectas condiciones.

-Gran poder calorífico: la capacidad del corcho para generar calor es equivalente a la del carbón vegetal, alrededor de 7.000 Kcal/kg.

-Fácilmente manejable: modificando artificialmente el contenido en agua del corcho, mediante hervido por ejemplo, se facilitan los procesos industriales, principalmente los de corte, al volverse más blando y elástico.

-Bajo contenido en agua: la humedad de equilibrio del corcho con el ambiente, una vez eliminada la raspa, no supera el 9% de su peso, siendo normalmente del 6%. Esta baja humedad hace imposible la proliferación de microorganismos.

-Aislante térmico: la función natural del corcho es proteger las partes vivas del árbol que lo genera. Su estructura alveolar (impidiendo circular el aire), el bajo contenido en agua y la falta de conductividad de sus compuestos le permite cumplir su función de aislante de forma efectiva. Presenta una resistencia al paso del calor treinta veces superior a la del hormigón.

Constitución química:

Según los científicos más cualificados, la composición del corcho es aproximadamente la siguiente:

-Suberina (45%): sus principales componentes son los ácidos grasos (ácido felúrico, esteárico y felónico), alcoholes y oxiácidos. La suberina le confiere el carácter hidrófobo a la célula del corcho, además de protegerla de patógenos externos, evitar la evaporación de agua, e intervenir en la cicatrización de heridas.

-Lignina (27%): es un polímero compuesto por alcoholes aromáticos, sobre todo el alcohol coniferílico, alcohol sinapílico y alcohol p-hidroxicinámico, cuya misión es dar rigidez e impermeabilidad a la membrana celular.

-Celulosa y polisacáridos (12%): la celulosa forma microfibrillas rígidas que permiten al corcho obtener resistencia frente al estiramiento.

-Taninos (6%): son sustancias polifenólicas, formadas por el catecol, orcinol y ácido gálico, se unen a las proteínas volviéndolas insolubles e imputrescibles, por ello el corcho no se corrompe y es imputrescible.

-Ceroides (5%): son ácidos grasos, sobre todo la cerina, ácido betulico y betulina, y suya es la responsabilidad de que el corcho sea impermeable.

Otros constituyentes (6%):

-Materias minerales: Están representados por sodio, potasio, magnesio, aluminio, hierro, manganeso, silicio, fósforo, bario, estroncio y trazas de litio, cobre, cromo y titanio.

-Agua: Representa entre el 3 y el 10 %, dependiendo de las condiciones de almacenamiento.

-Glicerina: Forma parte de la suberina y su porcentaje varía de acuerdo a la edad del árbol.

3.2-Sistemas de accionamiento.

Una de las principales complicaciones a la hora de diseñar el maniquí antropomórfico dinámico es la elección del sistema de accionamiento. Este es el que dotará al maniquí del pertinente movimiento que simulará la respiración. Debido a la aplicación que le vamos a dar, el sistema de accionamiento tendrá unos requisitos a los cuales hemos de adaptarnos a la hora de su selección. Debe ser un sistema pequeño, capaz de tener un amplio rango de movimiento y velocidad, programable, y resistente a ciertas condiciones ambientales. Después de un barrido de mercado y de recibir asesoramiento técnico, se optó por el actuador lineal, ya que cumplía con todos los requisitos.

3.2.1-Actuador lineal⁵².

Los actuadores lineales electromecánicos son cilindros mecánicos motorizados que transforman el movimiento de giro de un motor en un desplazamiento lineal del vástago. La definición de actuador lleva implícita la garantía de un movimiento totalmente controlado en velocidad y posicionamiento, en función de la configuración mecánica y del accionamiento de entrada. Están proyectados y construidos para aplicarlos en las situaciones más exigentes teniendo en cuenta los siguientes aspectos:

- Ciclo de funcionamiento.
- Condiciones ambientales.
- Cargas aplicadas.
- Velocidad lineal.

Pueden trabajar en tiro o por empuje, o lo que es lo mismo, a tracción o compresión. Dependiendo de su configuración podemos hablar de dos tipos diferentes:

-Irreversibles bajo carga: capaces de sostener cargas aplicadas en pausa, sin variar la posición cuando el motor está parado.

-Reversibles bajo carga: en este caso para sostener la carga en pausa sin variar la posición, el motor debe tener freno.

Se caracterizan por su elevada regularidad en funcionamiento con carga o sin ella y por sus bajos niveles de ruido. El movimiento se efectúa a velocidad uniforme. Su aplicación es tan sencilla como crear un accionamiento de tiro o empuje con un simple mando de marcha/parada hasta donde se desee. Mediante accesorios como un encoder o un potenciómetro para el control de la posición, motores con dinamo tacométrica y accionamientos servocontrolados, llegamos a conseguir un eje totalmente controlado.

La instalación es sencilla y económica requiriendo solamente un tope anterior y posterior como un cilindro normal. Pueden sustituir a cilindros neumáticos e hidráulicos debido a su precisión de funcionamiento en tiro y empuje, su precisión de posicionamiento en la parada, el mantenimiento de la posición bajo carga, su consumo eléctrico únicamente durante su funcionamiento, la posibilidad de ser instalados en ambientes agresivos, como a temperaturas muy bajas sin ser congelado o temperaturas muy altas sin peligro de incendio, o una mayor seguridad en presencia de cargas suspendidas

El campo de utilización de los actuadores lineales es amplísimo, son utilizados bajo las máximas demandas, donde la aplicación industrial requiere gran seguridad o control del movimiento lineal de posicionamiento, deslizamiento y elevación.

La amplia gama de tamaños, de carreras, de tipos de motor, de velocidades lineales, así como de accesorios disponibles, facilita su adaptación a nuevas instalaciones, sustituyendo adecuadamente por razones de economía y de prestaciones finales, los complicados sistemas hidráulicos o neumáticos.

La gama de actuadores se compone de diferentes familias, que se diferencian principalmente por la transmisión del accionamiento. Dichas familias son:

- Actuador lineal con reductor de sin fin corona de precisión y motor ortogonal respecto al eje del cilindro.

- Actuador lineal con correa y polea dentada, y motor en paralelo al eje del cilindro actuador.

Ambas familias pueden llevar accionamiento lineal, tanto con husillo trapecial de una o dos entradas, como con husillo de bolas. Así pues, existen dos familias de actuadores diferentes:

- Serie UAL:** transmisión con correa y polea dentada y husillo trapecial.

- Serie UBA:** transmisión con correa y polea dentada y husillo de bolas.

Dentro de los actuadores lineales las partes a tener en cuenta son:

- Transmisión del accionamiento** (de las familias ya mencionadas).

- Carcasa:** parte protectora del actuador lineal.

- Tuerca trapecial:** puede ser de una o dos entradas.

- Husillo trapecial:** puede ser tallado o laminado.

- Tuercas de bola.**

- Husillo de bolas:** puede ser templado o laminado.

- Vástago de empuje.**

-Tubo exterior.

-Rodamientos: radiales de bolas en el eje del motor, o de rodillos cónicos contrapuestos sobre el eje del actuador.

-Terminal del vástago.

-Final de correa y soporte posterior.

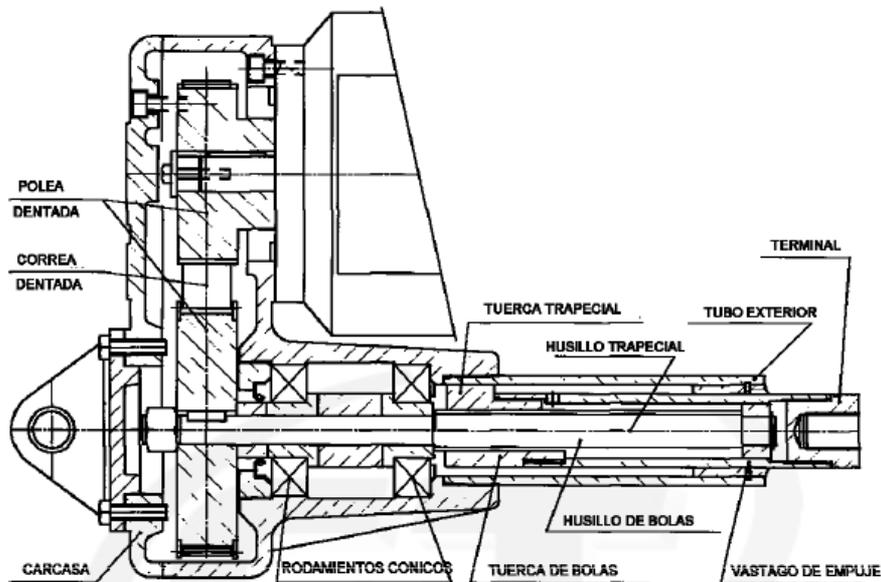


Fig. 28 Esquema de un actuador lineal genérico⁵².

Las características generales que hay que tener en cuenta en un actuador lineal son las siguientes:

-Diámetro externo: diámetro externo del vástago de empuje.

-Diámetro del tubo de protección: diámetro externo del tubo exterior.

-Brida para amarre de motor: dimensiones de la brida normalizada según el motor.

-Carga dinámica máxima: máxima carga que el actuador es capaz de accionar. La carga máxima se obtiene en base a la velocidad, que está en función de la relación interna. Al aumentar la velocidad la capacidad de carga se reduce, debido a que el actuador tiene el mismo motor con potencia instalada constante.

-Carga estática máxima a tracción o compresión: carga máxima admisible con el actuador parado a tracción o compresión. En general el valor máximo a compresión es mayor que el de tracción por la mayor resistencia mecánica de la carcasa a este tipo de esfuerzo. La carga máxima a compresión está condicionada por la longitud de la carrera.

-Relación de reducción: es la relación interna de reducción de la transmisión entre el motor eléctrico y el husillo de movimiento lineal.

-Carrera lineal para una vuelta del eje de entrada: indica la carrera efectiva lineal en mm realizada por el vástago por vuelta del eje de entrada. Esta información es útil cuando el actuador lleva incorporado un encoder sobre el eje entrada para calcular los impulsos necesarios para cada unidad lineal de carrera.

A parte de estas características generales, debemos de tener en cuenta otras características si el actuador que utilizamos es con husillo trapecial:

-Husillo trapecial de una entrada: se indica el diámetro exterior del husillo y el paso del filete trapecial. El paso indica el avance o carrera en mm del actuador por vuelta del husillo trapecial es decir por vuelta de la corona conducida del reductor de la transmisión de entrada.

-Husillo trapecial de dos entradas: se indica el diámetro exterior del husillo y el paso del filete trapecial. El paso efectivo indica el avance o carrera en mm del actuador por vuelta del husillo trapecial. El valor indicado entre paréntesis es el paso entre dos filetes contiguos

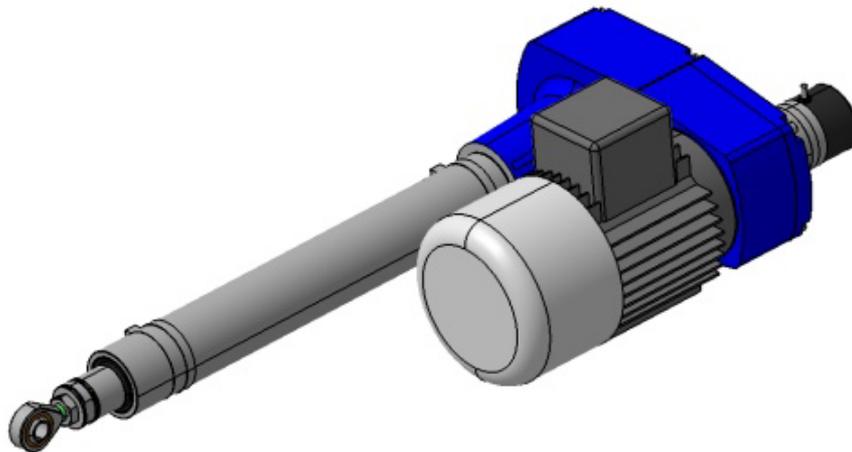


Fig. 29 Actuador lineal con husillo trapecial⁵².

Por otra parte, si nuestra elección es un actuador con husillo de bolas, debemos de tener en cuenta las siguientes características de estos actuadores:

-Diámetro por paso: es el diámetro exterior del husillo y el paso del filete.

-Carga dinámica C: es la carga máxima de funcionamiento admitida por la tuerca, valor de referencia para el cálculo de su vida.

-Carga estática Co: es la carga máxima admitida por la tuerca a compresión o a tracción.

Los valores de las cargas máximas admitidas por la tuerca de bolas son la referencia para el cálculo de vida de la misma. No se debe considerar como prestaciones del actuador por que estas vienen limitadas por la potencia del motor o la resistencia de otros componentes mecánicos del actuador.

-N° de canales de bolas: indica el n° de vueltas completas bajo carga en el cual las bolas circulan.



Fig. 30 Actuador lineal con husillo de bolas⁵².

Una vez tenemos claro en qué consiste un actuador lineal, y cuáles son sus características, se debe conocer el correcto procedimiento para la elección de un actuador lineal.

Los actuadores lineales transforman el movimiento de rotación en uno lineal. Esta transformación provoca una pérdida de potencia entre el husillo y la tuerca. Esta pérdida de potencia es mayor o menor según de qué tipo de actuador se trate. Por lo tanto para la correcta selección del actuador y según la aplicación, debemos tener en cuenta diferentes directrices a la hora de escoger el actuador.

Antes de nada, se debe conocer el factor de utilización (F_u), que se define como la expresión en porcentaje del cociente entre el tiempo de trabajo efectivo bajo una carga en el tiempo de referencia, que es 10 minutos, y el periodo de referencia mismo.

$$F_u(\%) = \frac{\text{Tiempo de trabajo en 10 minutos}}{10 \text{ minutos}} \times 100$$

Por otra parte, también se debe de conocer el factor de intermitencia (F_i) admitido por el actuador, este factor representa el porcentaje de tiempo en los 10 minutos durante el cual el actuador puede trabajar en condiciones de carga máxima (a un temperatura ambiente de aproximadamente 25°C) sin que se desarrollen problemas debidos al calentamiento de los componentes internos. Esto nos indicia que la limitación de uso de los actuadores puede venir dada por la potencia térmica y no por la potencia mecánica.

Debido a esto, existen una serie de criterios a seguir para una correcta elección del actuador lineal:

1-Calculo del factor de utilización F_u (%)

Relacionar las prestaciones y característica técnicas (velocidad lineal, tipo de carga a tracción o compresión, ciclo de funcionamiento, carrera, topo de motor necesario, etc.) y calcular el factor de utilización (F_u) sobre 10 minutos.

2-Seleccionar la serie del actuador.

Una vez calculado el factor de utilización, se tendrá en cuenta lo siguiente:

-Si $F_u \leq 30\%$ → Seleccionamos actuadores con husillo trapecial.

-Si $F_u \geq 50\%$ → Seleccionamos actuadores a bolas.

-Si se da que $30\% < F_u < 50\%$ → Se dan dos posibilidades: se puede seleccionar por precaución un actuador lineal de la serie a bolas, o seleccionar un actuador de la serie a husillo trapecial con una comprobación previa de la carga admisible en función de un F_u mayor al 30%.

Normalmente, la serie de bolas tiene un costo superior a la equivalente de husillo trapecial, mientras que la selección de la serie de husillo trapecial, con $F_u > 30\%$ comporta un aprovechamiento de las prestaciones máximas, con la necesidad de seleccionar tamaños mayores. La serie de bolas necesita un motor freno para sostener la carga durante la pausa. El motor freno es de todas formas necesario cuando se desea una precisión de parada o repetitividad sea con husillo de bolas o trapecial. La obligación de utilizar motor freno es aún mayor cuando la velocidad lineal es elevada.

3-Selección del tamaño en 1ª aproximación:

La selección para el tamaño del actuador lineal en una primera aproximación vendrá en función de la carga y la velocidad necesarias para la aplicación. Dichos requerimientos se deberán observar en la figura 31.

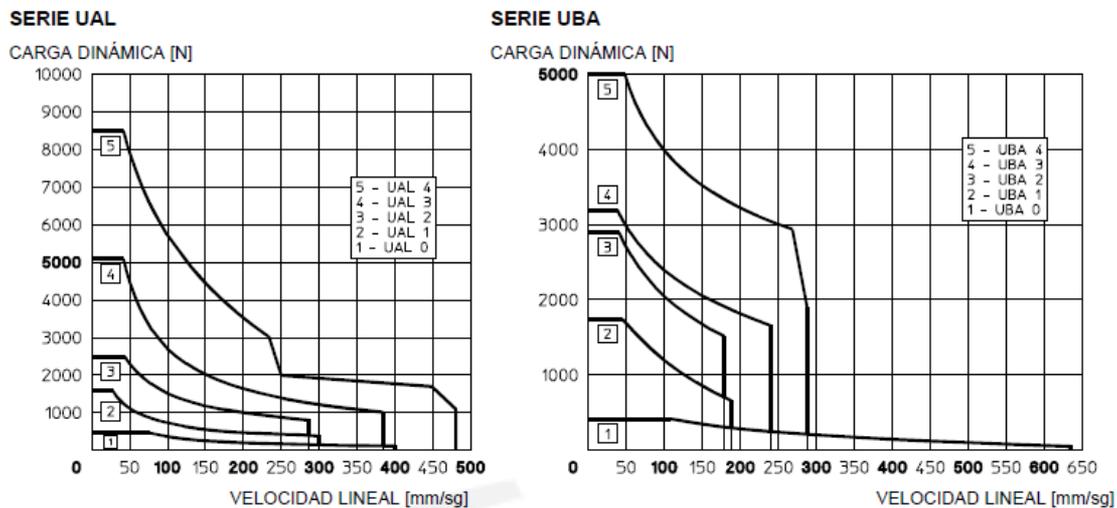


Fig. 31 Gráficas de la relación carga-velocidad.

4-Verificación mecánica.

Una vez escogido, se deben efectuar las siguientes verificaciones mecánicas con el tamaño preseleccionado:

-Verificar la resistencia mecánica a flexión con carga en empuje. La verificación debe llevarse a cabo con carga a compresión y carrera elevada, utilizando el gráfico de la figura 32.

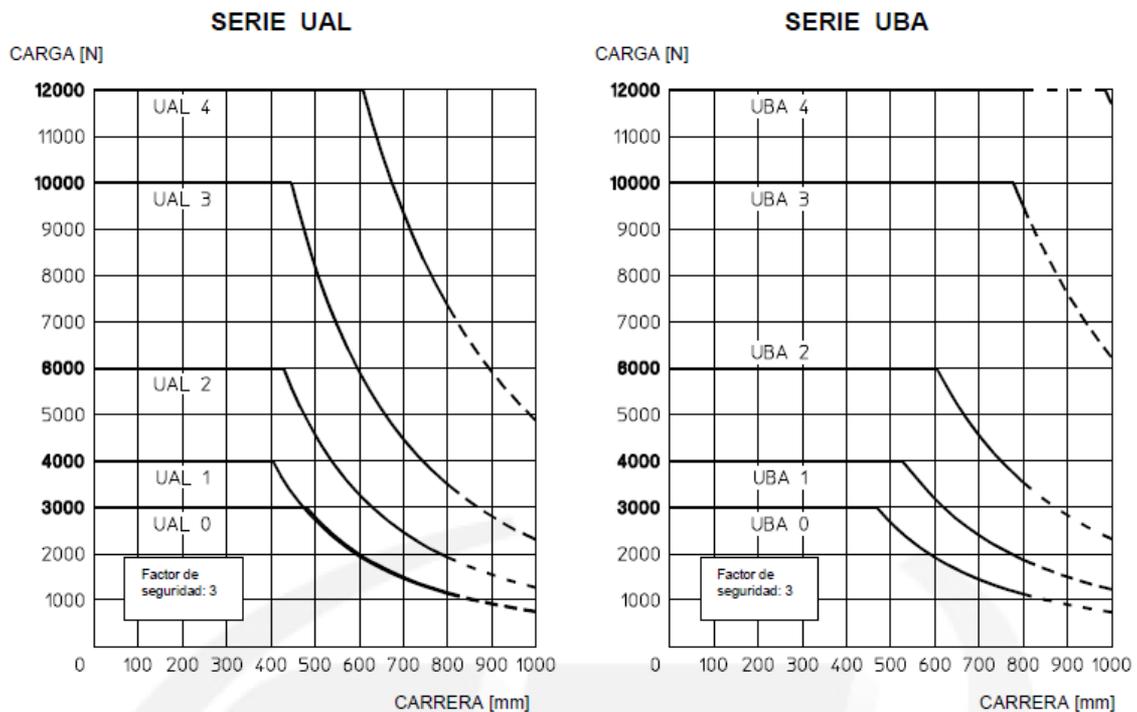


Fig. 32 Gráficos de la relación carga-carrera.

-Verificación mecánica del funcionamiento: se debe verificar el control de la velocidad de rotación crítica en flexión y torsión para el husillo trapecial o de bolas. Esta verificación debe llevarse a cabo en caso de que la velocidad sea elevada y la carrera larga. El tamaño seleccionado puede ser confirmado o será necesario seleccionar un tamaño superior.

-Verificar la vida solicitada según el tipo de actuador:

•**Actuador con husillo trapecial:** las prestaciones indicadas en catalogo son las máximas admisibles con factor de intermitencia máximo 30% en un periodo de 10 minutos, con temperatura ambiente de 25 °C. La vida se ve fuertemente afectada además de por la carga, por la velocidad lineal, por la temperatura ambiente y por el factor de utilización.

•**Actuador de bolas:** las prestaciones indicadas en catalogo son las máximas admisibles con factor de intermitencia máximo 100%, con temperatura ambiente de 25 °C, y vida mínima L10=2000 horas.

5° Selección definitiva del tamaño.

Con el tipo de motor solicitado, la serie y el tamaño seleccionados, se deberá verificar en la tabla de prestaciones la velocidad que admite las prestaciones de carga y velocidad deseadas.

Nos quedaremos con las prestaciones aceptables más próximas a las solicitadas. Modificar si es necesario el tamaño para satisfacer plenamente las prestaciones solicitadas.

6° Confirmación de la selección.

Con las prestaciones definitivas; carga y velocidad en base al principio de funcionamiento, calcular el factor de utilización real.

Verificar que el factor de utilización sea inferior o igual al factor de intermitencia admitido por el actuador preseleccionado.

$$F_u \leq F_i.$$

En caso de no cumplirse, de deberá volver a empezar en el punto 2.

7° Selección de los accesorios.

El siguiente paso es elegir los accesorios para el actuador. Dichos accesorios son el terminal del vástago, el dispositivo de final de carrera, el tipo de ejecución y otros accesorios.

8° Dimensiones del actuador y accesorios de fijación.

A continuación se deberán consultar las tablas de dimensiones para conocer las medidas de fijación del actuador y de sus accesorios y verificar así que son compatibles con la aplicación a desarrollar.

3.3-Sistemas de control⁵³

Una vez se ha abordado las diferentes opciones que se poseen en la elección de los sistemas de accionamiento, procedemos a plantear las diferentes opciones de control del sistema.

Se entiende por sistema de control aquella parte del sistema que ejerce de cerebro de todo el sistema. Es el ente que toma las decisiones, la parte sin la cual el sistema no podría funcionar.

Hay numerosos dispositivos que permiten programar la lógica de cualquier sistema. A continuación se estudian algunos de los sistemas digitales programables que ofrece la industria de la electrónica.

3.3.1-Autómatas programables

Un autómata programable es un sistema secuencial programable en lenguaje no informático y diseñado para controlar, en tiempo real diferentes fenómenos físico que son previamente transformados a señales eléctricas. Un autómata está constituido básicamente por dos bloques; la unidad central y las entradas y salidas. Concretizando para este proyecto, conectaríamos a las entradas todas las variables a medir de nuestro sistema y a las salidas conectaríamos aquellos elementos sobre los que queremos actuar, como pueden ser los transistores, los drivers o el Breaker.

El lenguaje que se emplea para programar los autómatas es el GRAFCET, aunque depende mucho de que autómata escojas ya que hay algunos autómatas que no pueden ser programados mediante este lenguaje y se tendrán que hacer mediante lógica de contactos.



Fig. 33 Autómata programable.

Los autómatas están pensados para el control de procesos industriales complejos y muy largos, por ello son muy caros en comparación con un microcontrolador. Para que nos hagamos una idea de la diferencia entre un autómata y un microcontrolador en cuanto a capacidad de procesamiento; para realizar un mismo proceso un microcontrolador necesitaría toda su memoria de programa mientras que un autómata apenas necesitaría 5 o 6 instrucciones.

3.3.2-Tarjeta de adquisición de datos

El uso de una tarjeta de adquisición de datos viene ligado al uso de un ordenador. Esta solución no sería tan independiente como la de los autómatas, o como veremos a posteriori, los microcontroladores.

La tarjeta de adquisición de datos es un aparato electrónico dedicado a la toma de muestras del mundo real para generar datos que puedan ser manipulados por un ordenador. Estas tarjetas tienen, a parte de los módulos convertidores A/D y D/A y del sistema de acondicionamiento de la señal, 2 bloques las entradas y las salidas.

Una tarjeta de adquisición de datos carece de CPU con lo cual no puede tratar los resultados de las conversiones por sí misma. Aquí es donde entra en juego el PC. Para poder tratar y sacar conclusiones de las mediciones hechas por la tarjeta, hubiéramos tenido que crear un programa con alguna herramienta de programación y así poder dotar a nuestro sistema de lógica programada. Esta hubiera sido la única forma de tomar de que el sistema tomase sus decisiones frente a diferentes situaciones.



Fig. 34 Tarjeta de adquisición de datos.

La desventaja de este sistema de medida es que nos obliga a que el ordenador este en el mismo sitio que el resto del sistema. Si queremos dotar al sistema de una cierta flexibilidad en cuanto a ámbitos de aplicación, cuanto más manejable sea el sistema mejor. En cuanto al precio de las tarjetas, estas son más baratas que los autómatas, pero siguen siendo mucho más caras si las comparamos con un microcontrolador.

Las tarjetas de adquisición de datos tienen una precisión muy buena en cuanto a conversión A/D, es por eso por lo que se hacía muy interesante el trabajar con este tipo de dispositivos ya que al tratarse de un tema de donde se quiere recrear lo más fielmente posible el movimiento anatómico del pulmón, nunca se debe escatimar en precisión.

3.3.3-Microcontroladores

Un microcontrolador es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar unas órdenes grabadas en su memoria. Está formado por varios bloques funcionales, los cuales cumplen cada uno una tarea específica. Un microcontrolador está compuesto por las tres principales unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y periféricos de entrada/salida.

De las diferentes opciones de control, este tipo de sistema de control es posiblemente el más idóneo para nuestra aplicación por su gran variedad, su flexibilidad en cuanto a prestaciones y precio, que lo hacen la mejor opción.

Para la elección de un microcontrolador hay que tener en cuenta los diferentes requisitos que tiene el sistema, y a partir de ellos determinar cuáles son válidos y cuáles no.

Los requisitos principales a tener en cuenta son los canales A/D, para poder leer las señales del sistema, los módulos PWM, para poder llevar a cabo la acción del sistema que controla según las necesidades, las salidas digitales con las cuales controlar el driver y el *Breaker*, y las entradas digitales para poder verificar el funcionamiento de los drivers.

En otro tipo de aplicaciones la temperatura de funcionamiento puede llegar a ser algo muy importante a tener en cuenta, en este caso no es así, debido a que no será implementado en zonas de temperaturas extremas ni a la intemperie.

Una vez estudiados los diferentes requisitos que podría tener el sistema, se encuentran en el mercado diferentes microcontroladores que pueden satisfacer estas necesidades. Se pueden encontrar varios microcontroladores válidos dentro de una misma marca.

Dentro de las posibles opciones, encontramos los microcontroladores de la marca Atmel, los PIC de Microchip, o los de la marca Texas Instrument.

3.3.3.1 Microchip

Los PIC son una familia de microcontroladores tipo RISC fabricados por Microchip Technology Inc. y derivados del PIC1650, originalmente desarrollado por la división de microelectrónica de General Instrument.

Hoy en día multitud de PICs vienen con varios periféricos incluidos (módulos de comunicación serie, UARTs, núcleos de control de motores, etc.) y con memoria de programa desde 512 a 32.000 palabras (una *palabra* corresponde a una instrucción en lenguaje ensamblador, y puede ser de 12, 14, 16 ó 32 bits, dependiendo de la familia específica de PICmicro).

La arquitectura del PIC es sumamente minimalista. Esta caracterizada por las siguientes prestaciones:

- Área de código y de datos separadas (Arquitectura Harvard).
- Un reducido número de instrucciones de longitud fija.
- Implementa segmentación de tal modo que la mayoría de instrucciones duran 1 tiempo de instrucción (o 4 tiempos de reloj). Pueden haber instrucciones de dos tiempos de instrucción (saltos, llamadas y retornos de subrutinas y otras) o inclusive con más tiempo de instrucción en PICs de gama alta. Esto implica que el rendimiento real de instrucciones por segundo del procesador es de al menos 1/4 de la frecuencia del oscilador.
- Un solo acumulador (W), cuyo uso (como operador de origen) es implícito (no está especificado en la instrucción).
- Todas las posiciones de la RAM funcionan como registros de origen y/o de destino de operaciones matemáticas y otras funciones.¹
- Una pila de hardware para almacenar instrucciones de regreso de funciones.
- Una relativamente pequeña cantidad de espacio de datos direccionable (típicamente, 256 bytes), extensible a través de manipulación de bancos de memoria.
- El espacio de datos está relacionado con el CPU, puertos, y los registros de los periféricos.
- El contador de programa está también relacionado dentro del espacio de datos, y es posible escribir en él (permitiendo saltos indirectos).

Para transferir el código de un ordenador al PIC normalmente se usa un dispositivo llamado programador. La mayoría de PICs que Microchip distribuye hoy en día incorporan ICSP (*In Circuit Serial Programming*, programación serie incorporada) o LVP (*Low Voltage Programming*, programación a bajo voltaje), lo que permite programar el PIC directamente en el circuito destino.

Los PICs actuales vienen con una amplia gama de mejoras de hardware incorporadas:

- Núcleos de CPU de 8/16 bits con Arquitectura Harvard modificada.
- Memoria Flash y ROM disponible desde 256 bytes a 256 kilobytes.
- Puertos de E/S (típicamente 0 a 5,5 voltios).
- Temporizadores de 8/16 bits.
- Tecnología Nanowatt para modos de control de energía.
- Periféricos serie síncronos y asíncronos: USART, AUSART, EUSART.
- Convertidores analógico/digital de 8-10-12 bits.
- Comparadores de tensión.
- Módulos de captura y comparación PWM.
- Controladores LCD.
- Periférico MSSP para comunicaciones I²C, SPI, y I²S.
- Memoria EEPROM interna con duración de hasta un millón de ciclos de lectura/escritura.
- Periféricos de control de motores.
- Soporte de interfaz USB.
- Soporte de controlador Ethernet.
- Soporte de controlador CAN.
- Soporte de controlador LIN.
- Soporte de controlador Irda.

3.3.3.2 Atmel

Dentro de esta familia de microcontroladores encontramos que son dos los tipos que cabe destacar, los microcontroladores AVR y los ARM.

Los primeros están basados en una arquitectura RISC que incorpora una memoria flash para el programa, y una memoria EEPROM para los datos. Esta arquitectura ha sido diseñada para ser totalmente compatible con el lenguaje C, permitiendo trabajar a un alto nivel.

Los de la familia ARM también están basados en una arquitectura RISC, y es el conjunto de instrucciones de 32 bits. La relativa simplicidad de estos microcontroladores los hace ideales para aplicaciones de baja potencia. Pequeños, de bajo consumo, y de relativo bajo coste, hacen de estos microcontroladores los dominantes del mercado de la electrónica móvil e integrada.

Para poder trabajar con sendos grupos necesitaríamos conocer el lenguaje “assembler”, necesario para poder programarlos, la hoja técnica, para conocer todos los recursos y limitaciones que presenta dicho integrado. Después de conocer estos pasos básicos, necesitaríamos un simulador de microcontroladores, de los cuales cabe destacar el PROTEUS.

3.3.3.3 Texas Instruments

Texas Instruments, más conocida en la industria electrónica como TI, es una empresa norteamericana que desarrolla y comercializa semiconductores y tecnología para ordenadores. TI es el tercer mayor fabricante de semiconductores del mundo tras Intel y Samsung y es el mayor suministrador de circuitos integrados para teléfonos móviles. Igualmente, es el mayor productor de procesadores digitales de señal y semiconductores analógicos.

Actualmente, TI está formada por tres divisiones principales: semiconductores y soluciones para Educación y Productividad, y una tercera división de sensores y control

Los primeros precedentes de microcontroladores fueron introducidos en el mercado como un grupo de chips que formaban el microprocesador Texas Instruments 990, el TMS9900, que fue uno de los primeros microprocesadores de 16 bits. Fue diseñado como una versión de un único chip del microordenador TI 990.

El TMS9900 era de tecnología nmos, si bien, posteriormente Texas Instruments produjo una versión bipolar (I²L), el SBS9900 que sólo difería en cuanto a las tensiones de alimentación.

Tenían un bus de direcciones de 15 bits, uno de datos de 16 bits, y tres registros internos de 16 bits: el contador de programa, WP y el registro de estados. Una característica curiosa es que los registros de uso general se ubican en la memoria externa.

Hay más características destacables en este chip. Disponía de un buen manejo de interrupciones y un excelente conjunto de instrucciones. E/S seriales estaban disponibles a través de las líneas de dirección. En una comparación con un microprocesador Intel 8086 se puede ver que el TMS9900 posee programas más pequeños y veloces. La principal desventaja fueron su pequeño espacio de direcciones y la necesidad de una memoria RAM rápida.

Una característica única en el TMS9900 fue la instrucción 'X' (por *eXecute*) en su lenguaje assembler. Esta instrucción era utilizada para ejecutar una instrucción ubicada en la dirección de memoria apuntada por un registro. Esta característica permitía una forma de ejecutar código de manera no secuencial.

Tiempo más tarde Texas Instruments fue desarrollando diferentes microcontroladores, hasta llegar a la familia TMS320F28X, una familia de microcontroladores de gamma medio-alta, con un coste económico bastante moderado y con resultados muy positivos, por lo que los convierte en microcontroladores muy competitivos y aptos para nuestra aplicación.

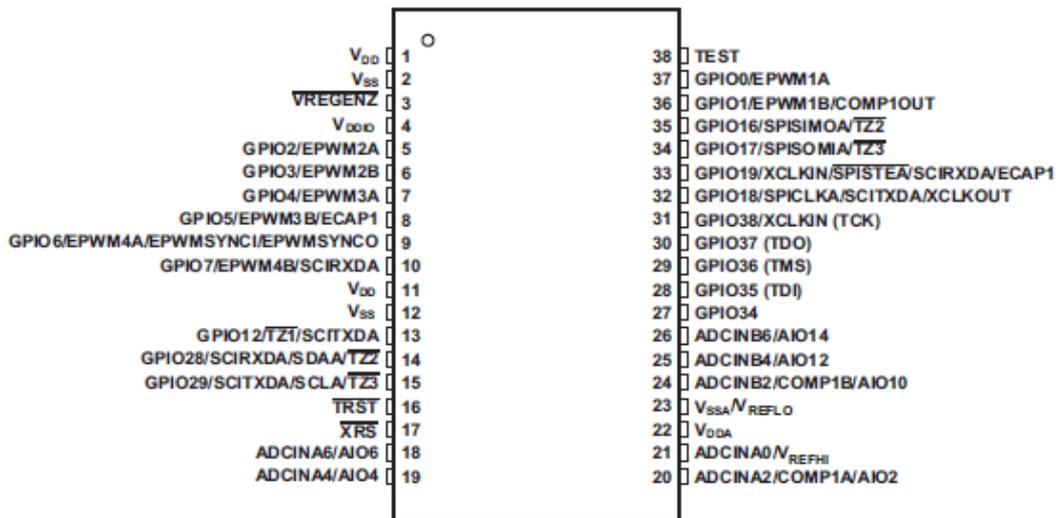


Fig. 35 Esquema de un microcontrolador TI⁵³.

4-Métodos.

Una vez analizados los diferentes materiales a usar en el diseño del maniquí antropomórfico, procedemos a abordar los diferentes métodos para la elaboración final de nuestro maniquí antropomórfico dinámico.

4.1-Segmentación de los pulmones.

El primer paso, y más importante, es la segmentación de los pulmones del maniquí, donde el objetivo principal es el de llevar a cabo la reproducción más similar posibles a la de la anatomía real de un pulmón. Este paso se llevará a cabo mediante la segmentación a partir de las imágenes de un TAC. Antes de proceder a la segmentación, se debe conocer las herramientas las cuales vamos a utilizar para poder llevar a cabo esta parte.

4.1.1-3D Slicer⁵⁴.

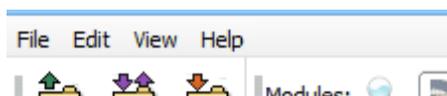
Slicer o 3D Slicer es un paquete informático gratuito y de código abierto para visualización, análisis y procesamiento de imágenes médicas. Está disponible para las plataformas Windows, Mac OS X y Linux. Slicer cuenta con una comunidad que da soporte y desarrollo al programa.

Slicer cuenta con un sinfín de posibilidades en post-procesamiento de imágenes médicas. Con capacidades DICOM muy robustas, renderización volumétrica, vistas configurables, capturas de pantalla de imágenes post-procesadas, visualización de imágenes en 4D y una base de datos de extensiones en áreas como Resonancia Magnética, Medicina Nuclear, Radioterapia entre otros que aumentan aún más las posibilidades de este programa.

Para comenzar a utilizar 3D Slicer es necesario descargarlo desde la página oficial e instalarlo en el ordenador <http://download.slicer.org/>.

La interfaz principal de Slicer está compuesta de seis elementos principales. El menú de archivo en la parte superior y justo debajo la barra de herramientas, el panel de módulos a la izquierda, la vista en 3D, la vista de cortes y una barra de mensajes en la parte inferior de la ventana.

Barra de archivo: tendremos en cuatro distintos menús las funciones principales de Slicer, así como la posibilidad de organizar la presentación de la interfaz principal.



Barra de herramientas: presenta las principales herramientas de manipulación y análisis de imagen.



Fig. 37 Barra de herramientas.

Panel de módulos: los módulos son la esencia de Slicer. Cada uno tiene funciones específicas en post-procesamiento. En este panel es posible editar los parámetros de cada módulo al aplicarlo en una imagen.

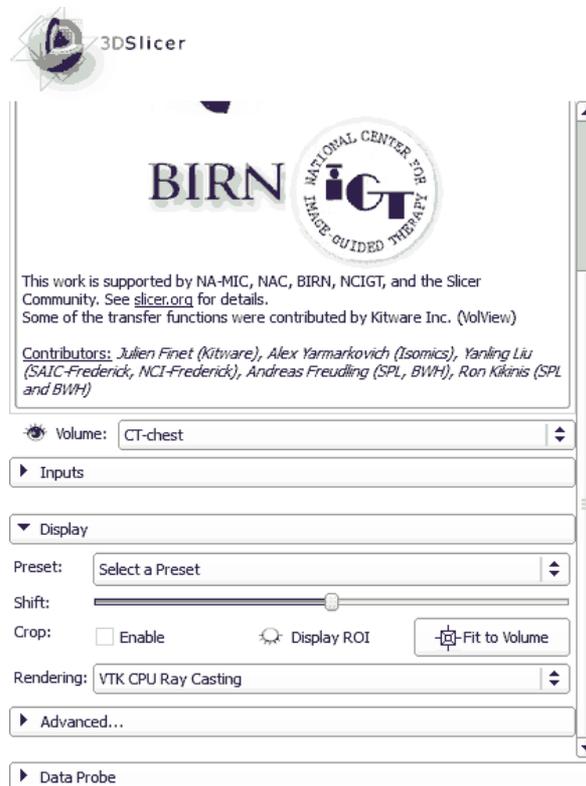


Fig. 38 Panel de módulos.

Vistas: se presentan dos modalidades principales, la vista en 3D después de aplicar el módulo de renderizado volumétrico y la vista por cortes en tres planos.

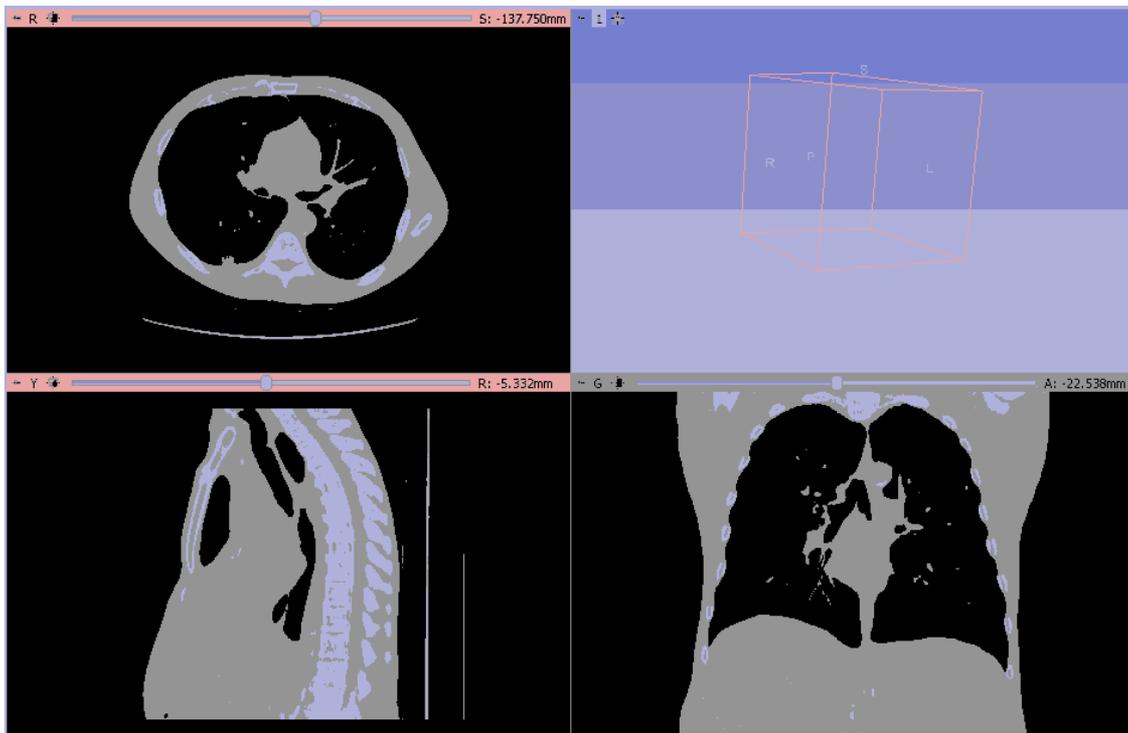


Fig. 39 Vistas del programa 3D slicer.

Funciones de las teclas del ratón.

La función de cada tecla de un ratón varía entre la vista 3D y la vista en 2D por cortes. En la vista en 2D el botón izquierdo controla el nivel y el ancho de ventana. El central permite mover la imagen dentro de la ventana. El botón derecho controla el zoom y la rueda de desplazamiento permite bajar o subir cortes dentro del plano sobre el que se encuentra el puntero del ratón.

Análisis de la barra de herramientas:

Módulos: selecciona el módulo a utilizar para procesamiento de las imágenes. Estos se abrirán el panel de módulos.

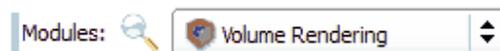


Fig. 40 Módulos.

Volúmenes: herramienta para obtener información de las imágenes (dimensiones, grosor de corte, inicio y final de los cortes).

Image Dimensions:	512	512	139
Image Spacing:	0.762mm	0.762mm	2.500mm
Image Origin:	194.619mm	194.619mm	-172.500mm
IJK to RAS Direction Matrix:	-1.0000	0.0000	0.0000
	0.0000	-1.0000	0.0000
	0.0000	0.0000	1.0000
Center Volume			

Fig. 41 Volúmenes.

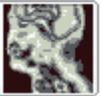
Control de ancho y nivel de ventana manual o con ventanas predefinidas y amplio mapa de colores.

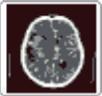
Lookup Table:  Grey

Interpolate:

Window Level editor presets:








W: 1865 Manual Min/Max L: -170

Threshold: Off

-3634 3680

Fig. 42 Control de ancho, nivel de ventana y amplio de mapa de colores.

Permite generar un histograma de la imagen.

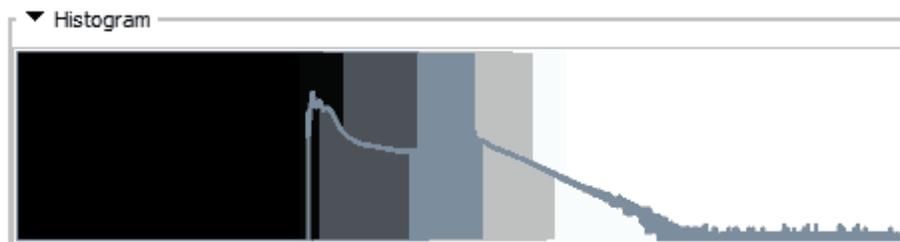


Fig. 43 Ejemplo de histograma de una imagen.

La herramienta “transformar” permite desplazarse a través de los cortes, rotarlos y editar coordenadas.

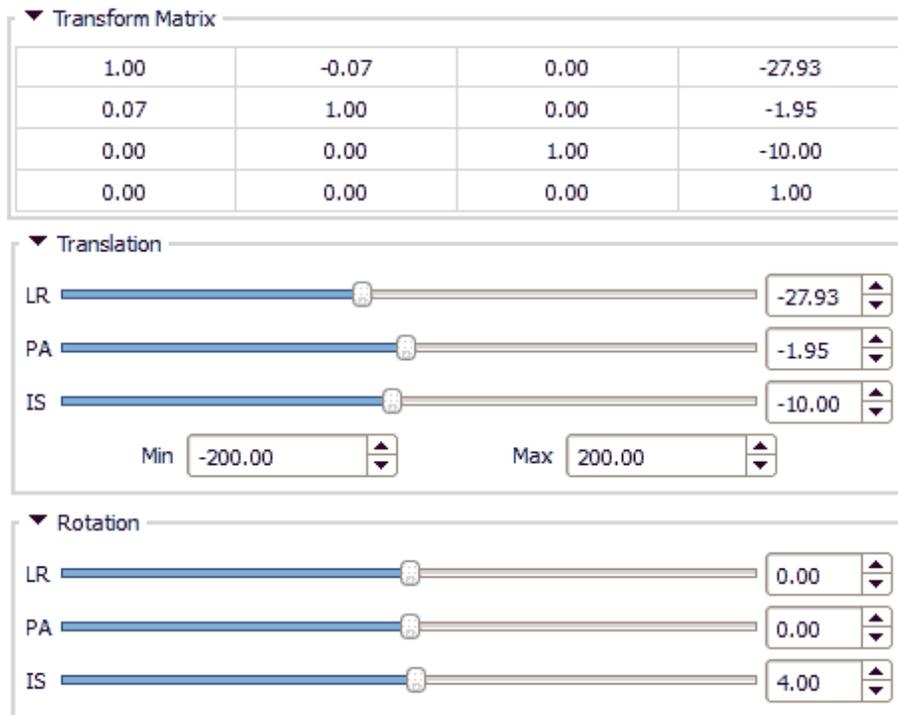


Fig. 44 Ventana de la herramienta "Transformar".

Los cambios deben ser aplicados al conjunto de imágenes.

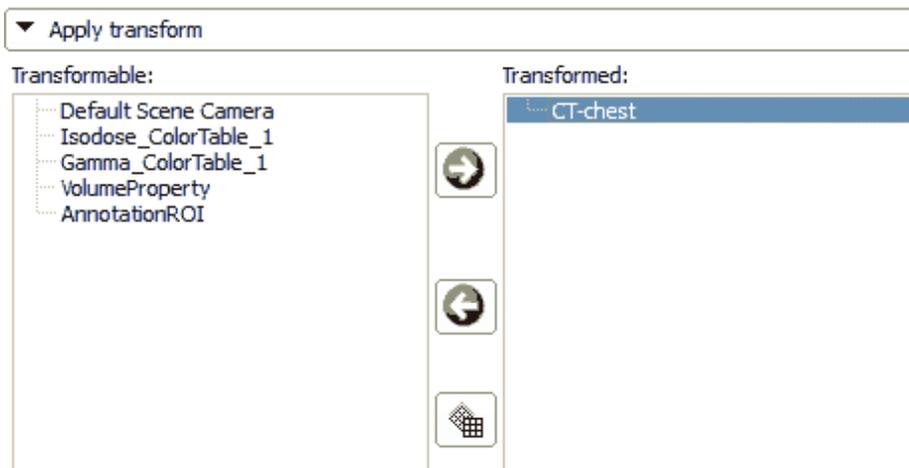


Fig. 45 Ejemplo de ventana para aplicar los cambios.

El "editor" es una herramienta muy amplia. Contiene distintos filtros para post-procesado de imágenes, algunos muy útiles para realizar contornos. En artículos más avanzados serán explicados algunos de estos filtros.



Fig. 46 Editor del programa 3D Slicer.

La herramienta "Vista" permite organizar la visualización de las imágenes de acuerdo a la necesidad. Determina de qué forma se subdivide la disposición principal de las imágenes.

La herramienta de captura permite tomar de todas las ventanas o de ventanas individuales.

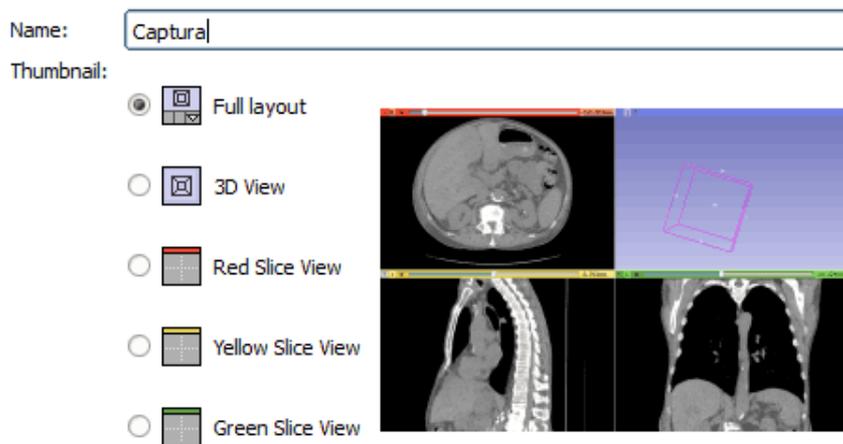


Fig. 47 Herramienta de captura de imágenes.

Finalmente, es importante mencionar que Slicer tiene una comunidad de desarrolladores muy grande. Al ser de código abierto es posible desarrollar extensiones y módulos que cumplan funciones específicas. Es por esto que cuenta con la posibilidad, dentro de la misma interfaz, de descargar e instalar extensiones que podrán ser accedidas como cualquier otro módulo. Las extensiones están subdivididas en áreas y únicamente hay que hacer clic en "Install" para comenzar a utilizarlas.

4.2-Moldeado mediante impresora 3D.

Segmentados y dimensionados los pulmones, el siguiente paso en el proceso sería la creación de los moldes para la posterior reproducción de los pulmones y de la base. Esta parte del proyecto se encarga a una empresa llamada “Shapeways”. Para ello, mediante la herramienta 3D slicer, convertimos el archivo guardado de los pulmones segmentados a tipo “.STL”, con el cual es posible imprimir en 3D. Con los pulmones ya segmentados se procedería a la creación de los moldes respectivos de los pulmones y la base. Antes de establecer las pautas de los moldes, se debe conocer cómo funciona la impresión 3D.

4.2.1-Impresión 3D.

El término impresora como su nombre indica hace referencia a ese objeto que conectado a nuestros ordenadores, es capaz de producir documentos almacenados en nuestros ordenadores, fundamentalmente documentos de texto y/o documentos gráficos, en color o en blanco y negro. Con esto podemos conseguir pasar documentos electrónicos a documentos físicos.

Una impresora 3D se encarga de producir un diseño 3D creado con el ordenador en un modelo 3D físico, es decir, si hemos diseñado en nuestro ordenador por ejemplo una simple taza de café (por medio de cualquier programa CAD – Diseño Asistido por Computador) podremos imprimirla en la realidad por medio de la impresora 3D y obtener un producto físico que sería la propia taza de café.

Por lo general, los materiales que se utilizan para fabricar los objetos pueden ser metales, nylon, y hasta unos 100 tipos de materiales diferentes.

Las impresoras 3D utilizan múltiples tecnologías de fabricación. Las impresoras 3D lo que hacen es crear un objeto con sus 3 dimensiones y esto lo consiguen construyendo capas sucesivamente hasta conseguir el objeto deseado.

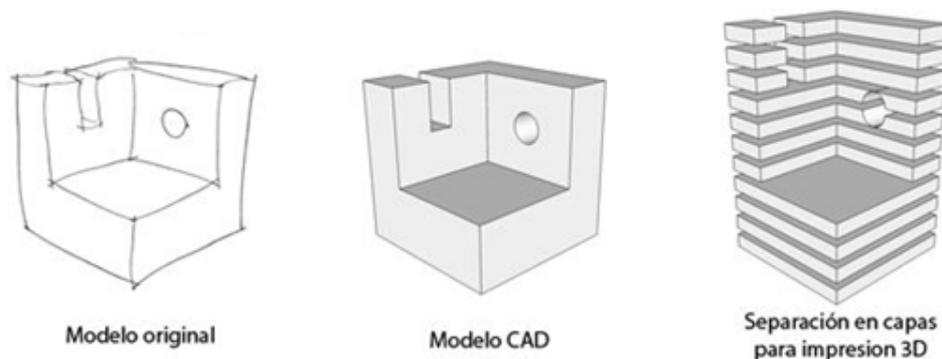


Fig. 48 Esquema de los pasos para imprimir en 3D.

En la figura 54 podemos observar las diferentes fases de diseño en la que se divide la impresión 3D. La primera es la que dibujamos nosotros mismos en un papel, por ejemplo, del objeto que queremos imprimir en sus 3 dimensiones, después, con un programa de CAD diseñamos ese objeto en nuestro ordenador que sería la segunda figura, y por último separamos ese objeto en capas para ir imprimiendo capa por capa en la impresora de 3 dimensiones, que es lo que vemos en la tercera figura. Es decir, de un boceto en papel podemos conseguir un objeto en la realidad con el material adecuado.

Actualmente en el mercado existen dos tipos de impresoras 3D:

-Impresoras 3D de Adición: en las que se va añadiendo el material a imprimir por capas (también se llaman “de inyección de polímeros”).

-Impresoras 3D de Compactación: en éstas, una masa de polvo se compacta por estratos (capas), dentro de este método se clasifican en 2 tipos: las que utilizan Tinta o las que utilizan Láser. Las primeras utilizan una tinta que aglomera el polvo para que sea compacto y esa tinta puede ser de diferentes colores para la impresión en diferentes colores. Las segundas utilizan un láser que le da energía al polvo haciendo que este polvo se polimerice y luego se sumerge en un líquido que hace que se solidifique.

En nuestro caso, la impresora 3D con la que cuenta el departamento, así como el tipo de impresoras que utilizan en la empresa ya mencionada que ser hará cargo de la fabricación de los moldes, trabajo con una impresora 3D de adición.

4.2.2-Moldeado de la base y de los pulmones.

Antes de empezar con la técnica de moldeado, debemos conocer los dos diferentes tipos de molde, y concretar con el que se va a trabajar. Existen dos tipos de molde, el negativo y el positivo. Poniendo como ejemplo los moldes a la hora de hacer una plantilla, el molde negativo sería el resultado de aplicar al pie cualquier material que nos sirva para obtener inversamente la zona moldeada, obteniendo un objeto vacío que se podrá rellenar. Por otra parte, el molde positivo sería el resultado de aplicar cualquier material al molde negativo, obteniendo una reproducción muy similar al pie original.

Así pues, mediante el archivo CAD, con extensión “.STL”, se pretende enviar a la empresa ya mencionada, para obtener el molde negativo. De esta manera, una vez hecho el molde negativo, se procede a rellenar este del material adecuado para la reproducción de la parte seleccionada. Para la elaboración del maniquí antropomórfico dinámico serán necesarios dos moldes negativos: un molde de los pulmones, y un molde de la base, que es el lugar donde irán colocados los pulmones.

El proceso para la creación de los moldes ha de seguir una serie de pasos. En primer lugar, se hará una impresión en 3D de los pulmones. Con dicha reproducción se procederá al moldeado de la base. Para hacer el molde de los pulmones, se deberá previamente modificar algunos aspectos que a continuación se detallan.

5-Maniquí antropomórfico dinámico.

Una vez analizados las diferentes posibilidades en materiales, y los diferentes métodos utilizados en la elaboración de este maniquí, se procede a explicar detalladamente en qué consiste la propuesta realizada.

5.1-Segmentación mediante 3D Slicer a partir de un TAC

Una vez conocidos de las herramientas clave para la segmentación del pulmón, se procede a la explicación del proceso el cual hemos usado para obtener el objetivo final.

En primer lugar, se debe conocer que la segmentación es la reconstrucción en 3D de cualquier forma, en este caso los pulmones, a partir de un conjunto de imágenes en 2D. Disponemos de un TAC, compuesto de una gran cantidad de imágenes, en este caso 400 y en los diferentes planos tales como sagital, coronal y transversal, que se cargará en el programa.

Para ello, abrimos el programa, seleccionamos la opción “Load Data” y cargamos todos los archivos, como se muestra en la figura 49.

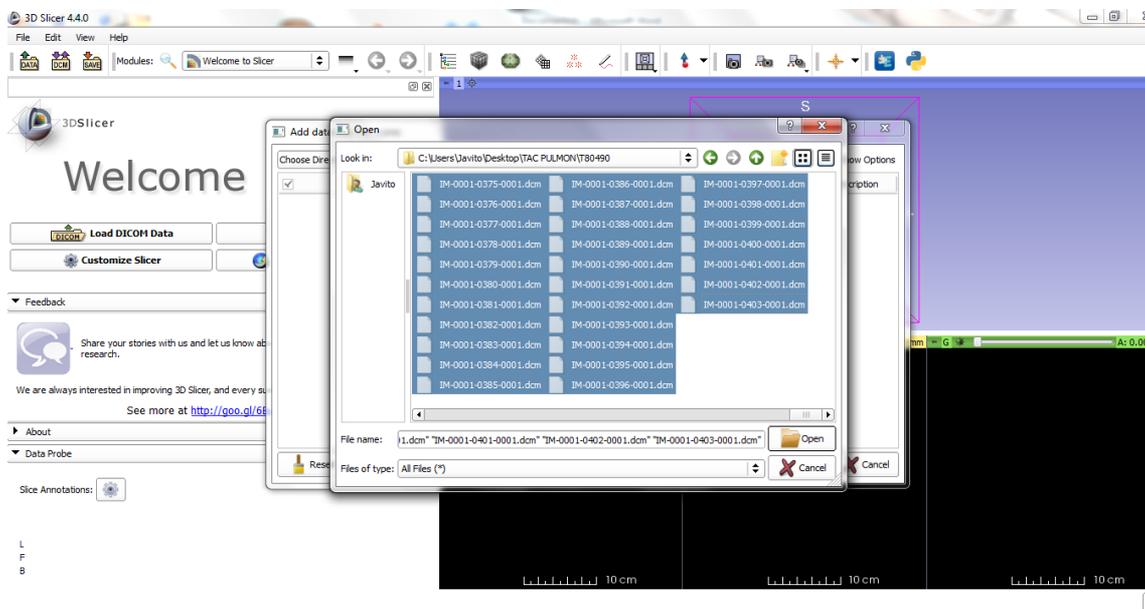


Fig. 49 Introduciendo las imágenes del TAC.

Una vez cargadas todas las imágenes, nos aparecerá arriba el plano en 3D, y abajo los diferentes planos: sagital, coronal y transversal, como observamos en la figura 50.

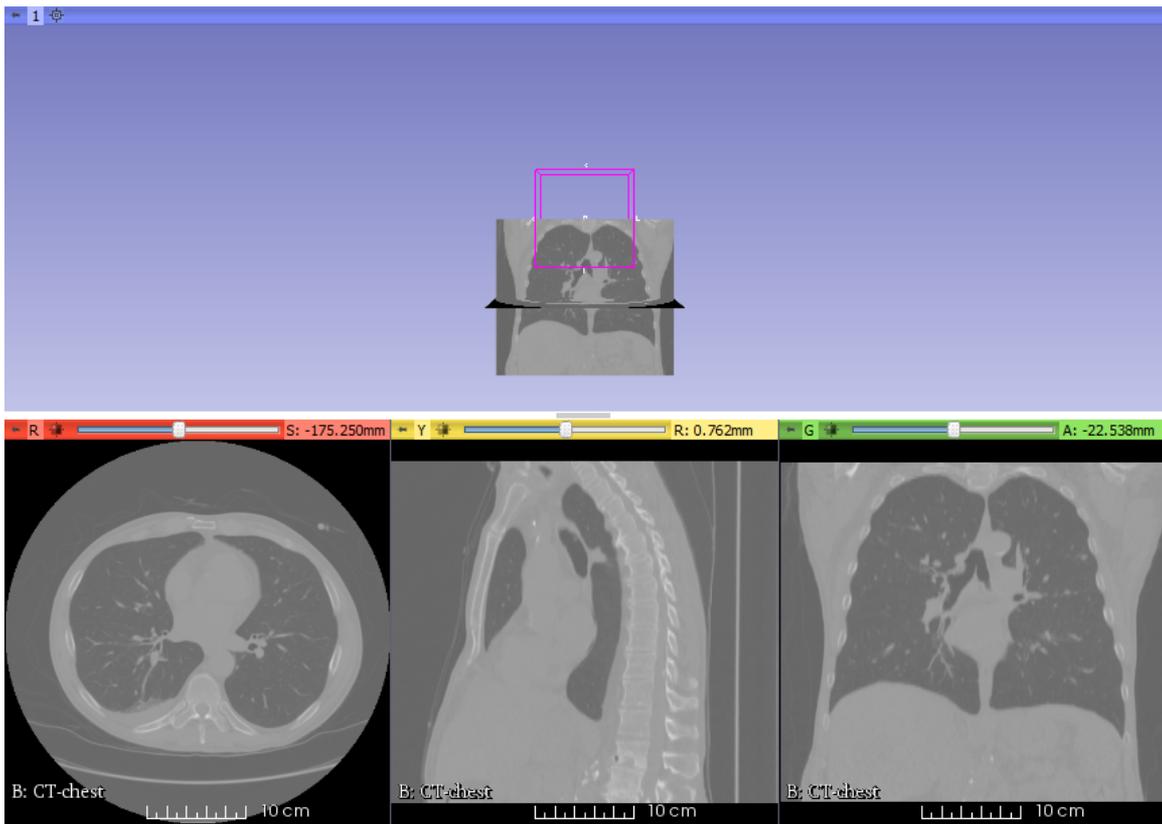


Fig. 50 Vista de los tres planos de un TAC de torso.

A continuación, mediante la opción “Editor”, seleccionamos la herramienta “Segmentar”, como se puede observar en la figura 51.

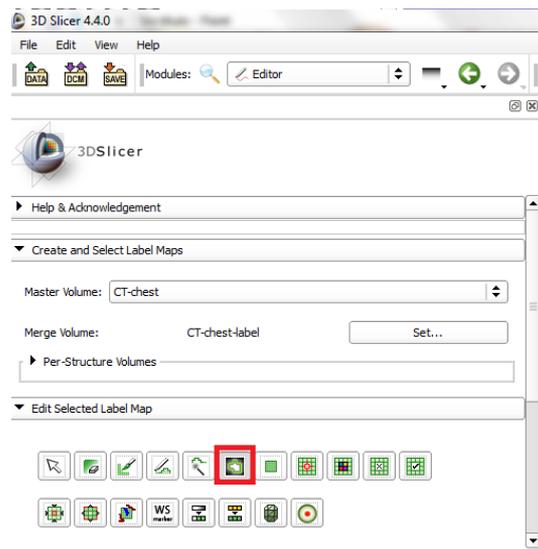


Fig. 51 Módulo "Editor" para segmentar los pulmones.

Una vez escogida la herramienta, procederemos a seleccionar la región de interés, en los tres planos, en los diferentes niveles en los que el TAC se descompone.

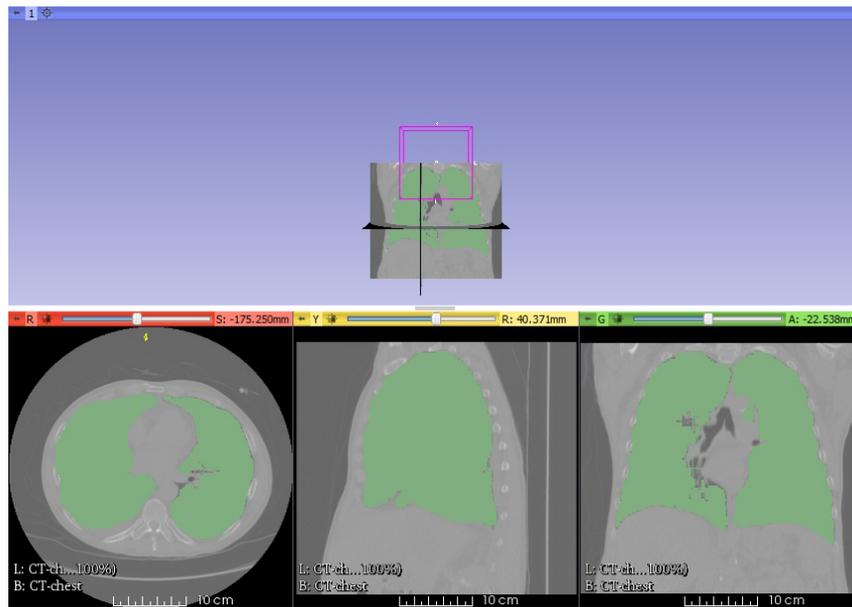


Fig. 48 Seleccionando las regiones del pulmón en el TAC.

Como se puede observar en la figura 52, a medida que se va seleccionando, en los diferentes planos, la región del pulmón, se va segmentando este en la visión 3D, posicionada arriba. Después de todo el proceso meticuloso de la selección en las diferentes imágenes de los tres planos, el resultado final es la reconstrucción en 3D de ambos pulmones, como se puede observar en la figura 53.

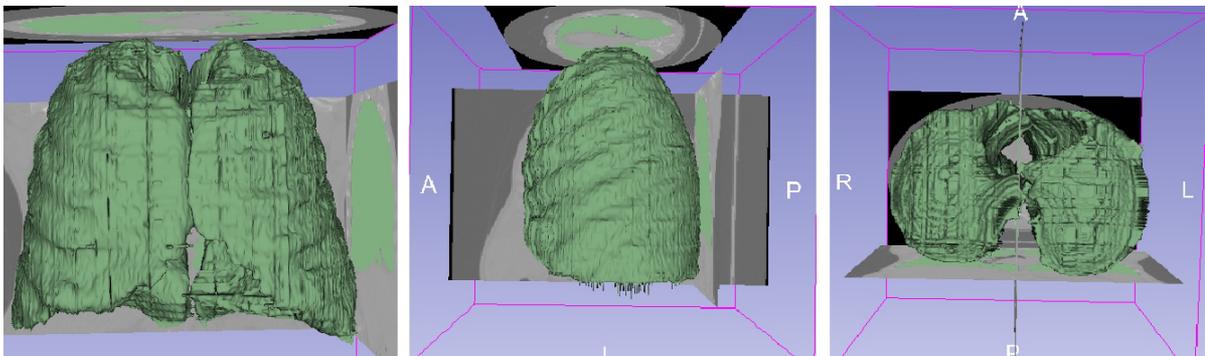


Fig. 53 Pulmones segmentados en sus tres vistas.

5.2-Cambios en la configuración del pulmón segmentado.

Uno de los requisitos que se nos planteo a la hora de diseñar el maniquí antropomórfico dinámico era la posibilidad de que los pulmones tuvieran un hueco abierto por debajo, lo más grande posible, para poder manipular e introducir los diferentes componentes necesarios para el estudio de la radioterapia.

Para ello, una vez segmentados ambos pulmones, se deberá tener en cuenta estos cambios a la hora del diseño de los moldes, para la posterior fabricación de los pulmones.

Mediante el programa 3D slicer, podemos medir el ancho y la profundidad del pulmón, y diseñar la cavidad pulmonar lo más grande posible, a la par que no interfiera significativamente en la anatomía del pulmón.

Así pues, mediante el comando “Set crosshair properties”, seleccionamos los puntos máximos dentro del pulmón segmentado, calculando así la cavidad pulmonar, que tendrá las dimensiones que se observan en la figura 54.

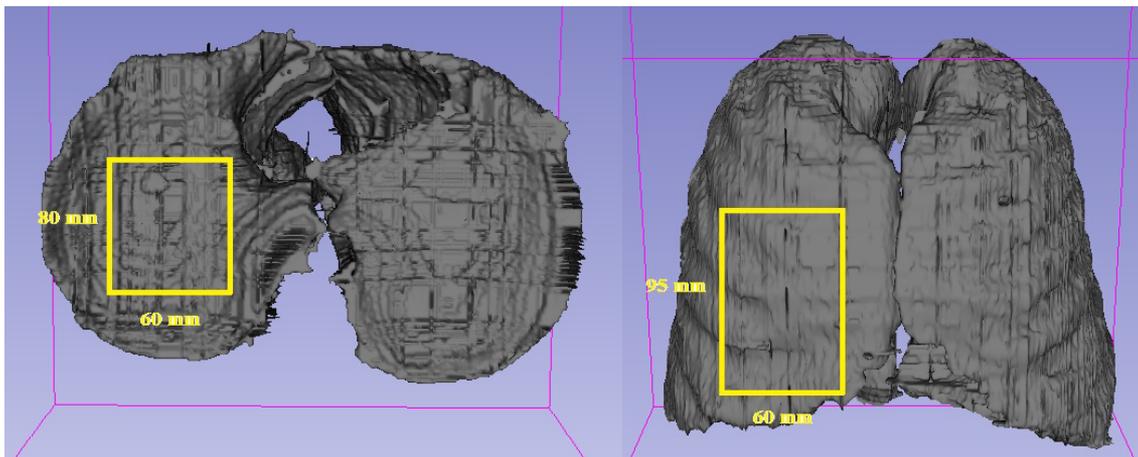


Fig. 54 Dimensiones de la cavidad pulmonar.

En resumen, tendremos dos cavidades pulmonares, una en cada pulmón, que tendrán unas dimensiones de 58 mm de ancho, 71 mm de profundo y 95 mm de altura.

5.3 Moldeados de la base y pulmones.

Una vez tenemos la reproducción de los pulmones, se creará el molde de la base. La base, que estará limitada por un cuadrilátero hueco de plástico duro, tendrá las dimensiones que se observan en la figura 55.

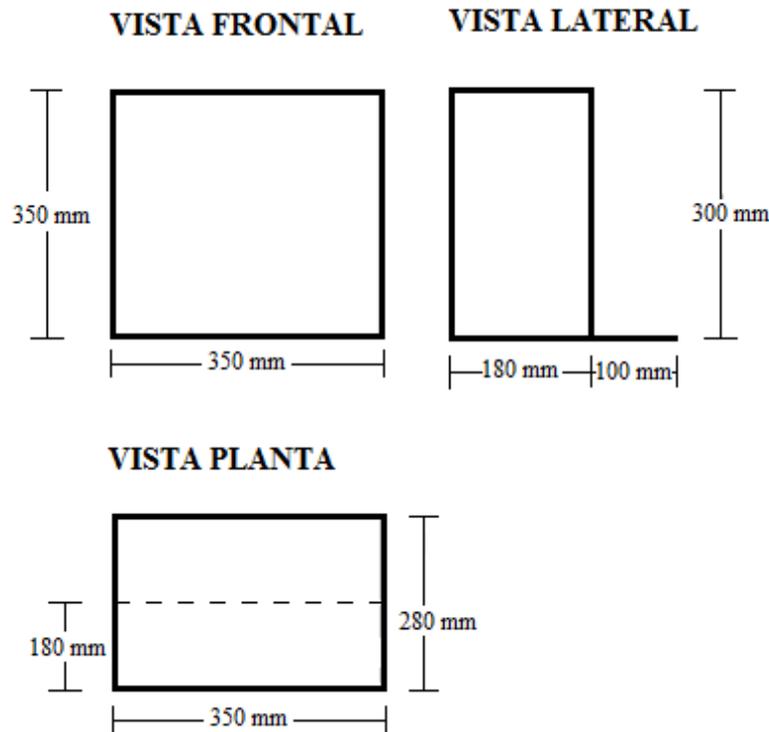


Fig. 49 Dimensiones de la base donde irán situados los pulmones.

Estas dimensiones han sido seleccionadas previo estudio de las dimensiones del pulmón, teniendo en cuenta una distancia de seguridad media de 25 mm, y el resto de las características del maniquí que influyen en el diseño.

Una vez diseñadas las dimensiones de la base, se procede al diseño de ambos moldes, el de los pulmones, y el que hará de soporte para los pulmones.

Como ya se ha explicado antes, mediante la segmentación de los pulmones se ha obtenido una reproducción 3D de estos, con las dimensiones originales. Para el diseño del molde de los pulmones se deben modificar ciertas características, que se tendrán que exponer a la empresa escogida para la elaboración de los moldes. A los cambios ya mencionados en el apartado 5.2, hay que añadirle la característica más importante que tendrá la reproducción de los pulmones, y es que estos han de ser huecos, para posteriormente ser rellenos con un material que simule la densidad del pulmón. El grosor de la capa exterior de los pulmones ha de ser de 5 mm, moderadamente gruesa para que no existan fugas y sea resistente, pero sin ser excesivamente gruesa para que el material del cual se hagan los pulmones no pierda las características elásticas.

Por último, para la elaboración del molde de la base que soportará los pulmones, hay que tener en cuenta dos aspectos:

-La base será en su totalidad rectangular, con la excepción que en su parte superior debe existir un hueco con la reproducción exacta de la parte inferior de los pulmones, tal y como se detalla en la figura 56.

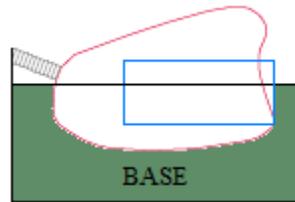


Fig. 50 Vista de perfil de la base de los pulmones.

-Las paredes del molde tienen que estar hechas de un material suficientemente resistente a altas temperaturas, ya que, como se explicará más adelante, el material del que estará hecha la base ha de trabajarse a temperaturas elevadas, que un plástico no podría soportar.

Todos estos puntos serán los considerados como especificaciones de gran importancia para la fabricación de los moldes.

5.4-Configuración del soporte de la base.

Las dimensiones del soporte en el cual irá acoplada la base de los pulmones han sido detalladas en el apartado anterior. No obstante, a estas dimensiones hay que añadirle dos modificaciones:

-Dos huecos en la parte inferior, por donde se podrá manipular el interior de los pulmones para los diferentes propósitos médicos.

-Un soporte base en la parte superior, donde estará colocado el sistema de accionamiento escogido.

Debido a estas modificaciones, la base, con un grosor de 20 mm, quedaría dispuesta con las dimensiones que se observan en la figura 57.

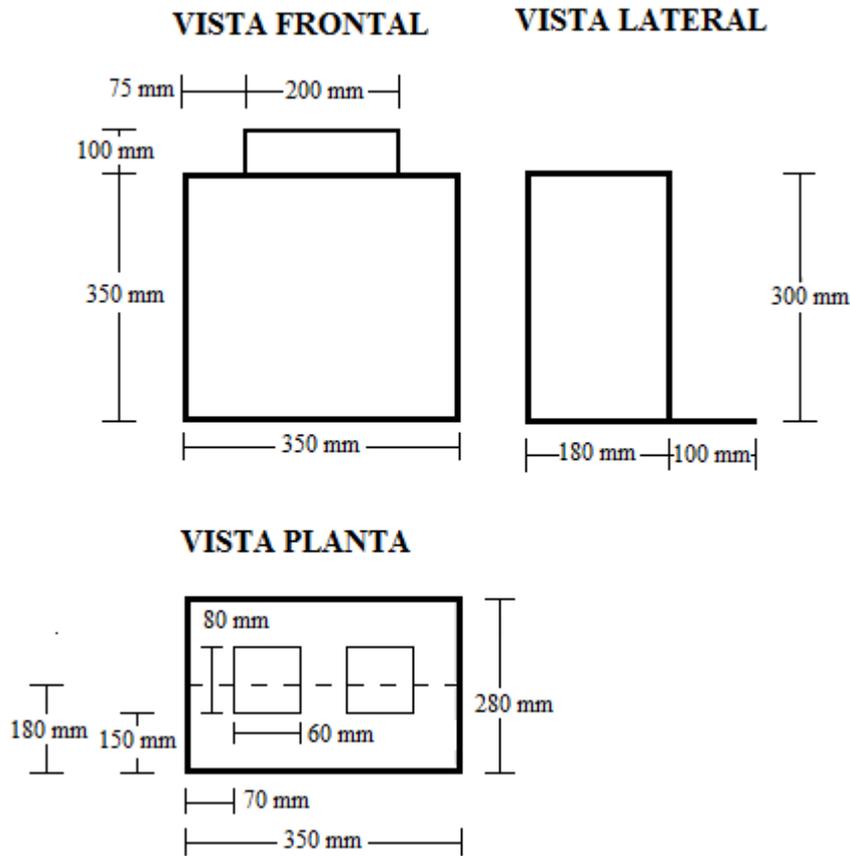


Fig. 51 Dimensiones de la base exterior de todo el sistema.

Con esto damos por concluido el diseño del soporte, base soporte de los pulmones y pulmones de nuestro maniquí antropomórfico dinámico.

5.5-Configuración del sistema de accionamiento.

Dados los requisitos, como ya se ha mencionado antes, el sistema de accionamiento escogido finalmente ha sido el actuador lineal. Los motivos que han llevado a su selección son el gran rango de movimiento y velocidades a los cuales se les puede programar, así como su fácil diseño de control.

Este mecanismo será el encargado de simular la respiración. Como ya se ha explicado en el apartado de “Materiales”, el actuador produce un movimiento lineal, del recorrido y velocidad con el cual se programe. Con este movimiento se pretende empujar el material que rellena los pulmones, de manera que al introducir más volumen de este, los pulmones se ensanchen, como sucede en la vida real, que al respirar estos se hinchan, deshinchándose cuando se suelta el aire. El actuador hará un recorrido de ida y vuelta, simulando inspiración y espiración.

En este apartado se procede a calcular los diferentes aspectos que son necesarios para la programación del actuador lineal.

5.5.1-Cálculo del aumento de volumen.

El primer paso es obtener el aumento de volumen que se produce en los pulmones. Para ello, mediante la herramienta “Measure” del programa 3D slicer, se hace una estimación del volumen de los pulmones en estado de reposo, y posteriormente, se calcula el volumen de los pulmones cuando están al final del periodo de inspiración.

Así pues tenemos los siguientes datos:

-Volumen del pulmón en reposo: 3.650,08 cm³

-Volumen del pulmón al final de la etapa de inspiración: 3.833,07 cm³

A partir de estos datos, se calcula la diferencia de volumen en un pulmón:

$\Delta Volumen = Volumen\ al\ final\ de\ la\ etapa\ de\ inspiración - Volumen\ en\ reposo$

$$\Delta Volumen = 182,99\ cm^3$$

Finalmente, se calcula el aumento de volumen total, es decir, en ambos pulmones:

$$\Delta Volumen\ Total = \Delta Volumen \cdot 2 = 365,98\ cm^3$$

Este es el aumento total de volumen que sufrirán los pulmones al expandirse en la etapa de inhalación.

5.5.2-Mecánica de fluidos.

Una vez conocido el dato del aumento de volumen en los pulmones, para proceder a la configuración del actuador lineal, se debe conocer las bases que se van a tener en cuenta para dicha configuración.

El aumento de volumen en los pulmones vendrá dado por el recorrido del sistema de accionamiento que empujará el contenido en el interior de la tráquea al interior del pulmón. Por ello, el aumento de volumen en los pulmones deber ser igual al volumen que dejará la tráquea, como se observa de forma esquemática en la figura 58.

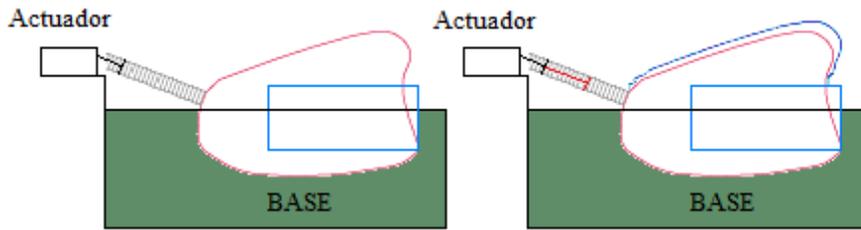


Fig. 52 Estado inicial y final de los pulmones.

El actuador lineal inicia el recorrido de su vástago, empujando el material con el que se rellena la tráquea y el pulmón, hacía el interior de los pulmones.

Como ya conocemos el aumento del volumen en los pulmones, este aumento debe ser igual al volumen del interior de la tráquea, de geometría cilíndrica. Para calcular el volumen de un cilindro debemos conocer su sección, o área de la circunferencia base del cilindro, y la longitud de este.

Para conocer el área, la formula necesaria es la siguiente:

$$\text{Área de la circunferencia} = \pi \cdot R^2$$

$$\text{Radio de la circunferencia} = 2 \text{ cm}$$

$$\text{Área de la circunferencia} = 28,27 \text{ cm}^2$$

Como se ha dicho anteriormente, conociendo el aumento del volumen en los pulmones, solo falta igualarlo a la fórmula del volumen del cilindro:

$$\text{Volumen cilindro} = \text{Área de la circunferencia} \cdot \text{longitud}$$

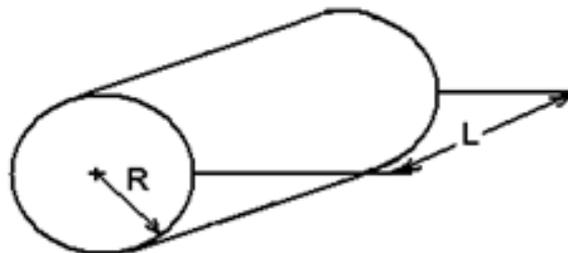


Fig. 53 Datos necesarios para el cálculo del volumen de un cilindro.

$$Volumen\ cilindro = 28,27 \cdot L\ cm^3$$

$$Volumen\ cilindro = \Delta\ Volumen\ Total$$

$$\Delta\ Volumen\ Total = 365,98\ cm^3$$

$$28,27 \cdot L = 365,98\ cm^3$$

$$L = \frac{365}{28} = 12,95\ cm$$

De esta manera, el dato necesario para poder programar el actuador lineal y configurar la longitud de la tráquea, la longitud del cilindro, ya es conocido para poder seguir con la configuración.

5.5.3-Configuración final.

En los apartados anteriores ya se ha obtenido la información necesaria referente a los volúmenes para la configuración del sistema de accionamiento. El otro dato necesario para completar esta configuración es el periodo de respiración, dato extraído del apartado “1.2.7-Maniquí de un pulmón de cerdo plastificado”, donde el estudio nos ofrece la información que aparece en la tabla 7.

Periodo	Tiempo	Porcentaje del tiempo total
Inhalación	1,7 segundos	27%
Exhalación	3,8 segundos	73%
Total	5,3 segundos	100%

Tabla 7 Tiempos del ciclo respiratorio.

Conociendo el recorrido que tiene que hacer el sistema de accionamiento, que es el mismo para ambos periodos pero en sentidos opuestos, y conociendo el tiempo en el que ha de hacer el recorrido de ida y de vuelta, se procede a calcular las velocidades, las cuales serán posteriormente programadas en el sistema de accionamiento.

$$\text{Recorrido del sistema de accionamiento} = 12,95 \text{ cm}$$

$$\text{Tiempo del recorrido de ida} = 1,7 \text{ segundos}$$

$$\text{Tiempo del recorrido de vuelta} = 3,8 \text{ segundos}$$

$$\text{Velocidad} = \frac{\text{Espacio}}{\text{Tiempo}}$$

$$\text{Velocidad del recorrida de ida} = \frac{12 \text{ centímetros}}{1 \text{ segundos}} = 7,61 \text{ cm/s}$$

$$\text{Velocidad del recorrida de vuelta} = \frac{12 \text{ centímetros}}{3 \text{ segundos}} = 3,41 \text{ cm/s}$$

Calculadas las velocidades necesarias para el sistema de accionamiento, se dan por concluidos los datos necesarios para la configuración de este sistema.

5.6-Selección final de los materiales.

El primer paso es establecer la selección de los diferentes materiales, con los que finalmente se elaborará el maniquí antropomórfico dinámico. Los materiales elegidos son los que se utilizarán para la fabricación de los pulmones, su relleno, la base que sujeta los pulmones y simula el tejido blando del cuerpo, la base de todo el sistema, y el tipo de sistema de accionamiento. En la tabla 8 se muestra el tipo de material y la aplicación para la cual ha sido seleccionado.

Material	Aplicación
Polimetilmetacrilato (PMMA)	Tejidos blandos
Caucho de silicona	Pulmones
Mezcla de corcho y etanol	Relleno de los pulmones
Plástico rígido	Base del sistema
Actuador lineal	Sistema de accionamiento

Tabla 8 Tabla de los materiales y su función.

Aunque en el apartado de “Materiales” se ha estudiado los diferentes sistemas de control para programar el actuador lineal, durante la búsqueda del actuador lineal idóneo para nuestra aplicación se encontró un actuador lineal con un sistema de control integrado, conocidos en el mercado como servoactuador, de la empresa valenciana “Intra Automation”. Este servoactuador, de la marca *Nitek*, es de la gama *Standar GD*, está controlado por un driver SLVDN, con el cual se introduciría un pequeño programa en el pico PLC del interior del servoactuador con los parámetros de recorrido y velocidades. Dicho servoactuador soporta picos de hasta 800 Newtons, con una fuerza nominal de 100 Newtons, datos que entran dentro de nuestras especificaciones.

5.7-Distribución final.

Después de fijar las dimensiones, los materiales seleccionados, y los diferentes métodos utilizados, el siguiente paso es exponer la distribución final de cada elemento, visualizando el sistema en todo su conjunto, para poder ser entendido el proceso de funcionamiento. En la figura 60 se observa la distribución en un plano 2D de los diferentes elementos que componen el maniquí.

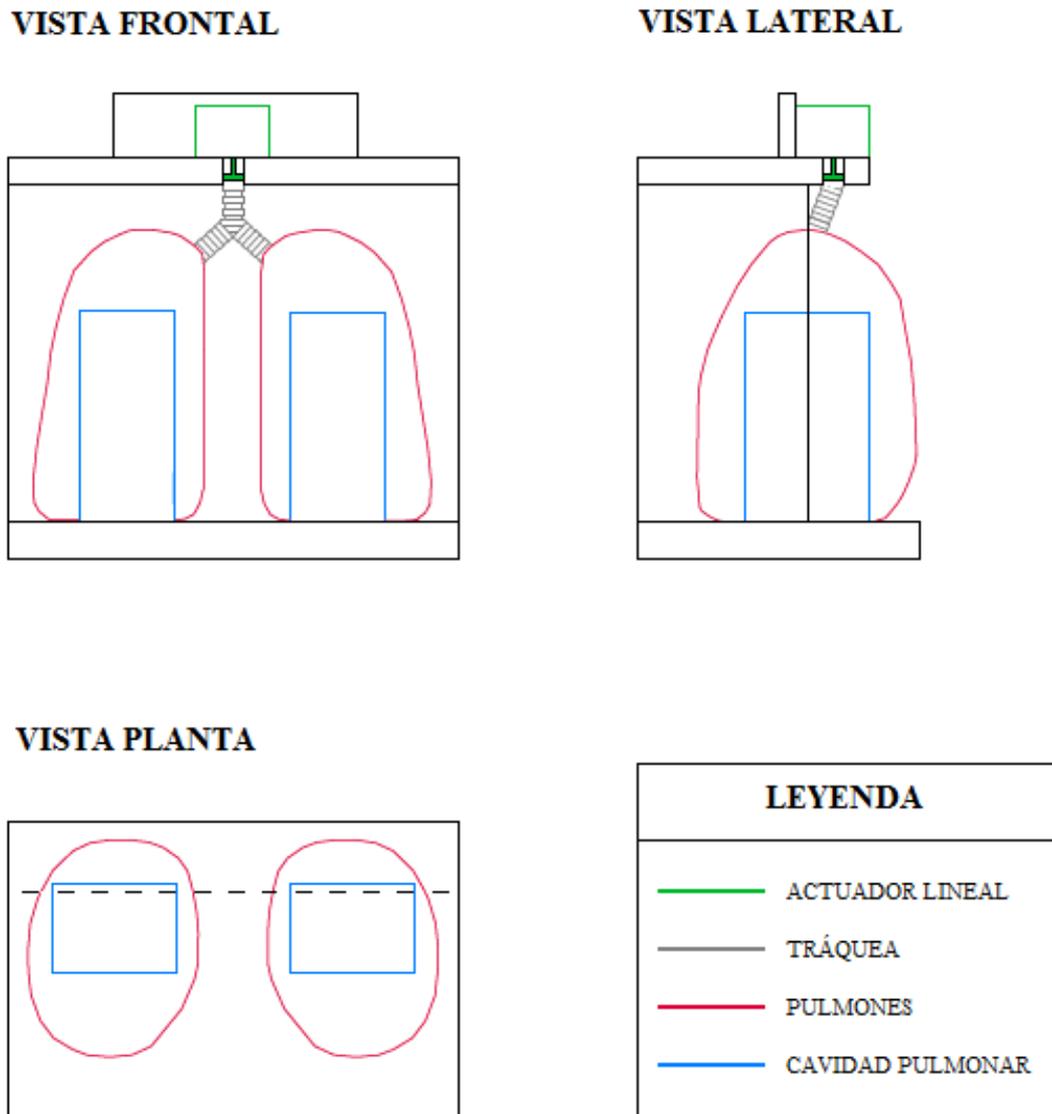


Fig. 54 Planos 2D de la distribución de los elementos en el maniquí.

En la leyenda de la figura 60 figura la relación color-elemento del maniquí:

Verde: actuador lineal, conectado directamente con la tráquea.

Gris: tráquea que conecta el actuador lineal con los pulmones.

Rojo: pulmones, conectados directamente con la tráquea.

Azul: cavidad pulmonar, situada en el interior de los pulmones, accesible por la parte inferior.

En la figura 61 se observa una reconstrucción en 3D del aspecto aproximado que tendría el maniquí, pudiendo observar los diferentes elementos que lo componen, así como que elementos son o no visibles en el producto final.

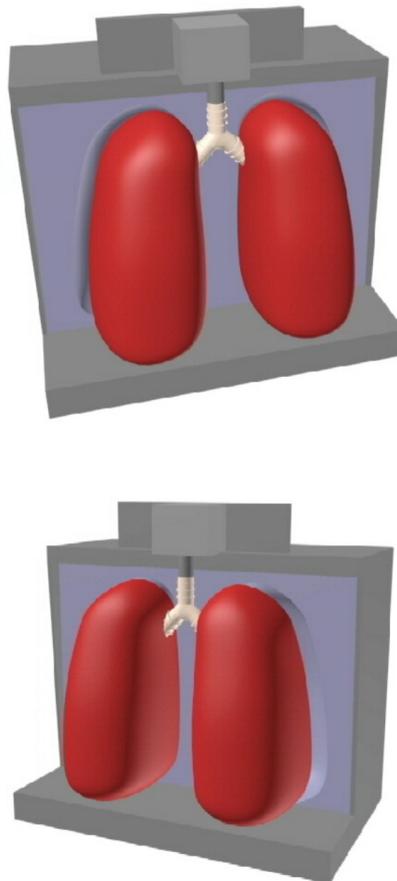


Fig. 55 Modelo 3D del maniquí antropomórfico dinámico.

5.8-Funcionamiento.

Una vez conocida la distribución final de todas las partes, se puede proceder a explicar en qué consiste el funcionamiento del maniquí antropomórfico dinámico.

El servoactuador, previamente programado y conectado a la red eléctrica, es la parte principal del maniquí. Este, una que se le dé la orden, transformará el movimiento rotatorio del cilindro de su interior en un movimiento lineal, que hará mover al vástago a través de la tráquea, que será el encargado de impulsar la mezcla de etanol y corcho hacia el interior de los pulmones. Como se ha calculado previamente, la cantidad de la mezcla de etanol y corcho que será desplazada hacia los pulmones es la calculada para que estos se expandan 5 mm, simulando así la expansión que sufren los pulmones en la fase de inspiración. Este primer movimiento del recorrido será efectuado durante 1,7 segundos, el 23% del total de tiempo de un ciclo respiratorio.

Al finalizar la fase de inspiración, automáticamente, como ha sido programada, el servoactuador procederá a volver a su posición inicial, pero esta vez el recorrido durará 3,7 segundos, el 73% del total de tiempo de un ciclo respiratorio. De esta manera, al ser el vástago reconducido a su posición inicial, el espacio ocupado en la tráquea por este vuelve a quedar libre, volviendo a ser ocupado por la mezcla del etanol y corcho, reduciendo la presión en los pulmones, que volverían a su estado inicial.

De esta manera se da por finalizado el ciclo respiratorio, pudiendo ser repetido las veces necesarias.

Las cavidades pulmonares diseñadas en la parte inferior de los pulmones, son dos huecos de forma rectangular, con dimensiones conocidas de 58 mm de ancho, por 71 mm de profundidad, y 95 mm de altura. Estas cavidades han sido diseñadas para poder introducir en su interior material que simule un tumor. El objetivo principal es conocer cómo afecta el movimiento de los pulmones al tumor almacenado en su interior, en las cavidades ya mencionadas. De esta manera, se pretende estudiar el movimiento del tumor, para así poder ser irradiado en el momento preciso, para no afectar a las zonas sanas de alrededor de este.

6-Conclusiones.

El objetivo principal de este Trabajo de Fin de Máster era el estudio y diseño de un maniquí antropomórfico dinámico, que simulará la anatomía y fisiología de los pulmones, para así poder estudiar cómo afecta el movimiento de estos a un tumor en su interior, y poder así analizar y enfocar en actuador lineal para que solo irradie al tumor, sin afectar a las zonas sanas de alrededor.

Se ha podido reproducir la anatomía y fisiología pulmonar gracias a la segmentación de los pulmones a partir de una adquisición de TAC, de manera que los pulmones son una reproducción real y fiel en tamaño y forma. La simulación del contenido interior de los pulmones ha sido propuesta de una mezcla de etanol y corcho, corcho con una densidad muy parecida a los pulmones, y etanol, con una densidad inferior a la del agua, para crear una fluidez en el interior, debido al estado sólido del corcho. Se considera que esta simulación ha sido acertada, pero no obstante, se podrían buscar otras alternativas para acercarnos más a la densidad del pulmón, alternativas tales como algún gas de densidad similar.

Por otra parte, los materiales utilizados para la simulación de los tejidos blandos, han sido previamente testados en otros estudios, por lo que se consideran una elección acertada, y con poco margen de mejora.

Por último, cabe destacar la parte que hace único a este maniquí, la reproducción del movimiento de los pulmones. Esta parte ha sido muy complicada de desarrollar debido a la inexistencia de algún producto similar en el mercado. El servoactuador escogido finalmente consigue reproducir de una manera bastante acertada el movimiento de los pulmones, aunque dejando un margen de mejora, pudiendo modificar el sistema de accionamiento para reproducir las fases de respiración de alguna forma alternativa, como puede ser una bomba de aire.

7-Líneas futuras.

Conseguidos los objetivos principales marcados al inicio de este trabajo, existe un margen de mejora a introducir en versiones futuras.

A lo largo del estudio y diseño del maniquí antropomórfico dinámico, han ido apareciendo diferentes soluciones alternativas que no se han podido tener en cuenta a causa de la escasez de tiempo, pero de las cuales se ha tomado nota para tener en cuenta en un futuro.

En versiones futuras se pretende crear una base que reproduzca la anatomía del torso humano, a diferencia de la base rectangular con la que se ha diseñado en este estudio, de manera que se le dotaría al maniquí de un aspecto más real. También se estudió la posibilidad de introducir una parte que recubra los pulmones por arriba, parte que esté compuesta por costillas, corazón (estático) y parte del torso, para crear una oposición real a la expansión de los pulmones.

Otra de las opciones que se han tenido en cuenta es un sistema de accionamiento más sencillo de programar, o en el que simplemente se introdujeran los parámetros necesarios para poder rediseñar las fases respiratorias, pudiendo reproducir las de un paciente en concreto del cual se hayan obtenido dichos parámetros con anterioridad, pudiendo adaptar así el maniquí a un paciente en concreto, obteniendo resultados más precisos.

Finalmente, otra de las mejoras que se han estudiado es la posibilidad de introducir el sistema de accionamiento, ya sea el actual o uno mejorado en el futuro, en una reproducción en 3D exacta de la anatomía de una cabeza humana, dotando así al maniquí de una reproducción total exacta de la anatomía de la parte superior del cuerpo humano.

8-Referencias.

- [1] Instituto Nacional para la Seguridad y Salud Ocupacional- “Guía de NIOSH sobre entrenamiento en espirometría.” Centros para el control y la prevención de enfermedades, División de Estudios de Enfermedades Respiratorias, Departamento de vigilancia epidemiológica, 1 de Marzo de 2007.
- [2] Joan Capdevila-“Señales e imágenes médicas.” Universitat de València.
- [3] Kamal Singhrao, Neil Kirby and Jean Pouliot-“A three dimensional head and neck phantom for validation of multimodality deformable image registration for adaptative radiotherapy.” Department of Radiation Oncology, University of California San Francisco.
- [4] R. Rodríguez Romero, B. Cañadillas Perdomo, F. Díaz Romero, J. Hernández Armas-“Dosis medidas versus calculadas en pacientes sometidos a tres exámenes simples de radiodiagnóstico convencional.” Servicio de Física Médica y de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario de Canarias.
- [5] Hart D, Jones DG, Wall BF.- “Normalised Organ doses for Medical X-ray Examinations calculated using Monte Carlo techniques.” NRPB Publication NRPB-SR262 (1994).
- [6] Huda, W. & Sandison, G.A.- “Estimation of mean Organ Doses in Diagnostic Radiology from Rando Phantom Measurements.” Health Physics 1984.
- [7] Klech JH, Smathers JB, Holly FE, Myers LT.- “Anthropomorphic Therapy Phantoms: a quantitative assessment of tissue substitute.” Medical Physics 1990.
- [8] Ferreira LN, Teragni E, Pró EA, Forlizzi V.- “Atlas Fotográfico de Anatomía Humana.” Weber Ferro, S.R.L. 1995.
- [9] ICRP 60.- “Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica.” Publicación S.E.P.R. Madrid. (1995).
- [10] M. Salvadó i Artells, M. López Tortosa, J. J. Morant Echevarne, A. Calzado Cantera-“Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada (TC) sobre maniqués divididos en voxels. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo.” Física Mèdica, Universitat Rovira i Virgili, Reus. 2Servei de Protecció Radiològica, Universitat Rovira i Virgili, Reus. Física Médica, Departamento de Radiología, Universidad Complutense, Madrid.
- [11] Shrimpton PC, Edyvean S.- “CT scanner dosimetry.” Br J Radiol 1998.

- [12] Hubbell JH, Seltzer SM.- “Tables of X-Ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients.” 1996; U.S. Secretary of Commerce on behalf of the United States of America. Disponible en <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>.
- [13] Karr JL, Bielajew AF.- “PIF (Prepare Input File for PEGS4).” National Research Council of Canada. 1993; Report PIRS- 0365.
- [14] Shope TB, Gagne RM, Johnson GC.- “A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography.” Medical Physics 1981.
- [15] Leitz W, Axelsson B, Szendrő G.- “Computed tomography dose assessment.” A practical approach. Radiat Protect Dosim 1995.
- [16] European Commission.- “Quality criteria for computed tomography.” 1997 Brussels, EC EUR 16262.
- [17] ICRU. Report 48.- “Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection.” 1992.
- [18] Belén Juste, R. Miró, V. Abella, A. Santos, Gumersindo Verdú.- “ Uso de detectores MOSFET para verificar y validar el tratamiento de radiación Monte Carlo en un maniquí antropomórfico.” ISIRYM, Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental. Universitat Politècnica de València.
- [19] Monte Carlo team.- “MCNP6TM – User’s manual, Version 1.0”. Los Alamos National Laboratory, LA-CP-13-00634, May 2013.
- [20] S. W. Alderson, L. H. Lanzl, M. Rollins, J. Spira.- “An Instrumented Phantom System for Analog Computation of Treatment Plans“. The Am. Jour. of Roentgenology, Radium Ther. and Nucl. Med.
- [21] Best Medical Canada.-“ <http://www.mosfet.ca/>”.
- [22] Amy E. Kerdoka , Stephane M. Cotin, Mark P. Ottensmeyer, Anna M. Galea, Robert D. Howe , Steven L. Dawson.-“Truth cube: Establishing physical standards for soft tissue simulation.” Division of Engineering and Applied Sciences, Harvard University, Cambridge, MA, USA, CIMIT Simulation Group, Massachusetts General Hospital, Boston, MA, USA.
- [23] Wellman, P.S., 1999. Tactile imaging. PhD Thesis, Division of Engineering and Applied Sciences, Harvard University Cambridge.
- [24] Ottensmeyer, M.P., 2001.- “Minimally invasive instrument for in vivo measurement of solid organ mechanical impedance.” PhD Thesis, Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology Cambridge, MA.

- [25] Strumas, N., Antonyshyn, O., Yaffe, M.J., Mawdsley, G., Cooper, P., 1998.- “Computed tomography artifacts: an experimental investigation of causative factors.” *Can. J. Plast. Surg.* 6.
- [26] D. Zucca Aparicio, J. M. Pérez Moreno, P. Fernández Letón, J. García Ruiz-Zorrilla y A. Miñanbres Moro-“Programa de garantía de calidad de un sistema de irradiación con control respiratorio basado en marcadores fiduciales externos e internos.” Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro.
- [27] Keall P.- “4-Dimensional Computed Tomography Imaging and Treatment Planning.” *Semin Radiat Oncol* 2004.
- [28] Wink N, Panknin C, Solberg TD.- “Phase versus amplitude sorting of 4D-CT data. *J Appl Clin Med Phys* 2006.
- [29] Dawson LA, Balter JM.- “Interventions to Reduce Organ Motion Effects in Radiation Delivery.” *Semin Radiat Oncol* 2004.
- [30] Mageras GS, Yorke E. Deep Inspiration Breath Hold and Respiratory Gating Strategies for Reducing Organ Motion in Radiation Treatment.” *Semin Radiat Oncol* 2004.
- [31] Verellen D, Soete G, Linthout N, Van Acker S, De Roover P, Vinh-Hung V, et al.- “Quality assurance of a system for improved target localization and patient set-up that combines real-time infrared tracking and stereoscopic X-Ray imaging.” *Radiother Oncol* 2003.
- [32] Jin JY, Yin FF, Tenn SE, Medin PM, Solberg TD.- “Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D system in image-guided radiotherapy.” *Med Dosim* 2008.
- [33] Tenn SE, Solberg TD, Medin PM.- “Targeting accuracy of an image guided gating system for stereotactic body radiotherapy.” *Phys Med Biol* 2005.
- [34] Kilian O’Donogue, Alberto Corvó, Pietro Nardelli, Conor O’Shea, Kashif Ali Khan, Marcus Kenndy, Pdraig Cantillon-Murphy-“Evaluation of a novel tracking system in a breathing lung model.” Institute of Electrical and Electronics Engineers.
- [35] R. Eberhardt, D. Anantham, F. Herth, D. Feller-Kopman, and A. Ernst.- “Electromagnetic navigation diagnostic bronchoscopy in peripheral lung lesions.” *Chest*, vol. 131, Jun. 2007.
- [36] H. Zhang, F. Banovac, R. Lin, N. Glossop, B. J. Wood, D. Lindisch, E. Levy, and K. Cleary.- “Electromagnetic tracking for abdominal interventions in computer aided surgery.” Jan. 2010.

- [37] K. O'Donoghue, P. Cantillon Murphy, D. Eustace, J. Griffiths, H. Mansfield, T. Power, and M. O'Shea.- "Catheter position tracking system using planar magnetics and closed loop current control." *IEEE Transactions on Magnetism*, 2014.
- [38] P. Nardelli, R. San Jose Estepar, and P. Cantillon-Murphy.- "Semiautomated Airway Segmentation for Lung CT Datasets." *27th International Congress and Exhibition in Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, 2013.
- [39] S. B. Solomon, P. White, C. M. Wiener, J. B. Orens, and K. P. Wang.- "Three-dimensional CT-guided bronchoscopy with a real-time electromagnetic position sensor: a comparison of two image registration methods." *Chest*, vol. 118, Dec. 2000.
- [40] S. X. Liu, L. F. Gutiérrez, and D. Stanton. "Quantitative evaluation for accumulative calibration error and video-CT registration errors in electromagnetic-tracked endoscopy." *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 6, May 2011.
- [41] D. Deguchi, K. Ishitani, T. Kitasaka, K. Mori, Y. Suenaga, H. Takabatake, M. Mori, and H. Natori.- "A method for bronchoscope tracking using position sensor without fiducial markers." *Medical Imaging*, 2007.
- [42] T. Klein, J. Traub, H. Hautmann, A. Ahmadian, and N. Navab.- "Fiducial-free registration procedure for navigated bronchoscopy." *Medical image computing and computer-assisted intervention :MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Jan. 2007.
- [43] D. Ruan, J. A. Fessler, and J. M. Balter.- "Mean position tracking of respiratory motion." *Medical physics*, vol. 35, Feb. 2008.
- [44] Y. Seppenwoolde, H. Shirato, K. Kitamura, S. Shimizu, M. van Herk, J. V. Lebesque, and K. Miyasaka.- "Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy." *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, vol. 53, Jul. 2002.
- [45] <http://es.slideshare.net/luigiriv/polimetilmetacrilato-pmma>
- [46] <http://www.resinex.es/tipos-de-polimeros/pmma.html>
- [47] <http://www.resinasemec.com.ar/cauchos.htm>
- [48] <http://www.noviplast.com.ar/caucho%20de%20siliconas.htm>
- [49] <http://www.asecor.com/corcho.php?lang=es&sec=2>
- [50] <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FichasTecnica/s/FISQ/Ficheros/0a100/nspn0044.pdf>

- [51] <http://www.quimica.unam.mx/IMG/pdf/12etanol.pdf>
- [52] Actuadores lineales “Contransa”, División Tromece, Serial UAL y UBA.
- [53] Javier Almonacid-Proyecto Final de Carrera “Diseño y simulación de un sistema electrónico de potencia para el control de la carga y descarga de un grupo de supercondensadores.” Director: Salvador Orts Grau. Universidad Politécnica de Valencia, Julio de 2013.
- [54] www.slicer.org