

Memoria del Trabajo de Fin de Grado  
Grado en Física

---

**Fabricación de maniquí con impresora  
3D para control de calidad en ecografía**

---



*Sergio Rodríguez Muértegui*

*Tutorizado por*

*Mario Samir Batista Herrera*

*Daniel Alonso Ramírez*

*Facultad de Ciencias*

*Universidad de La Laguna,*

*14 de junio de 2024*

*A mi madre y a mi padre por apoyarme y permitirme navegar estas bravas  
aguas a mi ritmo, al Club de los Viejos Roqueros por ser tan buenos  
compañeros de viaje y a Miguelito por ser el mejor segundo de abordo.  
Gracias, porque sin ustedes, no podría haber llegado a puerto yo solo.*

# Índice

<b>1. Abstract</b>	<b>4</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>5</b>
2.1. Evolución de la acústica y los ultrasonidos en el tiempo . . . . .	5
2.2. Desarrollo del campo de ultrasonidos en Medicina . . . . .	6
2.3. Braquiterapia de próstata . . . . .	7
2.4. Fabricación aditiva . . . . .	8
<b>3. Objetivo</b>	<b>9</b>
<b>4. Física del sonido</b>	<b>10</b>
4.1. Sonido y ondas sonoras . . . . .	10
4.1.1. Velocidad de las ondas sonoras . . . . .	10
4.2. Propagación de los ultrasonidos en tejidos . . . . .	11
4.2.1. Impedancia acústica . . . . .	11
4.2.2. Reflexión y transmisión con incidencia perpendicular en una superficie de separación de dos medios . . . . .	12
4.2.3. Reflexión y transmisión con incidencia no perpendicular en una superficie de separación de dos medios . . . . .	13
4.2.4. Reflectores especulares y reflectores difusos . . . . .	14
4.2.5. Dispersión acústica . . . . .	14
4.2.6. Atenuación . . . . .	15
4.2.7. Localización acústica . . . . .	16
4.3. Análisis de los materiales del maniquí . . . . .	17
<b>5. Diseño del fantoma</b>	<b>19</b>
5.1. Sistema de ultrasonidos . . . . .	19
5.2. Modelos diseñados . . . . .	21
5.2.1. Modelo S.S. 1 . . . . .	21
5.2.2. Modelo S.S. 2 . . . . .	22
5.2.3. Modelo S.S. 3 . . . . .	24
5.2.4. Anclajes . . . . .	25
5.2.5. Impresión . . . . .	27
<b>6. Resultados</b>	<b>30</b>
<b>7. Conclusiones</b>	<b>32</b>
<b>A. ANEXO I: Procedimiento del Control de Calidad del ecógrafo de braquiterapia prostática realizado durante las Prácticas Externas</b>	<b>37</b>

---

<b>B. ANEXO II: Antiguo procedimiento del Control de Calidad del ecógrafo de braquiterapia prostática del hospital</b>	<b>52</b>
<b>C. ANEXO III: Especificaciones del fantoma comercial 'Model 053S, 053L &amp; 053L-EF'</b>	<b>66</b>
<b>D. ANEXO IV: Especificaciones del fantoma comercial 'Model 045B'</b>	<b>68</b>
<b>E. E. ANEXO V: Medidas de la rejilla</b>	<b>70</b>
<b>F. ANEXO VI: Especificaciones del fantoma S.S.3</b>	<b>71</b>
<b>G. ANEXO VII: Especificaciones de los cilindros</b>	<b>71</b>

## 1. Abstract

Prostate cancer is the most common tumor in men. Nowadays, to treat this carcinoma, hospitals usually offer the option of prostate brachytherapy. In this process, radioactive seeds are introduced into the prostate instead of radiating the whole body or a large portion of it. This way, the treatment is localized and does not affect the rest of the body. To perform the procedure, the surgeon, assisted by a medical physicist, uses an ultrasound system, which needs to be in the best possible conditions, to locate and treat the gland.

To fulfill the expectations settled on the ultrasound system, the instrument must be calibrated by a medical physicist at least once a year. The calibration procedure is carried out following the steps stipulated in the quality control protocol, which requires the use of a special mannequin, called a phantom.

In this context, the CHUC (Complejo Hospitalario Universitario de Canarias) needed to acquire a new prostate brachytherapy phantom. The Medical Physics department considered designing a 3D-printed phantom, which must meet the minimum requirements to pass the tests of the hospital's quality control protocol

The stipulated 3D designing software to create the phantom was Autodesk Fusion 360. However, first, a review of the basics of ultrasound wave physics in different materials and organic tissues is needed. Following this review, the plastic material that will be used to print the mannequin, ABS, will be theoretically tested. Once the design is made, it will be printed using the Ender Creality 3 printer. However, the use of Ultimaker Cura software is necessary beforehand to specify the printing parameters of the phantom. Finally, using the brachytherapy ultrasound system, an analysis of the phantom will be conducted to ensure its functionality.

## 2. Antecedentes

---

*The ambition to understand the world surrounding us is inherent in human beings. Since Ancient Greece, many thinkers have tried to learn and describe how sound and acoustics work. After them, many others followed in their footsteps with more detailed mathematical descriptions and the development of soundwave mechanics. In addition, the discovery of ultrasound waves, followed by the creation of several detection instruments to take advantage of them, led to the ultrasound detection systems that are used nowadays, including those used for prostate brachytherapy, among others.*

*In the present climate, it is possible to design various types of objects and fabricate them with different materials using a 3D printer. This procedure is called Additive Manufacturing, or more commonly known as 3D printing.*

---

Con el fin de establecer un nexo de unión entre la física de ultrasonidos y la Medicina, es esencial realizar una breve revisión histórica de los avances científicos en estas áreas, comenzando con los estudios sobre acústica y ondas sonoras en la Grecia Clásica.

### 2.1. Evolución de la acústica y los ultrasonidos en el tiempo

Los primeros indicios de estudios sobre acústica y sonido se remontan al siglo VI a.C., cuando Pitágoras describió las propiedades de vibración de una cuerda. Posteriormente, en el siglo IV a.C., Aristóteles postuló que el sonido se transmitía a través de las partículas del aire. En el siglo I a.C., Vitruvius realizó contribuciones significativas al diseño acústico de los teatros al determinar el correcto mecanismo de las ondas sonoras. Más tarde, en el siglo VI d.C., Boethius sugirió que la percepción humana de los distintos tonos estaba vinculada a la frecuencia, estableciendo así la primera conexión entre la música y la ciencia.

Uno de los avances significativos en la acústica moderna se produjo entre los siglos XVI y XVII al relacionar la frecuencia de la fuente de sonido con los tonos. Este estudio fue llevado a cabo por Galileo, quien sentó estas bases científicas gracias al interés heredado por su padre, que era matemático, músico y compositor.

En 1880, se produjo un gran avance en el campo de los ultrasonidos al descubrirse el efecto piezoeléctrico. Pierre Curie et al. [1] observaron que al aplicar presión mecánica en un cristal de cuarzo, este generaba un potencial eléctrico. Además, dedujeron que si se aplicaba un potencial eléctrico al cristal, este experimentaría un estrés mecánico que haría vibrar el cristal a una determinada frecuencia. Este hallazgo marcó el primer hito hacia la creación de sistemas capaces de generar y recibir ondas de ultrasonidos.

Coral Bodineau Gil et al. [2] desarrollan, en su libro sobre los fundamentos de física médica, que no fue hasta 1886, gracias al físico Jean-Daniel Colladon, que se logró determinar la velocidad del sonido en el agua. La velocidad medida en su experimento fue de 1432 m/s, una cifra que se encuentra cercana a la medición actual, que es de 1480 m/s .

En 1924, el físico británico Edward Appleton determinó la altura de la ionosfera utilizando los ecos de ondas de radio en lo que se considera el primer experimento exitoso sobre un radiotelémetro. Posteriormente, el físico británico Robert Watson-Watts construyó el primer radar, cuya palabra proviene de las siglas de 'Radio Detection and Ranging'.

En la década de 1930, el científico Sergei Y. Sokolov [3] planteó la posibilidad de detectar defectos en la integridad de los metales mediante pulsos y ecos de ultrasonidos. Pocos años después se crearía y comercializaría dicho dispositivo por parte de múltiples empresas de tecnología.

Según el Dr. Joseph Woo [4], en su análisis sobre la historia y desarrollo de los ultrasonidos, tanto el sonar, como el radar y el detector de defectos en los metales son los precursores de los equipos de ultrasonidos que se utilizan en la Medicina Moderna. Estos dispositivos sentaron las bases tecnológicas y conceptuales para el desarrollo de la ecografía moderna, aprovechando los principios de la propagación y detección de ondas ultrasónicas en diferentes medios para obtener imágenes del interior del cuerpo humano.

## 2.2. Desarrollo del campo de ultrasonidos en Medicina

En sus inicios, la aplicación de ultrasonidos en el campo de la Medicina estaba más orientado a la terapia que hacia el diagnóstico. En 1920, Langévin [5, 6] observó la naturaleza destructiva de las ondas de ultrasonidos de alta intensidad al notar la destrucción de bancos de peces y sentir dolor en su mano al introducirla en el agua mientras se emitía ondas de ultrasonidos de alta intensidad. A pesar de la falta de evidencias científicas que respaldaran su eficacia, en la década de 1940 se utilizaron los ultrasonidos como remedio para diversas enfermedades.

En 1940, H.Gohr y Th. Wedekind mencionan la posibilidad de utilizar un método de reflexión de ecos de ultrasonidos, similar a los detectores de defectos de metales, como herramienta de diagnóstico médico. Este concepto marcó un punto de inflexión en la aplicación de los ultrasonidos en medicina, sentando las bases para el desarrollo de la ecografía diagnóstica.

Durante las décadas de los 40 y 50, diversos grupos de Estados Unidos [7, 8, 9], Japón [10] y Europa [11, 12, 13, 14], investigaron en este campo de forma paralela. En este tiempo se desarrollaron dos tipos de ecógrafos: el ecógrafo en modo A, que empleaba un transductor de un solo elemento piezo-

eléctrico para emitir y recibir los ecos de las reflexiones de los órganos; y el modo B, o método de formación de imágenes en 2D, que realizaba un barrido manual en la región de interés para generar una imagen en dos dimensiones. En el modo A se mostraba una gráfica que representaba la amplitud del eco recibido en función del tiempo permitiendo cuantificar el tipo de reflexión y el órgano o tejido reflector. En el modo B, se observaba una imagen que representaba con precisión el tamaño, posición y forma del objeto estudiado, pero no proporcionaba información sobre la intensidad del eco reflejado. En sus comienzos, la imagen producida en modo B se observaba por un osciloscopio.

A comienzos de los años 60, se empezaron a utilizar los ecógrafos en modo A y en modo B en exploraciones, combinando la precisión del primero con la visualización de imágenes 2D del segundo [14]. Tras la creación del procesador de señales, se logró visualizar las imágenes del ecógrafo en modo B a través de un monitor con distintos niveles de gris, lo que lo que permitía establecer una escala, tomar medidas y almacenar posteriormente las imágenes obtenidas.

Finalmente, en los años 80, se desarrollaron las primeras imágenes en 3D con la intención de representar los volúmenes de las cavidades cardíacas. En 1989, en Japón, se logró la primera imagen en 3D de un feto [15]. Dicha tecnología ha ido mejorando con el paso de los años, aumentando la velocidad de generación de imágenes, hasta llegar a los sistemas actuales.

### 2.3. Braquiterapia de próstata

Como indicó la Dr. Aránzazu et al. [16], el cáncer de próstata, en España, es el tumor más frecuente en varones y la tercera causa de muerte por un carcinoma. Se estima que 1 de cada 8 hombres será diagnosticado de esta enfermedad. El 90 % de los pacientes son mayores de 65 años y el 50 % de los casos detectados son de riesgo intermedio o alto.

Históricamente, se realizaba una prostatectomía parcial o radical, para tratar la enfermedad, pero el desarrollo del tratamiento radiológico en conjunto con los ultrasonidos, además de la necesidad de reducir la morbosidad del tratamiento, dio pie a la braquiterapia de próstata. Esta técnica ha demostrado dar una mayor calidad de vida, a largo plazo, a los pacientes en comparación con la extirpación parcial o completa del órgano.

La braquiterapia prostática es un procedimiento poco invasivo en el que se introducen varias agujas huecas por la zona perineal, asistido por ecografía, hasta llegar a la próstata, donde se aplica posteriormente el implante.

Existen dos tipos de implantes: temporal y permanente. En la aplicación temporal, se administra, a través de las agujas, una dosis de irradiación de forma única, en pocos minutos, a través de una máquina de carga diferida automática. El elemento radiactivo usado en este caso es una dosis de alta



tasa de radiación, como por ejemplo el iridio 192. Una vez finalizado, se retira el implante y se repite el tratamiento a los 15 días. Luego se complementa el tratamiento con radioterapia externa si es necesario.

El implante permanente, a diferencia del temporal, usa dosis de baja tasa. Se implantan semillas radiactivas, como iridio 125 o paladio 103, en el interior de la próstata, distribuyéndolas uniformemente para irradiar completamente la glándula.

## 2.4. Fabricación aditiva

Diversos campos se han visto transformados positivamente por la inclusión de la impresión 3D. En el caso de la Medicina, se utiliza esta herramienta para fabricar prótesis personalizadas o modelos anatómicos detallados con los que planificar intervenciones. En este proyecto se hará uso de la técnica de impresión 3D denominada fabricación aditiva.

La fabricación aditiva es un término usado para nombrar la impresión 3D que utiliza la adición de material para crear los objetos. Las impresoras que entran en esta categoría suelen usar como material filamentos de plástico. La impresora calienta un filamento de este plástico a alta temperatura, y por medio de un extrusor, va depositando con precisión el plástico derretido, con un grosor previamente determinado, en una placa, denominada cama, donde se enfría y solidifica.

Para este trabajo la impresora utilizada es la Ender Creality 3 [17] y los diseños fueron adaptados para su impresión en ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) mediante el software UltiMaker Cura [18]. El ABS es un termoplástico que destaca por su dureza, resistencia y rentabilidad [19], razones por las cuales se seleccionó para el maniquí.

## 3. Objetivo

La finalidad de este proyecto es el diseño y fabricación de un maniquí, o fantoma, funcional para poder calibrar el sistema de ultrasonidos de braquiterapia de próstata. Para lograr dicho objetivo se realizarán los siguientes pasos:

1. Análisis de la física del sonido.
  - Sonido y ultrasonidos.
  - Propagación de los ultrasonidos en tejidos.
  - Comportamiento de los ultrasonidos en los materiales del fantoma.
2. Análisis del sistema de ultrasonidos de braquiterapia.
  - Elementos relevantes al diseño.
  - Partes del protocolo necesitadas de fantoma.
3. Diseño del fantoma.
  - Comparación con fantomas comerciales.
  - Planeamiento de posibles diseños dentro de las capacidades de la fabricación aditiva.
  - Método de ensamblaje de las piezas diseñadas.
  - Evolución y correcciones del diseño.
4. Impresión del fantoma.
5. Análisis del funcionamiento del fantoma.

## 4. Física del sonido

---

*In this section, a brief introduction about the soundwaves will be made, in which it will be defined their speed and how they are clasified. Later on, the propagation of sound waves in organic tissues will be analyzed. Subsequently, the material that will be used in the phantom, ABS, will be theoretically tested to evaluate its effectiveness.*

---

Para analizar teóricamente el comportamiento de las ondas de ultrasonido y diseñar el fantoma en consecuencia, es fundamental introducir el comportamiento físico del sonido y de los ultrasonidos en los tejidos orgánicos.

### 4.1. Sonido y ondas sonoras

El sonido es energía mecánica transmitida mediante ondas de presión. Las ondas sonoras solo se propagan en un medio material que contenga partículas, de manera que estas puedan recibir y propagar la vibración a las moléculas adyacentes, y un emisor, que produzca la vibración inicial.

Las ondas sonoras están conformadas por ondas longitudinales de compresión y rarefacción<sup>1</sup>, en un medio, formadas por una perturbación generada por la vibración de un objeto. La perturbación se propaga por el medio de tal forma que la posición final e inicial de las partículas es la misma.

Durante el desplazamiento de la onda, debido a la vibración de las partículas, se producen compresiones y rarefacciones. En las regiones de compresión, la densidad del medio es mayor que en ausencia de la onda por lo que las partículas están más próximas mientras que en las regiones de rarefacción, las partículas se encuentran más distantes que en ausencia de la perturbación y la densidad el medio es menor.

#### 4.1.1. Velocidad de las ondas sonoras

La velocidad  $v$  a la que se propagan las ondas en líquidos o tejidos biológicos depende de la densidad y la compresibilidad del medio:

$$v = \sqrt{\frac{B}{\rho}}, \quad (1)$$

---

<sup>1</sup>Procedimiento en el cual disminuye la densidad del medio.

donde se denomina a  $B [\frac{kg}{m \cdot s^2}]$  (o  $B [Pa]$ ) como el módulo de la compresibilidad y a  $\rho [\frac{Kg}{m^3}]$  como la densidad. El módulo de la compresibilidad se define como el cociente entre la presión ejercida ( $\Delta P [Pa]$ ) con la disminución relativa del volumen:

$$B = -\frac{\Delta P}{\Delta V/V}, \quad (2)$$

siendo  $V [m^3]$  y  $\Delta V [m^3]$  el volumen y la diferencia de volúmenes respectivamente.

Los ecógrafos, como el que se usará para este trabajo, suelen estar calibrados para una velocidad de 1540 m/s, que es la resultante de hacer la media de las velocidades de propagación en tejidos blandos, a excepción de los pulmones.

Las ondas de sonido se clasifican comúnmente por su frecuencia. Los ecógrafos de braquiterapia prostática trabajan entre 1 y 10 MHz por lo que se encuentra en el rango de los ultrasonidos (Cuadro 1).

Rango de la onda	Frecuencia
Infrasonido	0 Hz - 20 Hz
Sonido audible	20 Hz - 20 kHz
Ultrasonidos	20 kHz - 1 GHz
Hipersonido	> 1 GHz

Cuadro 1: Ondas sonoras en función de su frecuencia

## 4.2. Propagación de los ultrasonidos en tejidos

### 4.2.1. Impedancia acústica

La propagación de las ondas a través de un medio no homogéneo puede verse afectada por los cambios de densidad que presentan las discontinuidades del material de dicho medio, tal y como sucede en los tejidos biológicos.

La impedancia acústica determina el comportamiento de la onda en estas superficies de discontinuidad (Cuadro 2). La impedancia acústica es una característica física del medio y se define como el producto de la densidad del medio ( $\rho$ ) y la velocidad de propagación del sonido ( $c$ ) en dicho medio

$$Z = \rho c \text{ [rayl]}. \quad (3)$$

La unidad de la impedancia acústica es el rayl y su dimensión en unidades del SI es  $kg/(m^2 \cdot s)$ , o también  $N \cdot s/m^2$ .

Medio	$Z$ [rayl]	Medio	$Z$ [rayl]
Aire	$0,0004 \cdot 10^6$	Pulmón	$0,18 \cdot 10^6$
Grasa	$1,34 \cdot 10^6$	Agua	$1,48 \cdot 10^6$
Cerebro	$1,57 \cdot 10^6$	Músculo	$1,71 \cdot 10^6$

Cuadro 2: Impedancias acústicas de distintos tejidos biológicos.

#### 4.2.2. Reflexión y transmisión con incidencia perpendicular en una superficie de separación de dos medios

Al incidir un haz de ultrasonidos de intensidad acústica  $I_i$  en otro medio diferente al de propagación con una impedancia acústica distinta, parte de la intensidad incidente continuará en el segundo material como una onda de intensidad  $I_t$  siguiendo la misma dirección. El resto de la intensidad incidente se reflejará, y se propagará una onda de intensidad  $I_r$ , en la misma dirección y sentido contrario a la onda incidente.

El coeficiente de reflexión de una onda esta definido como el cociente de las intensidades reflejada ( $I_r$ ) y la incidente ( $I_i$ ):

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2, \quad (4)$$

con  $Z_1$  y  $Z_2$  siendo las impedancias acústicas de ambos medios separados por la interfase.

De forma similar al coeficiente de reflexión, el coeficiente de transmisión está definido por el cociente entre la intensidad de transmisión ( $I_t$ ) y la incidente ( $I_i$ ):

$$T = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}. \quad (5)$$

Interfase	R	Interfase	R
Riñón-Hígado	0,00004	Agua-Músculo	0,004
Grasa-Hígado	0,01	Agua-ABS <sup>2</sup>	0,5
Músculo-Aire	0,98	Músculo-Hueso	0,41

Cuadro 3: Coeficiente de reflexión entre distintos medios

En el Cuadro 3 se puede observar los distintos coeficientes de reflexión entre distintos medios, entre los que se incluyen los de varios tejidos biológicos y el coeficiente de reflexión entre el agua y el material con el que se construirá el maniquí de este proyecto. El procedimiento realizado para hallar este coeficiente se encuentra en el apartado 4.3.

#### 4.2.3. Reflexión y transmisión con incidencia no perpendicular en una superficie de separación de dos medios

Cuando la onda incidente tiene un ángulo distinto a  $90^\circ$  con respecto a la superficie de separación, el ángulo incidente se refracta al pasar por la superficie de separación de los dos medios, haciendo que la onda transmitida se desvíe con respecto a la incidente. No pasa lo mismo con la onda reflejada, donde el ángulo de reflexión es igual al de incidencia, cumpliendo la ley de Snell:

$$\frac{\text{sen}\Theta_t}{\text{sen}\Theta_i} = \frac{c_2}{c_1}, \quad (6)$$

con  $c_1$  y  $c_2$  definidos como la velocidad de propagación del sonido, en  $m/s$ , en los medios 1 y 2,  $\Theta_t$  como el ángulo de refracción y  $\Theta_i$  como el ángulo de incidencia.

<sup>2</sup>El parametro para el ABS ha sido tomado del material 'Grey ABS' de 'Onda Corporation. Properties of Plastics'[20].

Luego, los coeficientes de reflexión y transmisión dependen de los ángulos  $\Theta_i$  y  $\Theta_t$ , además de las impedancias acústicas de los mismos medios:

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_1/\cos\Theta_i - Z_2/\cos\Theta_t}{Z_1/\cos\Theta_i + Z_2/\cos\Theta} \right)^2, \quad (7)$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = 1 - R = \frac{4(Z_1/\cos\Theta_i)(Z_2/\cos\Theta_t)}{(Z_1/\cos\Theta_i + Z_2/\cos\Theta)^2}. \quad (8)$$

Si la superficie entre dos medios es una superficie convexa, la onda que la atraviesa convergerá en un punto en el segundo medio y la onda reflejada divergirá. En el caso de que la superficie sea cóncava, la onda reflejada convergerá.

#### 4.2.4. Reflectores especulares y reflectores difusos

La reflexión en los tejidos no siempre es perfecta. Varios tejidos presentan una superficie rugosa que provoca una fragmentación de la onda haciendo que esta se propague en distintas direcciones. Los ecos producidos en dicha fragmentación son más débiles de los que resultan de una reflexión uniforme. Estas superficies que provocan la fragmentación de la onda reciben el nombre de reflectores difusos y ocurren cuando las irregularidades tienen un tamaño inferior o igual a la longitud de onda del ultrasonido, mientras que aquellos que experimentan una reflexión uniforme se denominan reflectores especulares.

#### 4.2.5. Dispersión acústica

Cuando en los medios hay heterogeneidades de menor o igual tamaño que la longitud de onda del ultrasonido se producen reflexiones en cada una de ellas como si fuesen fuentes separadas dando lugar a un fenómeno denominado dispersión acústica. Debido a este efecto, la onda se dispersa en direcciones aleatorias y su intensidad es mucho menor.

Los órganos están repletos de este tipo de homogeneidades, provocando que la fuente más importante de señales de eco en el cuerpo sea la dispersión acústica. Mucha de la información obtenida mediante Ultrasonidos se debe a la dispersión acústica ya que según la densidad del tejido, la amplitud de los ecos será distinta y esto se traducirá a un cambio en el nivel de gris en la imagen. Los cambios observados en la dispersión producida por dos órganos es lo que permite identificar en muchas ocasiones los distintos órganos. También es útil a la hora de visualizar estructuras extrañas en el interior de un órgano, como puede ser un tumor.

#### 4.2.6. Atenuación

La atenuación es el mecanismo que produce una disminución de la intensidad y de la amplitud de la onda en función de la distancia recorrida durante la propagación de un haz de ultrasonido en un tejido. La rigidez del medio influye en el valor de la atenuación, siendo aquellos más rígidos los que provocan un aumento de este valor con la distancia (Cuadro 4). En los tejidos biológicos la atenuación se produce por los fenómenos de reflexión, dispersión y absorción.

La absorción es conversión de energía mecánica en energía térmica. Esta energía térmica se produce debido a la vibración de las partículas durante la propagación de la onda de ultrasonidos por el medio, por lo que la amplitud de la onda decrece, disminuyendo de manera exponencial, la intensidad del haz con la distancia.

$$I = I_0 e^{-\alpha z}, \quad (9)$$

donde  $z$  la distancia recorrida y  $\alpha$  es el coeficiente de atenuación del tejido que cuantifica el cambio que se produce en la amplitud de la onda en  $dB/cm$ . A su vez, dicho coeficiente está compuesto por:

$$\alpha = \alpha(\text{absorción}) + \alpha(\text{dispersión}) + \alpha(\text{reflexión}). \quad (10)$$

Tejido	Atenuación a 1MHz ( $dB/cm$ )
Agua	0,0002
Sangre	0,18
Hígado	0,5
Músculo	1,2

Cuadro 4: Relación de coeficiente de atenuación de tejidos orgánicos.

Al expresar la pérdida de intensidad en decibelios [ $dB$ ], la ecuación exponencial se transforma en una ecuación lineal del tipo:

$$\text{Pérdida de intensidad (dB)} = \mu f z, \quad (11)$$



donde  $\mu$  es  $\alpha$  expresado en unidades de (dB/cm)/MHz,  $f$  es la frecuencia de la onda de ultrasonidos en MHz y  $z$  es la distancia recorrida por la onda en cm.

En la Figura 1 se puede observar como el aumento de la frecuencia reduce la penetración del haz. Sin embargo, la resolución espacial mejora a mayores frecuencias, por lo que en las exploraciones ecográficas hay que llegar a un compromiso entre resolución y penetración en función de la zona que se desee explorar.

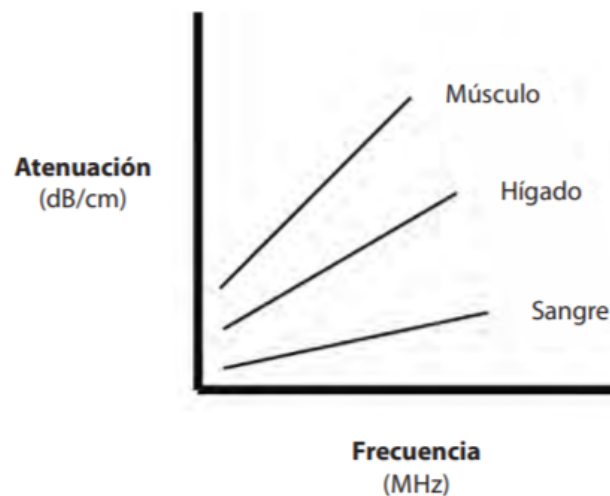


Figura 1: Dependencia de la frecuencia con la atenuación. Imagen obtenida de 'Bordineau Gil, Coral etl al. Fundamentos de Física Médica. Volumen 9: Radiaciones no ionizantes I. Ultrasonidos. Bases físicas, equipos y control de calidad. Pag 68'[2].

#### 4.2.7. Localización acústica

Tras generar una onda pulsada de ultrasonidos, un sistema de localización acústica puede detectar un eco reflejado tras un tiempo medido, lo que permite determinar la distancia hasta la interfase. El sonar esta basado en esta misma técnica.

En diagnóstico médico, las reflexiones del haz de ultrasonidos desde interfases a lo largo de su recorrido tiene gran interés. Cada interfase genera una onda reflejada, de tal forma que dada la ecuación

$$z = c \cdot z, \quad (12)$$

se puede determinar la profundidad  $z$  en la cual se produjo la reflexión si la onda ha invertido un tiempo  $t$  en volver al transductor.

Puesto que la velocidad media en tejido es de 1540 m/s [2] y suponiendo una interfase de 1cm de profundidad, basta con doblar el recorrido para obtener el tiempo hasta la detección. Para poder aplicar esta ecuación, se debe cumplir que el recorrido sea una línea recta y la velocidad del sonido permanezca constante.

### 4.3. Análisis de los materiales del maniquí

A diferencia de los fantomas comerciales, que intentan imitar los tejidos biológicos, los materiales del fantoma diseñado en este trabajo son el agua y el ABS. Esto podría dar a complicaciones a la hora de la propagación y detección de la onda, por lo que se llavará acabo un análisis de ambos materiales para hallar posibles dificultades.

El primer paso será obtener las impedancias acústicas de ambos materiales usando la fórmula (3):

$$Z_{agua} = \rho \cdot c = 1000 \left[ \frac{Kg}{m^3} \right] \cdot 1480 \left[ \frac{m}{s} \right] = 1,48 \quad [Mrayl], \quad (13)$$

$$Z_{ABS} = \rho \cdot c = 1050 \left[ \frac{Kg}{m^3} \right] \cdot 2250 \left[ \frac{m}{s} \right] = 2,36 \quad [Mrayl]. \quad (14)$$

Posteriormente, con las impedancias acústicas calculadas se puede analizar la reflexión y transmisión de los materiales haciendo uso de las expresiones (4) y (5):

$$R_{agua-ABS} = \left( \frac{Z_{ABS} - Z_{agua}}{Z_{agua} + Z_{ABS}} \right)^2 \approx 0,05, \quad (15)$$

$$T_{agua-ABS} = 1 - R_{agua-ABS} \approx 0,95. \quad (16)$$

Por tanto, se espera que el 95% de la onda se siga transmitiendo una vez pase del agua al ABS, que es cercano a la interfase entre el músculo y el hueso, asumiendo una incidencia perpendicular. Esto

implicaría que se transmite la onda lo suficiente como para poder ser observada pero al existir un 5 % de reflectividad probablemente aparecerán artefactos en las imágenes.

Además, del documento 'Onda Corporation. Properties of Plastics' [20] se extrae que la atenuación para el 'ABS Grey' a 5 MHz es  $11,3 \frac{dB}{cm}$ . Luego utilizando la ecuación (11) se puede obtener la atenuación  $\mu$  del material por cada centímetro que avanza la onda en el material a cualquier frecuencia:

$$11,3 \left[ \frac{dB}{cm} \right] = \mu f \leftrightarrow \frac{\mu}{cm} = \frac{11,3}{5 \cdot 10^6} \left[ \frac{dB/cm}{MHz} \right] = 2,26 \cdot 10^{-6} \left[ \frac{dB/cm}{MHz} \right] \quad (17)$$

Una vez obtenido  $\mu/cm$ , se calcula la pérdida de intensidad por centímetro del ABS a una frecuencia de 1 MHz para poder compararlo con los tejidos del Cuadro 4, utilizando de nuevo la fórmula (11):

$$\frac{Pérdida}{cm} = 2,26 \cdot 10^{-6} \left[ \frac{dB/cm}{MHz} \right] \cdot 10^6 \text{ MHz} = 2,26 \left[ \frac{dB}{cm} \right] \quad (18)$$

Una vez obtenida la pérdida de la intensidad por centímetro a 1 MHz, tal y como muestra la ecuación (18), se compara con los valores de atenuación del Cuadro 4. Se puede observar que el ABS disipa con mayor facilidad las ondas de ultrasonidos que los tejidos y órganos comúnmente observados en exploraciones ecográficas. Dicho resultado implica que los objetos que se quieran diseñar en ABS, para ser correctamente reconocidos en un examen ecográfico, no deben de ser de gran tamaño, así las ondas no perderán demasiada intensidad y se podrán detectar con facilidad.

## 5. Diseño del fantoma

---

*In this segment, the methodology for designing the mannequin based on the hospital's brachytherapy ultrasound system will be discussed. Subsequently, using Autodesk Fusion 360 software, the phantom will be designed according to the recommendations of the AAPM's 128 group. Following this, the step-by-step process that led to the final model will be detailed, including the various designs that were discarded.*

---

Tras analizar el comportamiento de las ondas de ultrasonido al atravesar el ABS, se procede a diseñar el fantoma considerando tanto el sistema de ultrasonidos que se va a calibrar como diversos fantomas comerciales.

### 5.1. Sistema de ultrasonidos

El sistema de ultrasonidos especializado en braquiterapia de próstata empleado por el hospital es el ecógrafo BK Medical Flex Focus 1202 (Figuras 2 y 3). Para verificar el estado del sistema de Ultrasonidos, es necesario realizar un control de calidad, normalmente en un intervalo anual, que consta de diferentes pruebas. Las pruebas del control de calidad por las que debe pasar el ecógrafo usado en esta investigación son las siguientes<sup>3</sup>:

1. Paso de la sonda.
2. Escala de grises.
3. Profundidad de penetración.
4. Resolución espacial.
5. Exactitud en las medidas de distancia.
6. Medida de áreas.
7. Medidas de volúmenes.
8. Exactitud de la medida de volúmenes en el planificador.
9. Uniformidad.
10. Zona Muerta.

---

<sup>3</sup>Los protocolos de calidad con cada prueba desarrollada se encuentran al completo en los Anexos I y II.

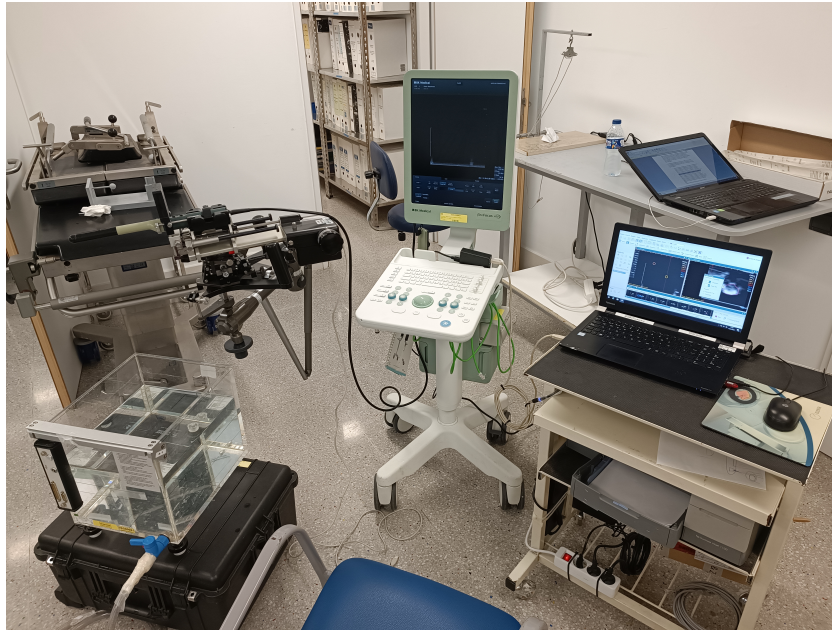


Figura 2: Sistema de Ultrasonidos montado para hacer el Control de Calidad.

Dichos procedimientos han influenciado en el diseño del fantoma, en donde, a excepción de los pasos 1 y 2 antes mencionados, todos dependen de un fantoma con características concretas para poder ser realizados, tales como piezas grandes donde se puedan medir volúmenes y superficies, como varios elementos situados entre distancias conocidas.

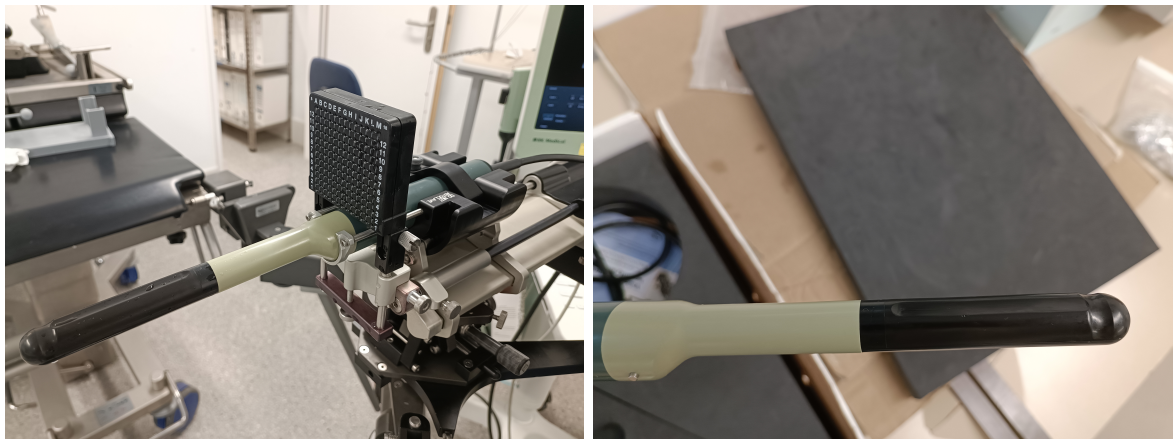


Figura 3: Sonda y rejilla de braquiterapia.

## 5.2. Modelos diseñados

Para diseñar el fantoma, se ha utilizado el entorno virtual Autodesk Fusion 360 [21], una plataforma de software de modelado 3D, CAD/CAM (Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing) destinada al diseño y la fabricación de productos.

Teniendo en cuenta las especificaciones de otros fantomas comerciales<sup>4</sup>, se han propuesto varios diseños buscando aproximarse a las recomendaciones del grupo 128 de la AAPM (American Association of Physicist in Medicine)[22] sobre los elementos necesarios para realizar protocolos de calidad a los sistemas de ultrasonidos destinados a braquiterapia prostática.

### 5.2.1. Modelo S.S. 1

Este diseño trataba de replicar el fantoma comercial 'Model 053S, 053L & 053L-EF' [23] (Figura 4). Dicho maniquí comercial replica en alto detalle la forma de una próstata, sus componentes y los elementos anatómicos inmediatos. Además, al tratarse de un dispositivo especializado en entrenamiento para el procedimiento de braquiterapia de próstata, está diseñado para que se pueda practicar en él las punciones que se realizarían en la intervención.

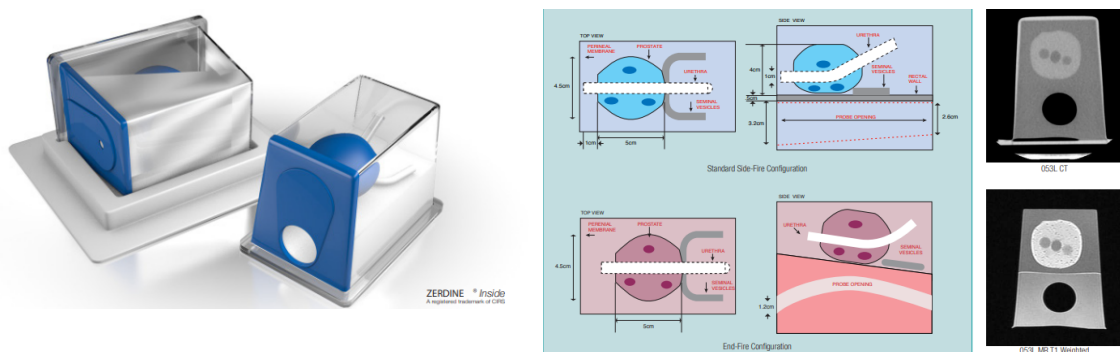


Figura 4: Fantoma comercial 'Model 053S, 053L & 053L-EF' [23].

Para el uso requerido en este proyecto, el fantoma comercial es demasiado complejo y tiene más elementos de los necesarios que además complicarían enormemente el diseño del nuevo, por lo que se optó por simplificarlo creando un único elemento macizo con forma de próstata (Figura 5). Se decidió crear un ensamblaje que se anclara en la posición donde normalmente se colocaría la rejilla<sup>5</sup>, en el brazo y soporte para la sonda, y un hueco por el que pasar la sonda.

<sup>4</sup>Los parámetros de los fantomas comerciales se encuentran en las hojas de datos de los Anexos III y IV.

<sup>5</sup>Las medidas pertinentes a la rejilla se encuentran en el Anexo V.

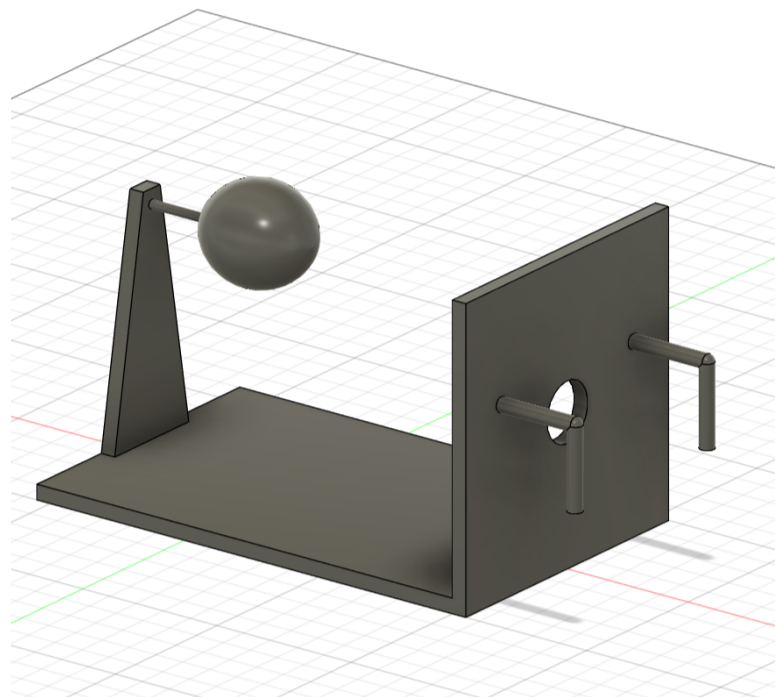


Figura 5: Diseño del modelo S.S. 1 en Fusion 360.

El motivo principal para empezar con este tipo de modelo, además de su simpleza, era porque el hospital ya disponía de un modelo similar. Sin embargo, al ser un maniquí de un solo elemento, solo se podría medir una superficie y un volumen en las pruebas por lo que los resultados podrían ser insuficientes para afianzar los datos de ambas pruebas. Además, al poseer un solo objeto, no sería fácil calcular la exactitud de la medida de las distancias. Por lo tanto, se optó por descartar este primer modelo.

### 5.2.2. Modelo S.S. 2

Debido a la simplicidad del anterior modelo se optó diseñar uno nuevo con un mayor número de elementos para poder cumplir con los estándares requeridos por el protocolo de control de calidad. Para ello, se trató de replicar ciertos aspectos del fantoma comercial 'Model 054B' [24] (Figura 6), en el cual se incluían varios elementos con los que realizar las pruebas del protocolo de calidad.

Este nuevo fantoma comercial poseía diferentes cuerpos alojados en el mismo, así como filamentos, con los que poder realizar más medidas para poder confirmar la veracidad de la calibración.



Figura 6: Fantoma comercial 'Model 045B' [24] .

En este caso se diseñó un fantoma en forma de caja hueca, con solo el techo y el suelo completo, en donde se anexionarían elementos tales como elipsoides, con volúmenes aproximados a los de próstatas, por medio de varillas de distintas longitudes. El objetivo de este diseño era suplir las carencias del S.S. 1 al añadir más cuerpos con los que hacer mediciones.

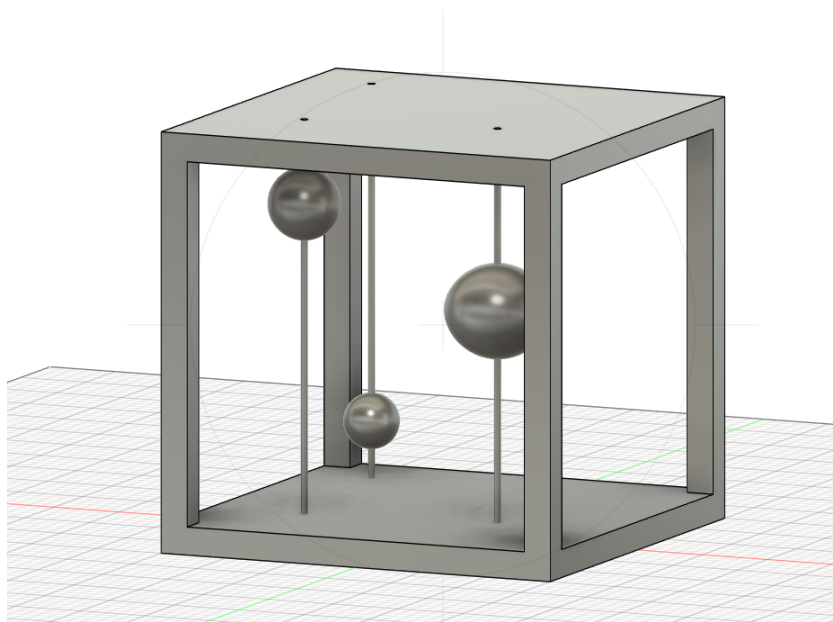


Figura 7: Diseño del modelo S.S. 2 en Fusion 360.

Sin embargo, se abandonó rápidamente el modelo S.S. 2 (Figura 7) ya que podría presentar varios desafíos a la hora de imprimir sus componentes en la impresora 3D, además de que un diseño más sencillo y simple podría ser más óptimo, tanto para almacenarlo como para su montaje.



### 5.2.3. Modelo S.S. 3

Para el tercer y último diseño, se consideró que el anclaje usado para el modelo S.S. 1 podría hacer que se rompiera el fantoma con mayor facilidad, por lo que se decidió utilizar la rejilla de braquiterapia (Figura 3) como el anclaje del modelo con el soporte de la sonda, de esta forma el peso recaería sobre la rejilla en lugar de sobre el anclaje. Para ello se diseñó un objeto, que se denotará como 'Socket' (Figura 8). Este elemento se engancha a la rejilla por los bordes de la misma para construir el resto del fantoma a partir de él.

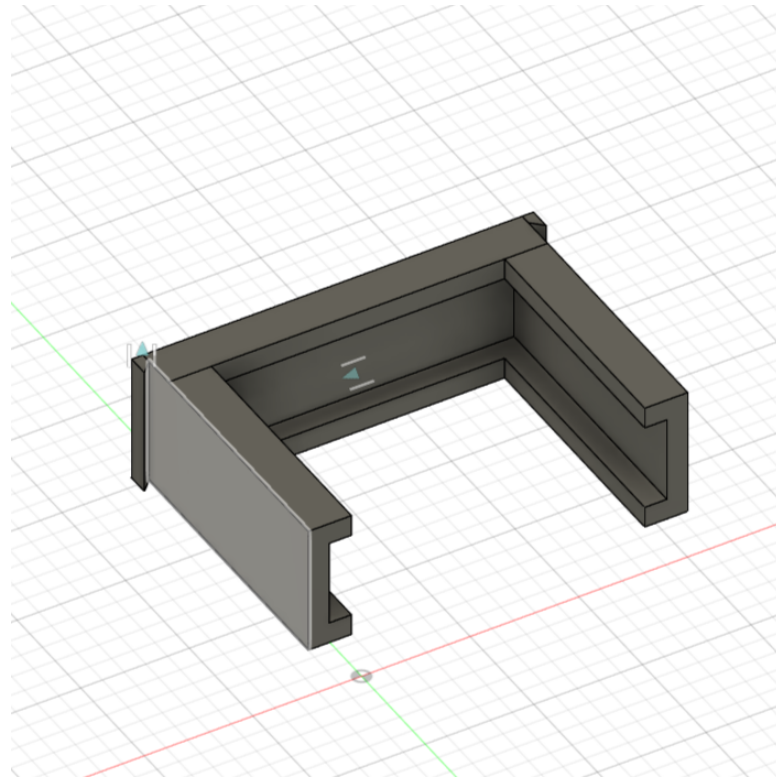


Figura 8: Diseño del 'Socket' en Fusion 360.

Una vez que se comprobó la correcta funcionalidad de este anclaje se procedió al desarrollo del resto del fantoma. Tal y como se planteó para el modelo S.S. 2, se diseñó un elipsoide y tres esferas (Figura 9) con volúmenes similares a los de las próstatas. Estos irán enganchados, por medio de unas varillas, a una superficie plana que servirá de base para el conjunto de elementos, denotada como 'Base'.

Una vez se ha diseñado la 'Base' con todos los elementos anexionados, solo queda unirla con el 'Socket', por lo que se diseña una pared que una ambas piezas con la suficiente longitud como para que la sonda tenga el debido rango de movimiento (Figura 10).

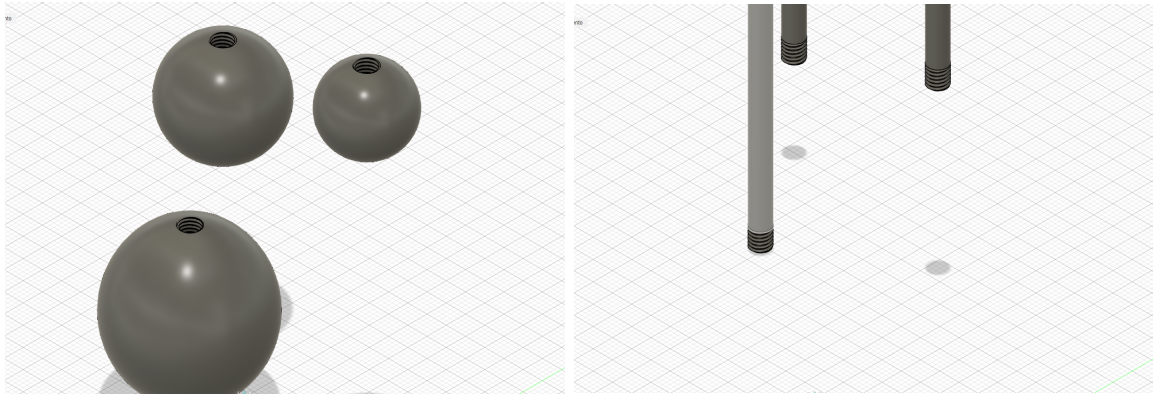


Figura 9: Elipsoide, esferas y varillas en Fusion 360.

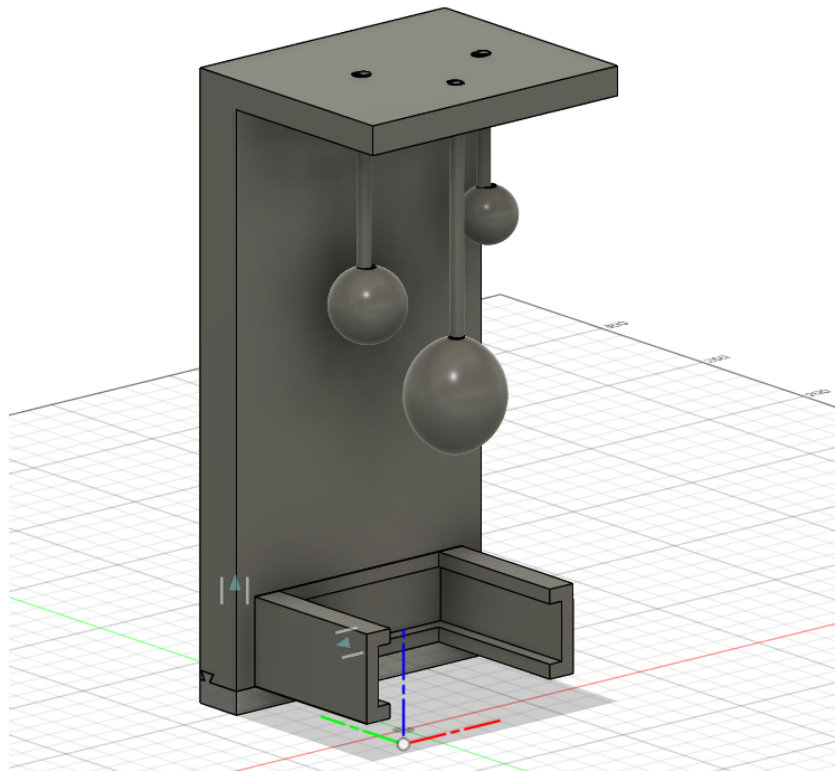


Figura 10: Diseño del modelo S.S. 3 en Fusion 360.

#### 5.2.4. Anclajes

Debido a como funciona la impresión 3D por extrusión, la forma de las piezas son un factor muy importante a la hora de imprimir. Cada extrusión debe colocarse debajo de una superficie sólida, por lo que no se pueden hacer estructuras colgantes y cualquier forma complicada posee mucho riesgo de estropearse inmediatamente.

Para evitar este impedimento, se fragmentó el fantoma en distintas partes: el 'Socket', las 3 varillas

separadas individualmente, las 2 esferas y el elipsoide, también separados individualmente, y la 'Base'. Como consecuencia de dividir el fantoma, se necesitó crear puntos de anclaje o de unión para montarlo posteriormente. Por tanto, se creó un sistema de tornillos y roscas para las varillas, los cuerpos esféricos y la base. Las varillas actuarán como tornillos que se enroscarán a la base, las esferas y el elipsoide.

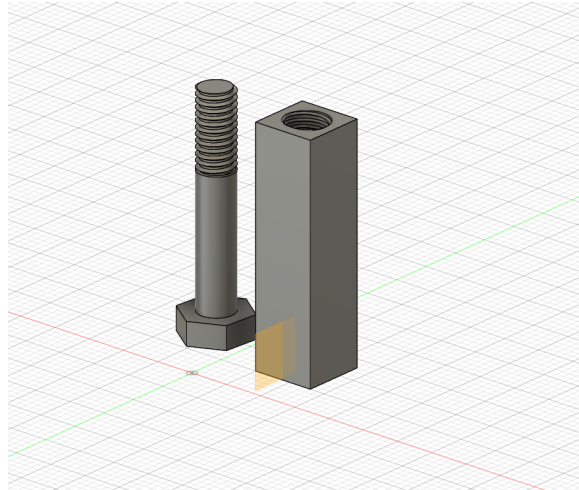


Figura 11: Prueba de tornillo y roscas.

Para unir la pared de la 'Base' con el 'Socket' se diseñó un sistema de anclajes en forma de 'V'. Se añadió a los costados del 'Socket' unas aletas pequeñas con la misma forma de 'V', tal y como se puede observar en la parte superior del diseño en la Figura 8. Análogamente, se creó un espacio en el interior de la pared donde se pudiese anclar el 'Socket' desde abajo siguiendo unas guías con la estructura de las aletas. De esta forma quedaría fija en cualquier dirección a excepción de la vertical.

Luego, para limitar aún más este movimiento se creó con la herramienta Fusion 360 un nuevo cuerpo denominado 'Suelo'. Este elemento consistió en una pieza del mismo ancho que la pared que utiliza el mismo sistema de guiado en forma de 'V' para tapar la parte inferior del 'Socket' y evitar que se deslice y caiga del anclaje con la pared.

Finalmente, para poder comprobar si estos anclajes eran válidos y aptos para su impresión se realizaron las pruebas pertinentes creando diferentes elementos que representasen cada unión, tanto para los tornillos y roscas (Figura 11) como para las guías en 'V' (Figura 12). Una vez impreso y probado su eficacia, se aplica estos cambios en el diseño y se imprime cada uno de los componentes del fantoma.

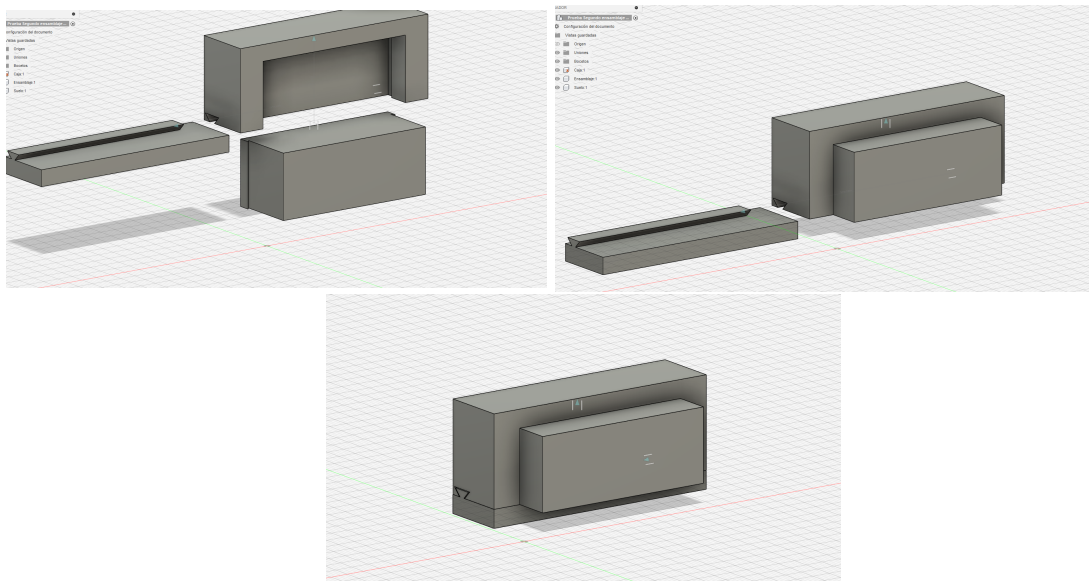


Figura 12: Prueba y montaje del anclaje de la pared con el 'Socket'.

### 5.2.5. Impresión

Para poder imprimir los diseños se usó el software UltiMaker Cura, el cual se configuró para que utilizase los parámetros de la impresora 3D Ender Creality 3.

Con el fin de imprimir el fantoma, se crearon, a través de Fusion 360, diversos archivos en formato .stl, representando cada uno de los elementos del mismo. El software Cura es capaz de leer estos archivos y formar una representación tridimensional de cada uno de los cuerpos simulando el entorno de la impresora 3D. En este entorno, se orientaron correctamente las piezas y se concretaron los parámetros de las mismas. A continuación, se utiliza la herramienta 'Slice' con la que se genera, virtualmente, las distintas capas necesarias para completar las piezas y el tiempo estimado de su fabricación. Además, genera un archivo .gcode que indica a la impresora los parámetros que ha de usar y la posición, en un eje de coordenadas cartesiano tridimensional, de todas las extrusiones a realizar hasta completar la pieza (Figura 13).

```

;FLAVOR:Marlin
;TIME:1910
;Filament used: 1.14254m
;Layer height: 0.2
;MINX:73.6
;MINY:94.6
;MINZ:0.2
;MAXX:146.4
;MAXY:125.4
;MAXZ:13
;Generated with Cura_SteamEngine 5.2.2
M140 S50
M105
M190 S50
M104 S200
M105
M109 S200
M82 ;absolute extrusion mode
; Ender 3 Custom Start G-code
G92 E0 ; Reset Extruder
G28 ; Home all axes
M92 E410
G1 Z2.0 F3000 ; Move Z Axis up little to prevent scratching of Heat Bed
G1 X0.1 Y20 Z0.3 F5000.0 ; Move to start position
G1 X0.1 Y200.0 Z0.3 F1500.0 E15 ; Draw the first line
G1 X0.4 Y200.0 Z0.3 F5000.0 ; Move to side a little
G1 X0.4 Y20 Z0.3 F1500.0 E30 ; Draw the second line
G92 E0 ; Reset Extruder
G1 Z2.0 F3000 ; Move Z Axis up little to prevent scratching of Heat Bed
G1 X5 Y20 Z0.3 F5000.0 ; Move over to prevent blob squish
G92 E0
G92 E0
G1 F2700 E-5
;LAYER_COUNT:65
;LAYER:0
M107
G0 F6000 X78.24 Y96.836 Z0.2
;TYPE:SKIRT
G1 F2700 E0
G1 F1200 X79.032 Y96.302 E0.03177
G1 X79.865 Y95.836 E0.06352
G1 X80.734 Y95.441 E0.09527
G1 X81.633 Y95.12 E0.12702
G1 X82.556 Y94.876 E0.15877
G1 X83.497 Y94.71 E0.19055
G1 X84.689 Y94.613 E0.23033
G1 X85.33 Y94.6 E0.25165
G1 X134.456 Y94.601 E1.88559
G1 X135.154 Y94.611 E1.90881
G1 X136.108 Y94.665 E1.94059
G1 X137.053 Y94.798 F1.97733

```

Figura 13: Fragmento inicial de un archivo .gcode.

Cuando se realiza una impresión, el parámetro principal a especificar es el relleno o 'infill'. Este indica la cantidad del material con el que se rellena la pieza. Para cualquier valor menor al 100 % se especifica distintos tipos de estructuras que aportan rigidez interior a la pieza, tales como con patrón triangular o hexagonal.

Como el aire es un mal conductor del sonido, se especificó que los elementos esféricos y las varillas tengan un 100 % de relleno. Sin embargo, para reducir los costos de impresión y el tiempo, se eligieron distintos porcentajes de relleno para las piezas restantes, todas con una construcción interior en forma de triángulos. Por ejemplo, en la Figura 14, se puede observar la pieza 'Base' en el software UltiMaker Cura, cuyas imágenes corresponden a la plataforma de anclaje y la pared. Luego, en la Figura 15, las imágenes describen los mismos elementos tras aplicarse la herramienta 'Slice'. En la esquina superior derecha se puede observar que el relleno utilizado para esta pieza es del 30 %.

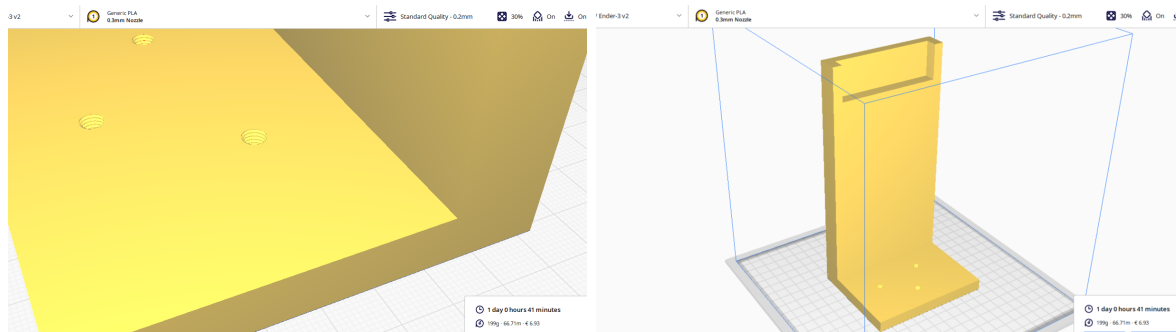


Figura 14: 'Base' del modelo S.S. 3 en el software de UltiMaker Cura.

Adicionalmente al relleno, se tuvieron en cuenta otros parámetros. El comienzo de la impresión tiende a ser la etapa más comprometida, ya que si el material no se adhiere adecuadamente a la cama de la impresora, el objeto no se construirá correctamente y presentará imperfecciones. Para mitigar este problema, se utilizó el parámetro 'Build Plate Adhesion', que crea una película fina alrededor de la pieza. Esta película mejora la adherencia del objeto a la cama y ayuda a eliminar las aglomeraciones de plástico seco formadas por impresiones anteriores.

Luego, en el caso de las esferas y el elipsoide, sus estructuras impiden que se puedan imprimir correctamente utilizando únicamente el parámetro 'Build Plate Adhesion'. Por ello, se recurrió al uso del parámetro 'Support', el cual permite crear una estructura de soporte en forma de nido debajo de cada una de estas piezas. Esta estructura de soporte proporciona una superficie sólida sobre la cual imprimir, evitando que las piezas colapsen sobre sí mismas durante el proceso de impresión.

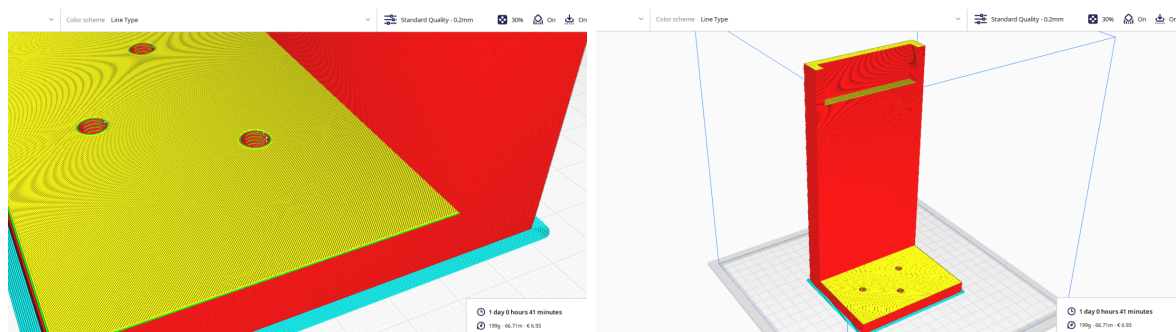


Figura 15: 'Base' del modelo S.S. 3 en el software de UltiMaker Cura con la herramienta 'Slice'.

Con las piezas impresas y el fantoma montado<sup>6</sup>, se procedió a realizar las pruebas pertinentes de un control de calidad.

<sup>6</sup>Las especificaciones del fantoma se encuentran en la hoja de datos del Anexo VI.

## 6. Resultados

*After designing and printing the mannequin, the quality control protocol was tested with it. To do so, the ultrasound system and the computer with the planning software were assembled.*

Una vez impreso y montado el fantoma, se procedió al montaje del sistema de ultrasonidos, así como del ordenador con el software de planificación. El procedimiento detallado llevado a cabo se encuentra documentado en los Anexos I y II, donde se especifican los pasos y las consideraciones técnicas necesarias para la preparación del equipo.

Tras completar el montaje del sistema, se utilizó la resolución axial para localizar y evaluar los elementos internos del fantoma.

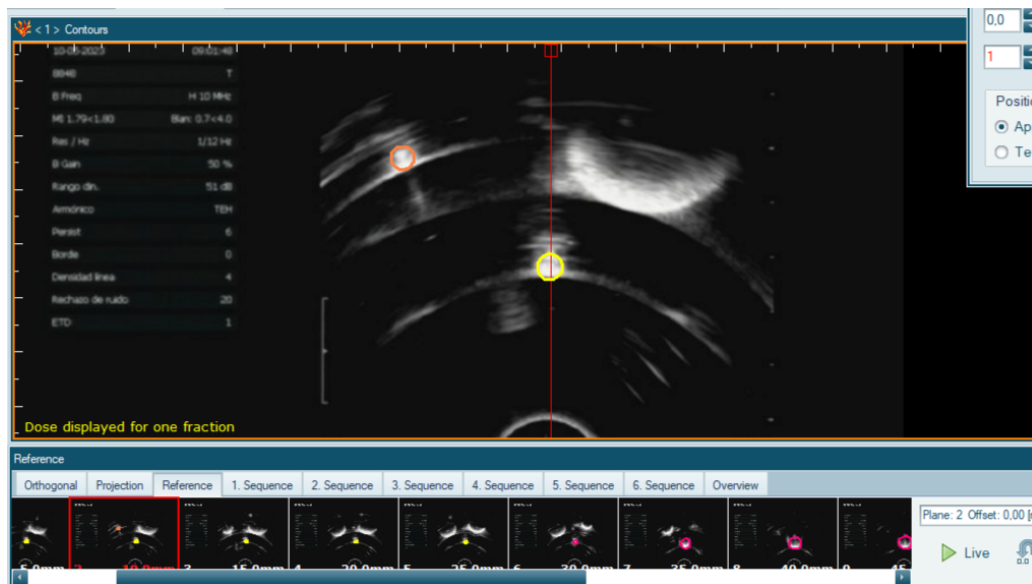


Figura 16: Imagen axial de las varillas y el elipsoide en el software de planificación.

En las Figuras 16 y 17 se puede observar el fantoma a través del software de planificación en donde se han marcado con círculos pequeños las varillas y con un círculo más grande una de las esferas. El objetivo de estos círculos es marcar la superficie de cada elemento, denotando su radio.

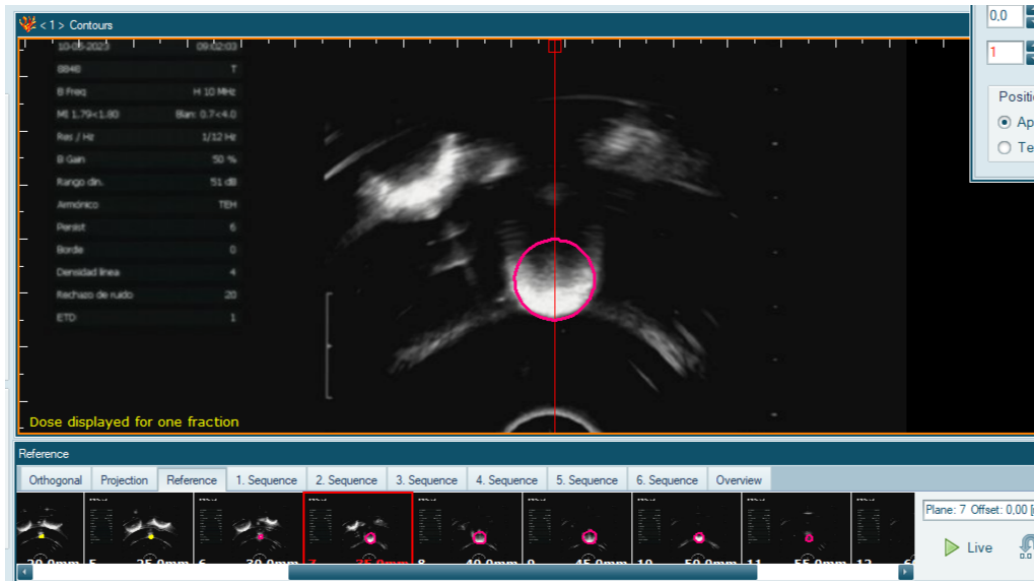


Figura 17: Imagen axial de las dos esferas en el software de planificación.

Como se puede observar, las varillas están bien definidas dentro del círculo. Esto implica que es posible realizar medidas de distintas distancias y, de esta forma, comprobar la precisión del ecógrafo en ello. Sin embargo, las esferas y el elipsoide no son totalmente visibles en las imágenes y la circunferencia no parece denotar al cuerpo completo. Esta posibilidad se planteó al final de la sección 4.3. La opacidad en las esferas se debe a que los elementos son demasiado compactos y las ondas de ultrasonidos se atenúan demasiado, casi el doble de rápido que en el músculo (Cuadro 4 y ecuación (18)), de manera que solo se llega a ver claramente las secciones de las superficies que se encuentran de cara a la sonda. Por tanto, no se pueden utilizar estas piezas para tomar medidas y calibrar el sistema de ultrasonidos.



### 7. Conclusiones

---

*In conclusion, the results of the rods can be considered succesfful, in oposition to the spheres and ellipsoid. However, corrections to this particular issue are proposed and created with the possibly of being tested for further study.*

---

A pesar de que las mediciones de las esferas y el elipsoide no fueron válidas, los resultados de las varillas resultaron positivos al ser claramente observables. Por lo que es posible realizar mediciones fiables con ellas. También se pueden ver numerosos artefactos en las imágenes obtenidas, mayormente generados por el propio fantoma, por lo que sería complicado intentar reducirlos. Sin embargo, estos artefactos no incurren en mayores dificultades a la hora de tomar medidas, por lo que deja a las esferas y el elipsoide como únicos elementos a corregir.

Para resolver la falta de visibilidad de los cuerpos se planteó la posibilidad de fabricarlos con una cavidad interior que se pueda rellenar con agua y con paredes finas. De esta forma, las ondas no se atenuarían tanto al atravesar menos material y se podrían seguir transmitiendo con menores dificultades.

Como el diseño para impresión 3D de esferas huecas es complejo, se optó por realizar las correcciones con objetos en forma de cilindros desmontables. Inicialmente, la decisión de las esferas y elipsoides se tomó por su similitud estructural a una próstata. Sin embargo, el fantoma no requiere de elementos con formas o tamaños concretos ya que solo importa si las piezas son diferenciables y medibles. Dichos cilindros, poseen un diseño de dos partes que se unen por medio de un sistema de roscas<sup>7</sup>, igual al desarrollado en la sección 5.2.4, tal y como se muestra en la Figura 18. Los resultados de los cilindros se dejan para posibles revisiones de este trabajo. También se deja como idea la posibilidad de cambiar el material a PLA. El PLA son las siglas en inglés de ácido poliláctico (Polylactic Acid) el cual es un plástico biodegradable.

Los fantomas comerciales requieren de la suficiente atención para que se mantenga húmedo el material que intenta replicar la densidad del cuerpo humano y no se deteriore. Sin embargo la labor de los físicos médicos puede dejar desatendida esta tarea, haciendo que se sequen y dejándolos dañados complicando así su objetivo. Y aún, bajo buen mantenimiento, a los 5-7 años empiezan a deteriorarse. El objetivo de este trabajo no era solo crear un fantoma funcional, sino crear uno que no requiera de este mantenimiento y que sea barato y fácil de hacer.

---

<sup>7</sup>Los parámetros de los cilindros se encuentran en el Anexo VII.

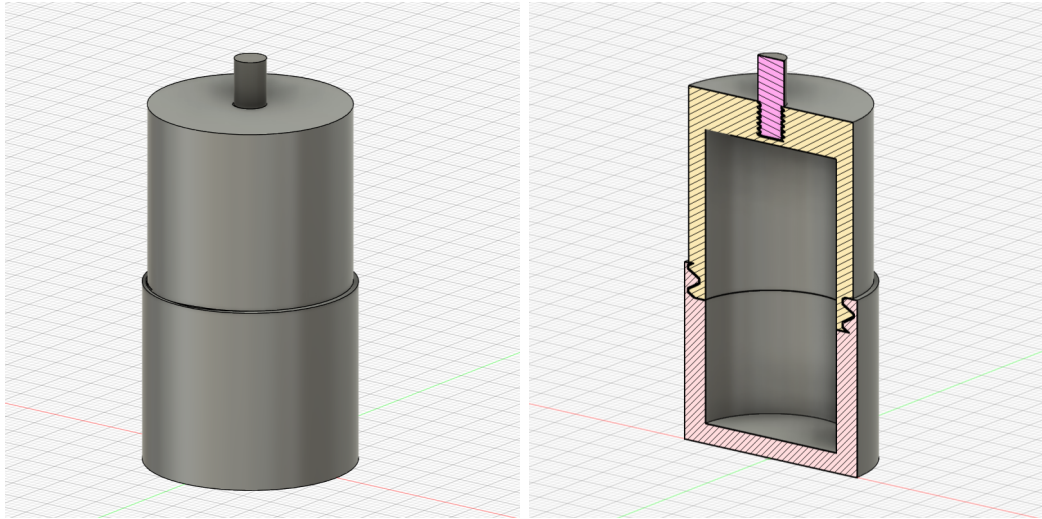


Figura 18: Diseño de los cilindros en Fusion 360.

Un fantoma de braquiterapia prostática 'Model 045B1' ya usado, tiene un precio, en el mercado de segunda mano, de 799,99\$ [25]. El fantoma que se fabricó costó 9,8€ en materiales de fabricación, y con el cambio a los cilindros el precio sigue rondando los 10€. Aún añadiendo el precio de la impresora 3D, entorno a 200€ [17], todavía sería necesario imprimir un fantoma anual durante más de 50 años para igualar el coste de un fantoma usado. Esto implica que, asumiendo que se compre cada 5 años un nuevo fantoma de 800\$ (735,82€), aún imprimiendo un fantoma al año durante esos mismos 5 años, el hospital se ahorraría casi 500€. Asimismo, el fantoma diseñado no requiere de mantenimiento, puede durar bastante en el tiempo y cualquier pieza que se estropee puede volver a imprimirse con facilidad, por lo que esa cifra podría aumentar más.

A pesar de las ventajas que presenta un maniquí con estas características, existen varios factores que mitigan dichos beneficios. A pesar de que en el programa Fusion 360 se diseñen distintas piezas que, virtualmente, encajan, es probable que tras imprimirlas no se adhieran bien unas con otras por las imperfecciones que genera el propio proceso de impresión. Esto acarrea un círculo de ensayo y error en el que hay que corregir individualmente cada elemento y volver a esperar por su impresión, alargando el proceso de diseño a no ser que se tenga la suficiente experiencia. A este problema se suma el mantenimiento y la calibración de la impresora, que, si bien no es complejo, en ocasiones puede ralentizar el procedimiento. Además, es necesario poseer conocimientos en física y diseño para poder crear un fantoma funcional.

Para finalizar, es importante denotar que este proyecto no solo puede servir para los sistemas de ultrasonidos de braquiterapia de próstata. Por ello, sería deseable dejar para futuras revisiones la posibilidad de avanzar y terminar este proyecto y dejar claro el importante marco de trabajo que puede ser la fabricación de fantomas para dispositivos similares.

## Bibliografía

1. Curie J y Curie P. Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. Bulletin de Minéralogie. 1880; 3:90-3. Available from: [https://www.persee.fr/doc/bulmi\\_0150-9640\\_1880\\_num\\_3\\_4\\_1564](https://www.persee.fr/doc/bulmi_0150-9640_1880_num_3_4_1564) [Accessed on: 2024 May 20]
2. Bodineau Gil C, Frutos Baraja JM de, Llorente Manso M, Millán Armengol AP y Salceda Artola J. Fundamentos de Física Médica. Volumen 9: Radiaciones no ionizantes I. Ultrasonidos. Bases físicas, equipos y control de calidad. [Internet]. ADI: Librería y editorial científico-técnica, 2018. Available from: [https://socios.sefm.es/fisicamedica/BAEZA\\_9\\_web.pdf](https://socios.sefm.es/fisicamedica/BAEZA_9_web.pdf) [Accessed on: 2024 May 20]
3. Sokolov S. Ultrasonic methods of studying the properties of quenched steel and detecting internal flaws in metallic articles. Zh. Tekh. Fiz. 1941; 11:160-9
4. Dr. Woo J. A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. [Internet]. Available from: <https://www.ob-ultrasound.net/history.html> [Accessed on: 2024 May 20]
5. Langevin P. Les ondes ultrasonores. Rev Gen Electr 1928; 23:626-34
6. Chilowsky C y Langevin P. Procédés et appareils pour la production de signaux sous-marins dirigés et pour la localisation à distance d'obstacles sous-marins. French patent 1916; 502913
7. Ludwig GD. The Velocity of Sound through Tissues and the Acoustic Impedance of Tissues. The Journal of the Acoustical Society of America. 1950; 22:862-6. DOI: 10.1121/1.1906706. Available from: <https://pubs.aip.org/asa/jasa/article-abstract/22/6/862/646382/The-Velocity-of-Sound-through-Tissues-and-the> [Accessed on: 2024 May 20]
8. Howry DH y Bliss WR. Ultrasonic visualization of soft tissue structures of the body. The Journal of laboratory and clinical medicine 1952; 40:579-92
9. Howry DH. Development of an ultrasonic diagnostic instrument. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation 1958; 37:234
10. Watanabe H, Igari D, Tanahasi Y, Harada K y Saitoh M. Development and application of new equipment for transrectal ultrasonography. Journal of Clinical Ultrasound 1974; 2:91-8
11. Dussik KT, Dussik F y Wyt L. Auf dem wege zur hyperphonographie des gehirnes. Wien Med Wochenschr 1947; 97:425-9
12. Wild JJ y Reid JM. Application of echo-ranging techniques to the determination of structure of biological tissues. Science 1952; 115:226-30
13. Reid JM y Wild JJ. Current devevelopments in ultrasonic equipment for medical diagnosis. IRE Transactions on Ultrasonic Engineering 1957 :44-58
14. Hofmann D, Holländer H y Weiser P. Neue möglichkeiten der Ultraschalldiagnostik in der Gynäkologie und Geburtshilfe. Fortschr. Med 1966; 84:689-93

15. Baba K, Satoh K, Sakamoto S, Okai T e Ishii S. Development of an ultrasonic system for three-dimensional reconstruction of the fetus. 1989
16. Dra. González del Alba-Baamonde A y Dr. Aguado-Noya R. Cáncer de próstata. [Internet]. Available from: <https://seom.org/info-sobre-el-cancer/prostata?start=0> [Accessed on: 2024 May 20]
17. Creality. Ender Creality 3 3D Printer. [Internet]. Available from: <https://www.creality3dofficial.com/es/products/official-creality-ender-3-3d-printer> [Accessed on: 2024 May 20]
18. UltiMaker. UltiMaker Cura. [Internet]. Available from: <https://ultimaker.com/es/software/ultimaker-cura/> [Accessed on: 2024 May 20]
19. Ensinger. ABS - Acronitrilo butadieno estireno. [Internet]. Available from: <https://www.ensingerplastics.com/es-es/semielaborados/plasticos-industriales/abs#:~:text=ABS%20-%20Acrilonitrilo%20butadieno%20estireno&text=Los%20tres%20elementos%20que%20componen,diferentes%20mediante%20ramificaci%C3%B3n%20o%20copolimerizaci%C3%B3n.> [Accessed on: 2024 May 20]
20. Corporation O. Properties of plastics. [Internet]. Available from: <https://www.ondacorp.com/images/Plastics.pdf> [Accessed on: 2024 May 20]
21. Autodesk. Autodesk Fusion 360. [Internet]. Available from: <https://rb.gy/5ojics> [Accessed on: 2024 May 20]
22. Pfeiffer D, Sutlief S, Feng W, Pierce HM y Kofler J. AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems. *Medical Physics* 2008; 35:5471-89. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.3006337>. Available from: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.3006337> [Accessed on: 2024 Jun 2]
23. CIRS. Model 053S, 053L & 053L-EF Datasheet. Available from: <https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/053-DS-062421.pdf> [Accessed on: 2024 May 20]
24. CIRS. Model 045B Datasheet. Available from: <https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/045B-DS-101320.pdf> [Accessed on: 2024 May 20]
25. EBAY. CIRS 045 BRACHYTHERAPY QA PHANTOM. [Internet]. Available from: <https://www.ebay.com/itm/154563413909> [Accessed on: 2024 May 20]
26. Yu Y, Anderson LL, Li Z, Mellenberg DE, Nath R, Schell MC, Waterman FM, Wu A y Blasko JC. Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 64. *Medical Physics* 1999; 26:2054-76. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.598721>. Available from: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.598721> [Accessed on: 2024 Jun 2]
27. Goodsitt MM, Carson PL, Witt S, Hykes DL y Kofler Jr. JM. Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures. Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1. *Medical Physics* 1998; 25:1385-406. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.598404>. Available from: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.598404> [Accessed on: 2024 Jun 2]

28. Tarrazó-Serrano D, Castiñeira-Ibáez S, Sánchez-Aparisi E, Uris A y Rubio C. MRI Compatible Planar Material Acoustic Lenses. *Applied Science* 8:2634. 2018. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/329699503\\_MRI-Compatible\\_Planar\\_Material\\_Acoustic\\_Lenses](https://www.researchgate.net/publication/329699503_MRI-Compatible_Planar_Material_Acoustic_Lenses) [Accessed on: 2024 Apr 24]
29. Escobar HT. Desarrollo y calibración de un sistema de medición por inmersión de atenuación ultrasónica y velocidad del sonido. [Internet]. Tesis doct. Ciudad Universitaria, CD.MX.: Universidad Autónoma de Nuevo México, 2023. Available from: <https://ru.dgb.unam.mx/bitstream/20.500.14330/TES01000841804/3/0841804.pdf>
30. Piñeda-Villaseñor C, Macías-Palacios M y Bernal-González A. Principios físicos básicos del ultrasonido. *Investigación en Discapacidad*. 2012; 1:25-34. Available from: <https://rb.gy/plgoo0> [Accessed on: 2024 May 20]
31. Dr. Haakon R, Dr. Gordon L. G, Brad N y Dr. Abdel-Aziz E. Modern prostate brachytherapy. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*. 2000; 50:380-93. Available from: <https://acsjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.3322/canjclin.50.6.380> [Accessed on: 2024 May 20]
32. Kokshayskiy AI, Volodarskii AB, Shirgina NV, Odina NI y Korobov AI. Elastic properties of ABS-plastic acoustic metamaterial produced by 3D-printing method. *2021 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. 2021 :1-2. DOI: 10.1109/IUS52206.2021.9593344. Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9593344> [Accessed on: 2024 May 20]
33. Vasina M, Monkova K, Monka PP, Kozak D y Tkac J. Study of the Sound Absorption Properties of 3D-Printed Open-Porous ABS Material Structures. *Polymers*. 2020; 12. Available from: <https://www.mdpi.com/2073-4360/12/5/1062> [Accessed on: 2024 May 20]
34. D.Sc. Eng Kossof G. Basic Physics and Imaging Characteristics of Ultrasound. *World Journal of Surgery*. 2000; 24:134-42. DOI: 10.1007/s002689910026. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1007/s002689910026> [Accessed on: 2024 May 20]
35. Holmes JH, Howry DH, Posakony GJ y Cushman CR. The Ultrasonic Visualization of Soft Tissue Structures in the Human Body. *Transactions of the American Clinical and Climatological Association*. 1955; 66:208-25. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2248901/pdf/tacca00125-0283.pdf> [Accessed on: 2024 May 20]

**A. ANEXO I: Procedimiento del Control de Calidad del ecógrafo de braquiterapia prostática realizado durante las Prácticas Externas**

**Procedimiento del Control de  
Calidad del ecógrafo de  
braquiterapia prostática**

Complejo Hospitalario Universitario de  
Canarias

Mayo 2023

## Contents

<b>1</b>	<b>Objetivo</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Alcance</b>	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>Responsabilidades</b>	<b>2</b>
<b>4</b>	<b>Equipamiento</b>	<b>2</b>
<b>5</b>	<b>Metodología</b>	<b>4</b>
5.1	Uso del ecógrafo . . . . .	4
5.1.1	Teclado . . . . .	4
5.1.2	Método de medidas de distancias, áreas y volúmenes . . . . .	5
5.1.3	Montaje del equipo . . . . .	5
5.1.4	Desmontaje del equipo . . . . .	7
5.2	Pruebas del control de calidad . . . . .	7
5.2.1	Verificación del paso de la sonda . . . . .	7
5.2.2	Escala de grises . . . . .	8
5.2.3	Profundidad de penetración . . . . .	8
5.2.4	Resolución espacial . . . . .	9
5.2.5	Precisión en la medición de distancias . . . . .	10
5.2.6	Medidas de áreas . . . . .	11
5.2.7	Medidas de volúmenes . . . . .	11
5.2.8	Exactitud de la medida de volúmenes del planificador . . . . .	12
5.2.9	Verificación y alineamiento de la rejilla electrónica con la rejilla física . . . . .	12
5.2.10	Uniformidad . . . . .	13
5.2.11	Zona Muerta . . . . .	14
<b>6</b>	<b>Documentación asociada</b>	<b>14</b>

## 1 Objetivo

El objetivo de este documento es establecer una guía con los pasos necesarios a seguir para la determinación de la calidad de imagen del ecógrafo de braquiterapia de próstata, como parte de los Controles de Constancia y Garantía de Calidad, realizados por el Servicio de Física Médica (SFM) del Hospital Universitario de Canarias.

## 2 Alcance

El alcance de este procedimiento abarca solo al ecógrafo de braquiterapia de próstata localizado en el almacén de radioterapia en la planta -4 del Edificio de Actividades Ambulatorias.

## 3 Responsabilidades

La realización de este proceso puede ser llevada a cabo por un Residente de Radiofísica Hospitalaria y/o un Radiofísico Hospitalario. Este proceso siempre tendrá que ser supervisado por un Radiofísico Hospitalario.

## 4 Equipamiento

- Ecógrafo BK Medical Flex Focus 1202.
- Sonda BK Medical 8848.
- Camilla de quirófano.
- Stepper.
- Brazo y soporte para la sonda.
- Rejilla.
- Agujas de uso en braquiterapia de próstata.
- Cuba de agua.
- Fantoma.
- Fantoma de agua.



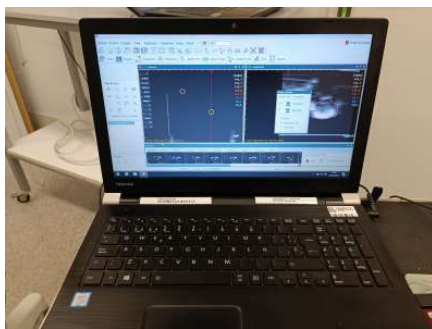
- Nivel.
- Ordenador con el software de planificación



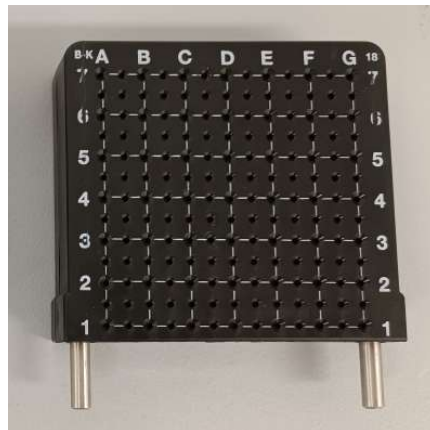
Ecógrafo BK Medical Flex Focus 1202



Sonda BK Medical 8848



Ordenador con el programa de planificación



Rejilla de uso en braquiterapia prostática

Figure 1: Equipamiento

## 5 Metodología

### 5.1 Uso del ecógrafo

#### 5.1.1 Teclado

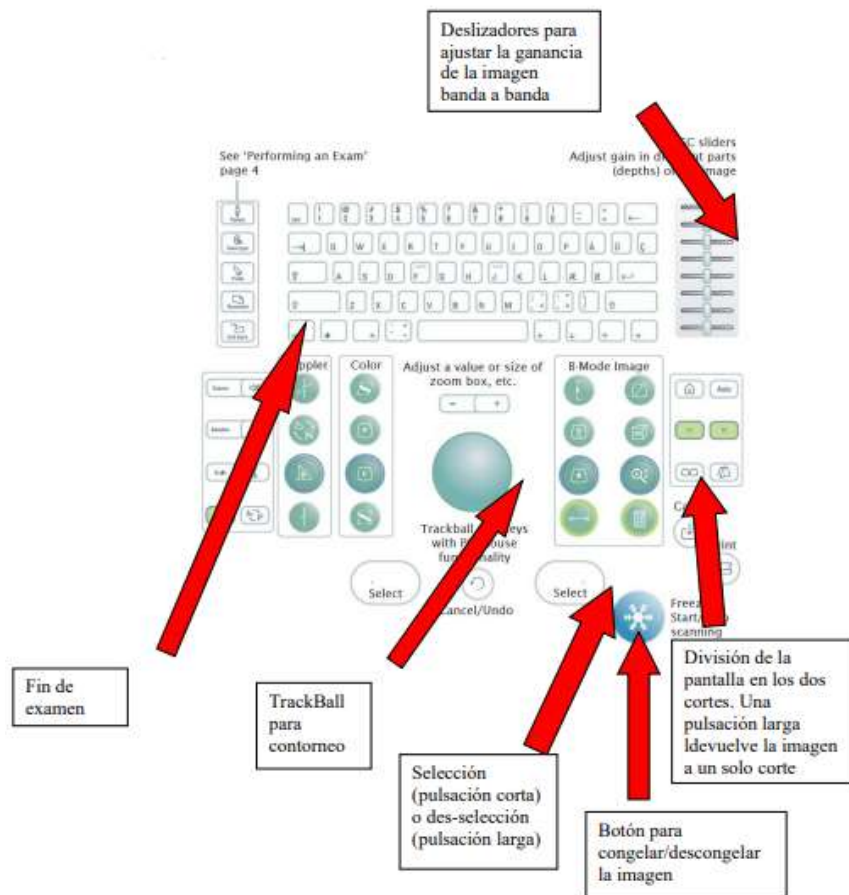


Figure 2: Teclado del Ecógrafo









B-Mode Image Keys	
<b>Focus</b> Select focus indicator on screen	
<b>Harmonic</b>	
<b>B-Mode/Gain</b> When scanning: Press: B-mode Turn: B-mode gain When frozen: Turn: Scroll Cine Press: Change dial to Post Gain	
<b>Measure</b> Start default measurement	
<b>Puncture Guide</b> Puncture line or brachy matrix on	
<b>3D</b> 3D on, or step through 3D states Long press: 3D off	
<b>Zoom/Depth</b> Turn: Adjust depth Press: Zoom box on Turn: Resize zoom box 2nd press: Zoom area inside box 3rd press: Zoom off, dial returns to Depth Long press: Zoom off	
<b>Calculate</b> Start first measurement for default calculation	

Figure 3: Parte del teclado designada al modo B de imagen

### 5.1.2 Método de medidas de distancias, áreas y volúmenes

### 5.1.3 Montaje del equipo

Se coloca el soporte horizontal en los raíles de la camilla. Un vez se ha asegurado el soporte, se coloca el brazo. Una vez asegurado, se coloca el stepper en el brazo. Luego se alinea el conjunto en la dirección deseada y se coloca la sonda.



Baúl del soporte al abrirlo

Primera capa de poliuretano retirada junto con soporte



Segunda capa poliuretano retirado quedando visible el brazo

Figure 4: Contenido del baúl con el soporte



Equipamiento montado con la cuba de Sonda de cerca donde se puede ver la  
agua sección axial y longitudinal



Sonda y rejilla montada

Figure 5

#### 5.1.4 Desmontaje del equipo

El procedimiento de desmontaje es en orden inverso al de montaje.

### 5.2 Pruebas del control de calidad

#### 5.2.1 Verificación del paso de la sonda

Los pasos de la rueda de la sonda deben coincidir con los movimientos reales.  
El paso de la sonda es de 5mm.



Figure 6: Verificación del paso de la sonda

1. Se comprueba el paso a lo largo del recorrido midiendo cada paso desde la posición cero y anotando la desviación en cada paso.

*Límite de tolerancia: La diferencia total no debe ser mayor de 1 mm*

### 5.2.2 Escala de grises

1. Localice la escala de grises en la imagen. Esta escala suele venir escalonada (A) o en forma de gradiente.
2. Si son escalones (A), cuente los pasos en los que se puede distinguir un cambio y anote ese número. Si es un gradiente (B), utilice los calibres digitales para medir la longitud de las tiras en las que el gradiente es visible y anote esa distancia.

*Límite de tolerancia: El número de escalones discretos (A) no debe cambiar más de 2 mm, o la longitud del gradiente (B) no debe cambiar por más del 10%.*

### 5.2.3 Profundidad de penetración

Mide la sensibilidad del sistema a la cual es capaz de determinar cómo de profundo en un paciente se puede detectar con fiabilidad un objeto. Para ello se utiliza coloca la sonda con la rejilla usada en braquiterapia de próstata,

que tienen unas dimensiones de 7 cm x 7 cm y la distancia entre los centros de los orificios es de 5 mm, y dos agujas.

1. Se coloca la sonda, con la rejilla fijada, perpendicularmente a la cuba con agua. Se recomienda el uso del nivel para ello.
2. Se colocan las agujas en las posiciones A7 y D7 para el plano axial y D7 para el longitudinal (las agujas siempre se colocan sin que lleguen a tocar el fondo de la cuba).
3. Utilice la frecuencia de sonda comúnmente utilizada durante las intervenciones (10 MHz en este caso). Congele la imagen.
4. Usando los calibres electrónicos, se mide la profundidad máxima y se anotan.

En el caso que se decida usar un fantoma para realizar ese procedimiento. Se realiza sabiendo la distancia con el objeto del fantoma que se quiera utilizar y realizando los pasos similares como si de las agujas se tratasen. Hay que tener en cuenta que el fantoma puede no ser lo suficientemente profundo y la profundidad máxima de penetración pueda superar la profundidad del fantoma detectando la pared del mismo. En ese caso, anotar la distancia a la pared del fantoma para usarse como referencia.

*Límite de tolerancia: La profundidad máxima de penetración no debería cambiar más de 1 cm del valor predeterminado. Mientras que un aumento sustancioso de la penetración debería ser investigado, la mayor preocupación sería una pérdida de la profundidad de penetración.*

#### **5.2.4 Resolución espacial**

Se miden las dimensiones axiales y laterales de un objeto conocido para los dos planos, el axial y el longitudinal, tanto en posición proximal, cerca de la sonda, como en posición distal, lejos de la sonda. Para ello se utilizaran dos agujas.

1. Se colocan dos agujas con sus respectivas "fundas plásticas" en D1 y en D7.
2. Usando el plano axial, se congela la imagen y se toman las dimensiones axiales y laterales de las agujas.
3. Se cambia al plano longitudinal, se congela la imagen y se toman las dimensiones axiales y laterales de las agujas

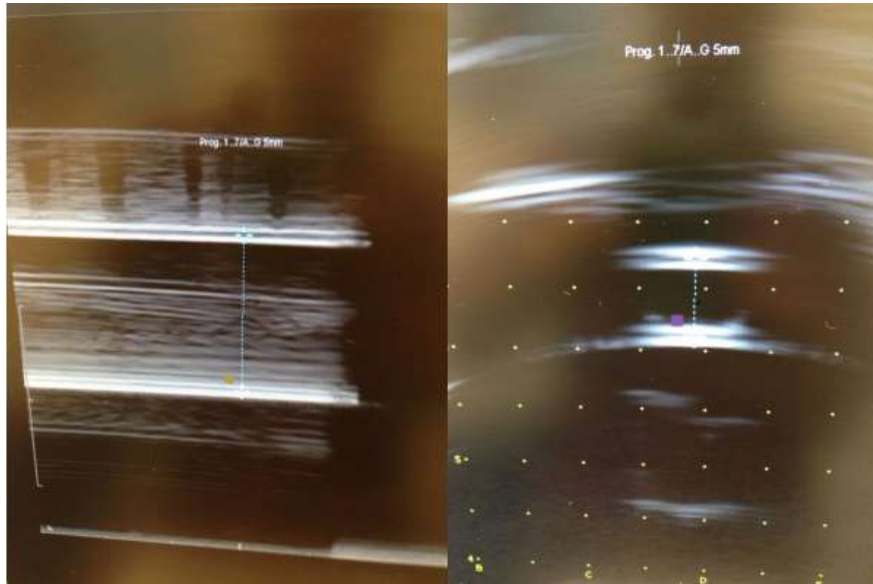


Figure 7: Medida de la resolución lateral en el plano longitudinal (izq.) y medida de la resolución axial en el plano axial (dcha.) usando como fantoma la funda plástica de las agujas.

Es posible, en caso de que el fantoma específico lo permita, determinar realizar este proceso haciendo uso del mismo. Para ello debe de disponer de dos objetos, tanto en distancia proximal como distal, con sus respectivos valores de referencia y tomar las mismas medidas que las citadas anteriormente. En caso de haberse usado el fantoma anteriormente para el procedimiento, utilice los últimos valores obtenidos como los de referencia.

*Límite de tolerancia: La medida de la resolución axial y lateral no debería cambiar más de 1 mm del valor predeterminado*

### 5.2.5 Precisión en la medición de distancias

Manteniendo las agujas en las posiciones anteriores, se realiza el siguiente procedimiento:

1. Usando el plano axial, congele la imagen y mida las distancias axiales y laterales.



2. Cambie al plano axial, congele la imagen y mida las distancias axiales. En este caso no se puede medir las laterales.

En caso de tener un fantoma cuyos objetos se encuentren a distancias conocidas, puede aplicar el procedimiento como si estos objetos se trataran de las agujas. En caso de usar el fantoma, utilizar las medidas de las distancias obtenidas en la prueba anterior si es que la hubo.

*Límite de tolerancia: El error debe ser menor o igual al valor más grande entre 3 mm absoluto o 3% relativo.*

### 5.2.6 Medidas de áreas

Como el cálculo correcto del volumen de un objeto depende de la determinación precisa del área del objeto en el plano de escaneo, se debe verificar la precisión de la medición del área. Esta prueba requiere un fantoma con un objeto de sección transversal circular de tamaño conocido.

1. Coloque el fantoma
2. Ajuste el sistema a la configuración clínicamente relevante. Escanee el objeto de modo que el haz de ultrasonido intercepte el objeto a través de una dimensión conocida. Para objetos cilíndricos, asegúrese de que el haz esté perpendicular al eje del cilindro. Congele la imagen y registre los ajustes utilizados.
3. Utilizando la herramienta de medida de área del ecógrafo, trace cuidadosamente el límite del objeto.
4. Registre el área del objeto tal como se calculó.
5. Calcule la diferencia porcentual entre las áreas conocidas y medidas.

*Límite de acción: El valor calculado debe estar dentro del 5% del área nominal del objetivo.*

### 5.2.7 Medidas de volúmenes

La capacidad del sistema para determinar con precisión el volumen de un objetivo es particularmente importante para la dosimetría en tiempo real. Esta prueba requerirá tanto un fantoma con un objetivo tridimensional de tamaño conocido como el stepper utilizado durante los procedimientos clínicos. El volumen en el ecógrafo se calcula midiendo primero las áreas corte a corte y luego interpolando. Lo ideal sería que se realizase este procedimiento y el siguiente de forma simultánea.

1. Coloque el fantoma
2. Localiza el equivalente de la base y el ápice del objetivo del fantoma y ponga a cero el stepper en la base.
3. Usando el procedimiento clínico típico, desplace la sonda, contorneando el objetivo en cada ubicación del paso, a través del objetivo.
4. Después de contornear todo el objetivo, registre el volumen calculado.

*Límite de tolerancia: El valor calculado debe estar dentro del 5% del volumen nominal del objetivo.*

### **5.2.8 Exactitud de la medida de volúmenes del planificador**

A continuación, toca asegurarse de que la geometría asumida por la computadora de planificación del tratamiento coincida con la del escáner del ecógrafo calculado en el procedimiento anterior. El software de planificación, el Segisplan 2.0, realiza el cálculo de volumen tomando secciones de distintas imágenes e interpolando el volumen a través de ellas.

1. Tome imágenes de las secciones del mismo objetivo del apartado anterior con el software de planificación.
2. Dibuje el área en cada una de las secciones tomadas.
3. Cuando se haya tomado las áreas de todas las secciones, apunte el valor del volumen dado por el programa.

Para poder hacer este procedimiento de forma simultánea, una vez que se dibuje el área en el ecógrafo, adquiere la imagen en el planificador antes de pasar al siguiente corte.

*Límite de acción: Los volúmenes calculados por el sistema de ultrasonido y la computadora de planificación del tratamiento deben estar de acuerdo en un 5%.*

### **5.2.9 Verificación y alineamiento de la rejilla electrónica con la rejilla física**

Debe tenerse en cuenta que, incluso si la plantilla y la rejilla están físicamente bien alineadas, se puede observar cierta discrepancia. En el uso clínico, la punta de una aguja biselada puede desviarse del camino iniciado por la plantilla física. Esto puede explicar las discrepancias observadas entre la correspondencia de la plantilla en la pantalla en agua y en tejido.

1. Únicamente con la rejilla (quite el fantoma si se encuentra colocado), coloque una aguja en cada esquina de la rejilla y otra en el centro cuya posición deberá ser 4D.
2. Verifique en el ecógrafo que la sonda seleccionada es la correcta y luego pon la rejilla electrónica. Verifique que en la parte superior central indica que la rejilla escogida es la Prog 1.7/A.G 5mm.
3. Pulse personalizar. En el menú emergente seleccione "**Etiquetas y marcas**". Aparecerá otro menú emergente, en el seleccione "**Guía de punción**".
4. Aparece una ventana llamada "Matriz Braqui". Coloque la aguja centra en la posición 4D y observe la desviación entre la posición de la imagen de la aguja respecto a su posición real.
5. Para alinear la imagen con la plantilla, se ajusta los desplazamientos utilizando el menú desplegable ubicado debajo de la etiqueta "Mover izq/der". En este menú, se selecciona los desplazamientos necesarios para alinear las dos rejillas, la física y la gráfica, y se guarda cualquier cambio realizado. Con respecto a la dirección del movimiento, es importante tener en cuenta que lo que se desplaza es la rejilla en relación a la aguja.
6. Una vez ajustada la posición central, se comprueba que cuando se coloca la aguja en ubicaciones más periféricas, su imagen está en un lugar correcto.

*Límite de tolerancia: la alineación debe ser correcta dentro de 3 mm.*

#### **5.2.10 Uniformidad**

La uniformidad se define como la capacidad que tiene el ecógrafo para representar con el mismo brillo en la pantalla ecos de la misma magnitud y profundidad. Para ello es necesario un fantoma con un material con una densidad homogénea.

1. Ajuste los parámetros de adquisición para obtener una imagen lo mas uniforme posible del material del maniquí.
2. Congele la imagen
3. Compruebe que no existe una falta de uniformidad en el material.

Los defectos en forma de banda horizontal pueden ser debidos a problemas en los circuitos electrónicos o en la focalización, mientras que las bandas verticales pueden ser debidas a problemas en los elementos transductores.

*Límite de tolerancia: Debe ser menor de 5 dB. No se deben notar cambios evidentes en el material.*

#### 5.2.11 Zona Muerta

La zona muerta es la región que va desde la superficie de la sonda hasta el punto que produce el eco identificable más cercano. En ella no se obtiene información útil. Depende del instrumento y disminuye con el aumento de la frecuencia. Un cambio en la zona muerta indica la existencia de algún problema en la sonda, en el sistema de pulsos o en ambos.

1. Se alinea la sonda con el patrón de objetos cercanos. Estos pueden ser dos agujas.
2. Obtén una imagen a la menor profundidad y con la focalización más próxima a la superficie.
3. Ajuste los parámetros de adquisición de tal forma que los objetos del patrón aparezcan lo más nítidamente posible.
4. Congele la imagen, identifique en ella el punto más superficial del patrón que se visualice de forma clara y estime la zona muerta en función de la profundidad de ese objeto.

Es bastante probable que el área de la rejilla se encuentre lejos de la zona muerta, dificultando la realización de la prueba.

*Límite de tolerancia: El valor obtenido no debe ser mayor de 3 mm en la frecuencia usual en braquiterapia de próstata (10 MHz).*

## 6 Documentación asociada

- AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems.
- Anterior protocolo de calidad para el ecógrafo de braquiterapia prostática del hospital.

## B. ANEXO II: Antiguo procedimiento del Control de Calidad del ecógrafo de braquiterapia prostática del hospital

### 1. OBJETO.

El objeto de este procedimiento es normalizar y establecer los pasos necesarios para la determinación de la calidad de imagen del ecógrafo de braquiterapia de próstata, como parte de los Controles de Constancia y Garantía de Calidad, realizados por el Servicio de Física Médica (SFM) del Hospital Universitario de Canarias.

### 2. ALCANCE.

El alcance de estos procedimientos abarca sólo el ecógrafo de braquiterapia de próstata, localizado en el almacén de radioterapia de la planta -4 del Edificio de Actividades Ambulatorias.

### 3. RESPONSABILIDADES.

La realización de este proceso puede ser llevada a cabo por un Residente de Radiofísica Hospitalaria y/ o un Radiofísico Hospitalario. Este proceso siempre tendrá que ser supervisado por un Radiofísico Hospitalario.

### 4. ENTORNO Y AMBIENTE DE TRABAJO. EQUIPAMIENTO.

- Ecógrafo BK Medical Flex Focus 1202.
- Sonda BK Medical 8848.
- Camilla de quirófano.
- Stepper
- Brazo y soporte para la sonda.
- Rejilla.
- Agujas de uso en braquiterapia de próstata.
- Cuba de agua.
- Gel transductor.
- Fantoma específico CIRS 053G.
- Fantoma de agua.
- Nivel.
- Ordenador de planificación.

#### SPECIFICATIONS OF PHANTOM

**Container**  
Material: Clear acrylic  
Dimensions: 11.5 x 7.0 x 9.5 cm  
Front probe opening: 3.2 cm Ø  
Rear probe opening: 2.6 cm Ø

**Perineal Membrane**  
4.5 cm Ø 3 mm thick urethane

**Background Gel**  
Similar to water with very little backscatter or attenuation

**Urethra**  
Dimensions: 0.7 cm Ø  
Material: Zerdine®<sup>®1</sup>, low scatter

**Seminal Vesicles**  
Dimensions: 7 mm Ø x 10 cm long  
Material: Zerdine, high scatter

**Prostate**  
Dimensions: 5.0 x 4.5 x 4.0 cm  
Material: Blue Zerdine, high scatter  
Volume: approximately 53 cc

**Rectal Wall**  
Dimensions: 6.0 x 11 x 0.5 cm  
Material: Zerdine, high scatter

*Especificaciones del fantoma CIRS 053G*

### 5. METODOLOGÍA

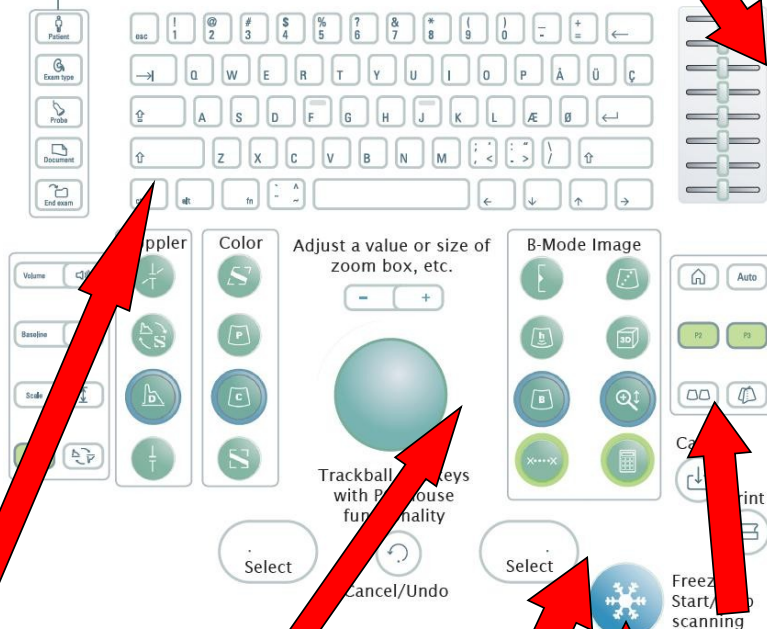
### 5.1.USO DEL ECÓGRAFO

#### 5.1.1.TECLADO

Deslizadores para ajustar la ganancia de la imagen banda a banda

See 'Performing an Exam' page 4

Adjust gain in different parts (depths) of image



Fin de examen

TrackBall para contorno









Selección (pulsación corta) o des-selección (pulsación larga)

Botón para congelar/descongelar la imagen

División de la pantalla en los dos cortes. Una pulsación larga devuelve la imagen a un solo corte

SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA

Las teclas del modo B de imagen son las siguientes:

B-Mode Image Keys	
<p><b>Focus</b> Select focus indicator on screen</p> 	<p><b>Puncture Guide</b> Puncture line or brachy matrix on</p> 
<p><b>Harmonic</b></p> 	<p><b>3D</b> 3D on, or step through 3D states <b>Long press:</b> 3D off</p> 
<p><b>B-Mode/Gain</b> <b>When scanning:</b> <b>Press:</b> B-mode <b>Turn:</b> B-mode gain <b>When frozen:</b> <b>Turn:</b> Scroll Cine <b>Press:</b> Change dial to Post Gain</p> 	<p><b>Zoom/Depth</b> <b>Turn:</b> Adjust depth <b>Press:</b> Zoom box on <b>Turn:</b> Resize zoom box <b>2nd press:</b> Zoom area inside box <b>3rd press:</b> Zoom off, dial returns to Depth <b>Long press:</b> Zoom off</p> 
<p><b>Measure</b> Start default measurement</p> 	<p><b>Calculate</b> Start first measurement for default calculation</p> 

### 5.1.2. MEDIDA DE DISTANCIAS, ÁREAS Y VOLÚMENES

**-Medida de distancias:** Freeze→Measure→End Exam

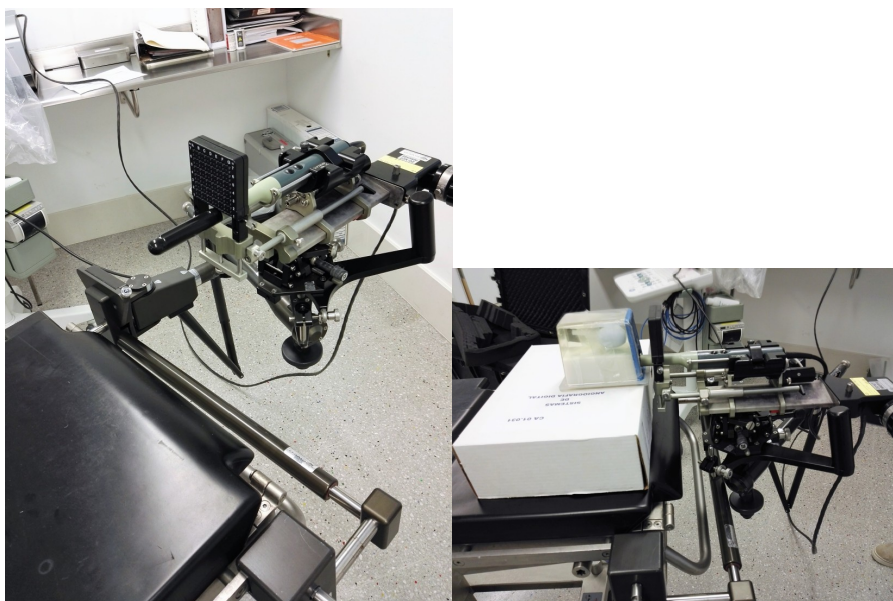
**-Medida de áreas:** Freeze→Select→(contorneamos el volumen)→Select→End Exam

**-Medida de volúmenes:** Medimos tantas áreas/cortes del volumen como consideremos. Automáticamente va calculando el volumen interpolado. Cuando acabemos, End Exam (acabando el examen no se guardan las medidas anteriores).

### 5.1.3. MONTAJE DEL EQUIPO

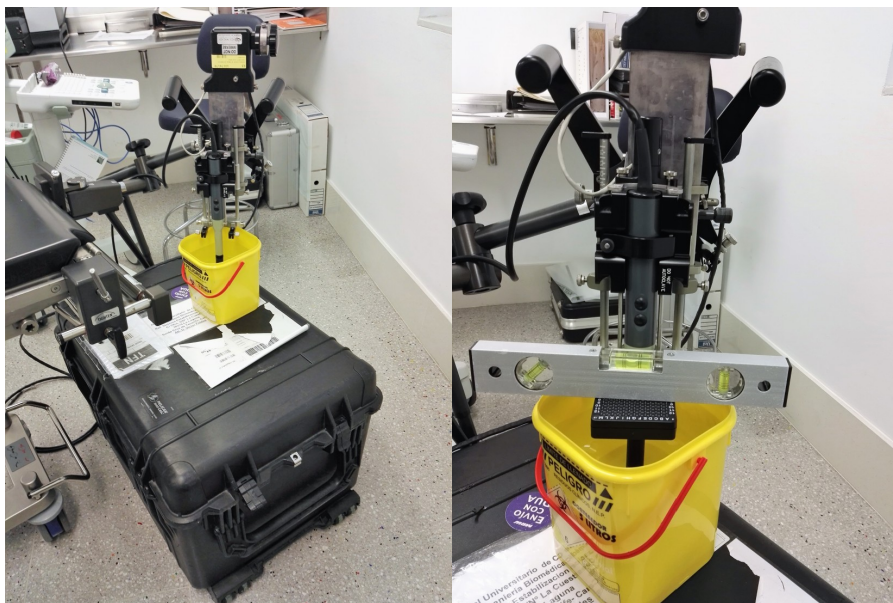
En la camilla, colocamos el soporte horizontal en los raíles de la camilla. Una vez asegurado el soporte, colocamos el brazo a dónde va colocado el stepper. Una vez asegurado el brazo, colocamos el stepper. Alineamos el conjunto en la dirección que queramos y colocamos la sonda.

A continuación, se detalla en imágenes el diseño experimental, tanto para el fantoma específico como para la cuba de agua.



*Diseño experimental con el fantoma específico. Hay que recubrir la sonda con gel trasmisor de US para asegurar un correcto contacto. Esto no es necesario en el caso de la cuba de agua.*

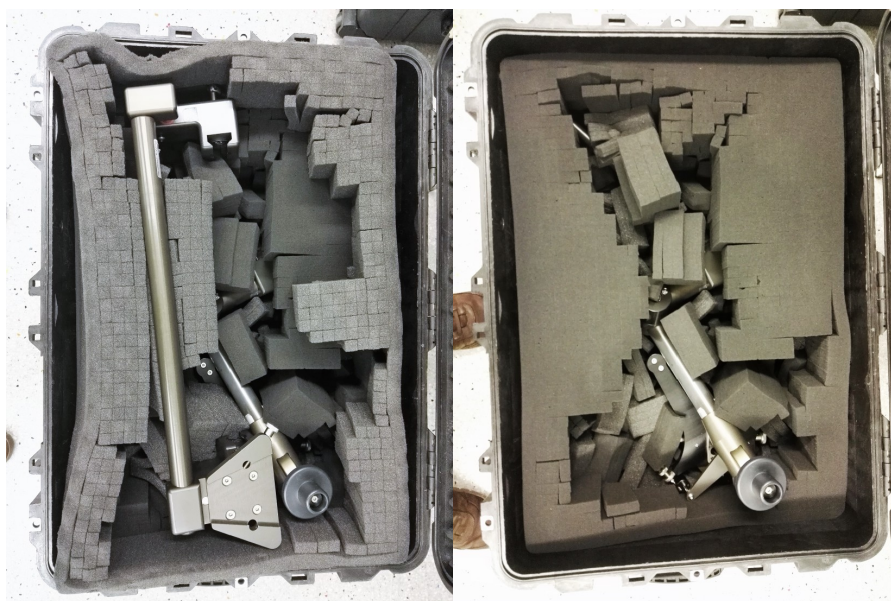




*Diseño experimental con la cuba de agua. Obsérvese que es necesario que la sonda sea perpendicular con el fondo y que esté levantada sobre el suelo porque el brazo no tiene tanto recorrido. Para asegurar esto, basta con nivelar con un nivel. La cuba debe ser lo suficientemente profunda para asegurar que ni las agujas ni la propia sonda taquen el fondo.*

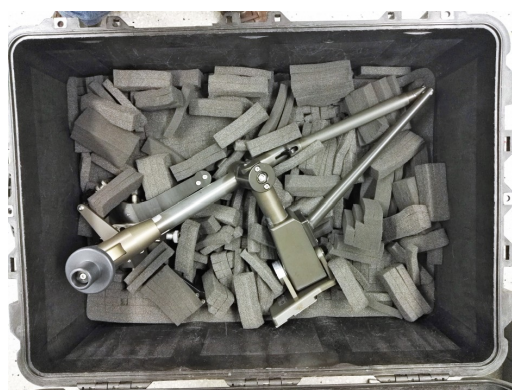
#### 5.1.4. DESMONTAJE DEL EQUIPO (COLOCACIÓN EN LAS CAJAS)

- Caja con lo soportes:



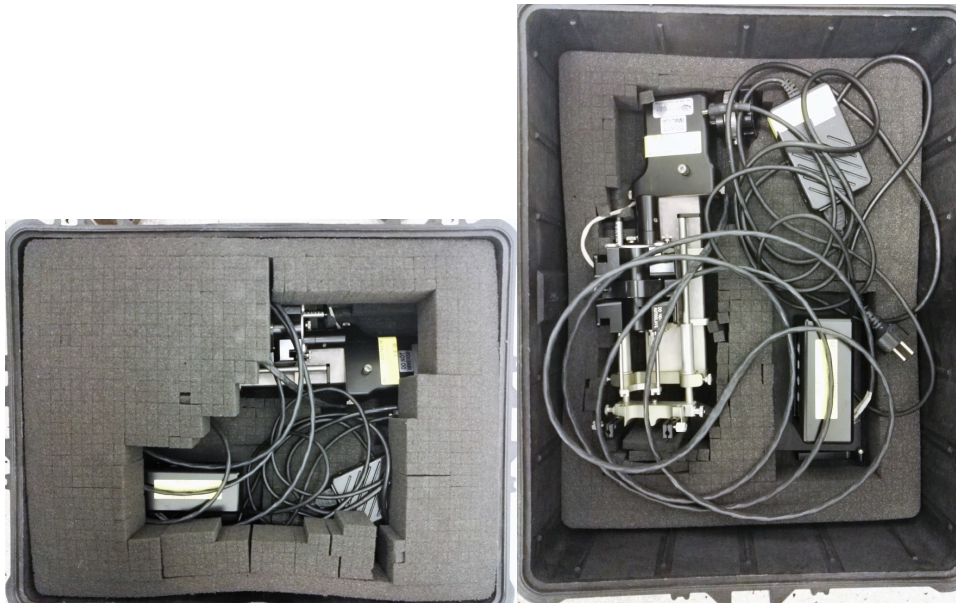
*Paso 1. Baúl al abrirlo.*

*Paso 2. Primera capa de poliuretano retirada junto con el soporte para la mesa*



*Paso 3. Segunda capa de poliuretano retirada, quedando visible el brazo.*

**-Caja con el stepper:**



*Paso 1. baúl del stepper al abrirlo.*

*Paso 2. Primera capa de poliuretano retirada, quedando visible el stepper.*

**5.2. PRUEBAS DEL CONTROL DE CALIDAD**

### 5.2.1. VERIFICACIÓN DEL PASO DE LA SONDA

Los pasos dados en la rueda del soporte de la sonda deben coincidir con los movimientos reales. El paso de la sonda es de 0.5 cm. Se comprueba el paso a lo largo de todo el recorrido, empezando desde la posición cero y anotando la desviación en cada paso.



*Tolerancia: +/- 1 mm*

### 5.2.2. ESCALA DE GRISES

Localizar la escala de grises en el equipo (*aún no localizada en el equipo BK Flex Focus 1202*).

Si la escala es escalonada, medir el número de pasos. Si es continua, medir su longitud.

*Tolerancia: 10% respecto a las pruebas de referencia*

### 5.2.3. PROFUNDIDAD DE PENETRACIÓN

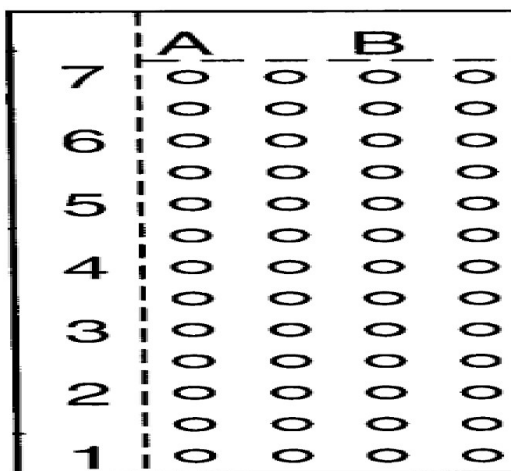
La rejilla usada en braquiterapia de próstata tiene unas dimensiones de 7 cm x 7 cm. Esta prueba consiste en verificar que se distingue perfectamente respecto al fondo un objeto a máxima profundidad (medida como distancia perpendicular a la sonda).

En esta prueba se usa una cuba de agua de profundidad suficiente (las agujas no deben tocar el fondo) o el fantoma específico y una aguja.

En el caso de la cuba de agua, se coloca ésta en las posiciones A7 o D7 si estamos visualizando el plano axial (transductor axial) o en la posición D7 si es el plano longitudinal (transductor longitudinal) el que visualizamos.

Si estamos usando el fantoma específico la máxima profundidad de penetración que podremos medir es hasta 5 cm.

*Tolerancia: +/- 1 cm respecto a las pruebas de referencia.*



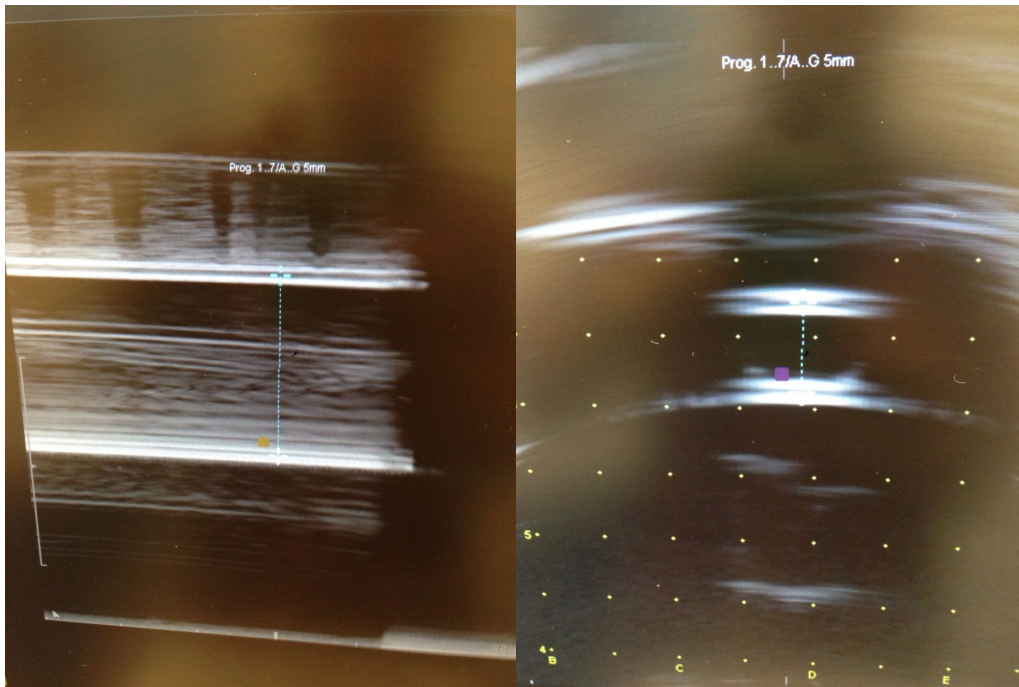
*Rejilla usada en braquiterapia de próstata para el posicionamiento de las semillas.*

#### 5.2.4. RESOLUCIÓN ESPACIAL

De un objeto conocido, se miden las dimensiones axial y lateral en posiciones proximal (cerca de la sonda, fila 1 de la rejilla) y distal (lejos de la sonda, fila 7 de la rejilla) y para los dos planos, el axial y el longitudinal.

El objeto conocido debería ser una aguja. En este caso, las dimensiones se miden en la punta de la imagen, que es donde se proyecta realmente la aguja.

Esta prueba se puede hacer en la cuba de agua con las "fundas plásticas de las agujas" por presentar menos contrastes en agua que las metálicas. Se colocan las fundas en posiciones conocidas y se miden sus dimensiones.



*Medida de la resolución lateral en el plano longitudinal (izq.) y medida de la resolución axial en el plano axial (dcha.) usando como fantoma la funda plástica de las agujas.*

*Tolerancia: +/- 1 mm respecto a las pruebas de referencia*

### 5.2.5.EXACTITUD EN LA MEDICIÓN DE DISTANCIAS

En el plano axial, medimos distancias axiales y laterales. En este último caso, en posiciones proximales y en posiciones distales. Las medidas se hacen colocando dos agujas en posiciones que nos permitan medir distancias.

En el plano longitudinal sólo se pueden medir distancias axiales.

Esta prueba se puede realizar tanto en cuba de agua como en el fantoma específico. En el fantoma se utilizan la configuración de la prueba anterior para medir las distancias. En la cuba de agua se utilizarán agujas en las posiciones oportunas de la rejilla.

*Tolerancia: desviación relativa de +/- 3 mm o desviación absoluta de un 3%.*

### 5.2.6.MEDIDA DE ÁREAS

Sobre el área de una figura conocida, medir el área con la aplicación de medida de área del ecógrafo.

El área debe ser lo más grande posible con el fin de minimizar la incertidumbre. Por ejemplo, puede ser sobre la sección central de la próstata en el fantoma específico.

Si se utiliza la cuba de agua se debe utilizar cualquier objeto de dimensiones conocidas.

*Tolerancia: desviación absoluta de un 5%.*

### 5.2.7.MEDIDA DE VOLÚMENES

Sobre un volumen conocido, medir el volumen con el ecógrafo.

El volumen en el ecógrafo se calcula midiendo primero las áreas corte a corte y luego interpolando. Todo esto lo hace el software del equipo aunque hay que procurar obtener todas las áreas posibles.

Si se utiliza la cuba de agua se debe utilizar cualquier objeto de dimensiones conocidas.

*Tolerancia: desviación absoluta de un 5%.*

### 5.2.8.ALINEAMIENTO DE LA REJILLA ELECTRÓNICA CON LA REJILLA FÍSICA

Se colocan tres agujas en los vértices y en el centro y se miden las desviaciones medidas en la rejilla electrónica.

*Tolerancia: desviación de 3 mm.*

En el caso de que las rejillas no estén correctamente alineadas, hay que alinearlas. A continuación, se detalla el procedimiento de alineado.

Los pasos a seguir para la realización de esta prueba son los siguientes:

1. Se monta la sonda con los brazos y el stepper, tal como se ha hecho en las anteriores pruebas.
2. Se llena un cubo amarillo de agua.
3. Se introduce la sonda con la rejilla dentro del cubo de agua de forma que la rejilla quede a ras de superficie y paralela a la misma.
4. Se pone el nivel encima de la rejilla y todos los movimientos del estabilizador a cero para empezar, es decir los tornillos X,Y,Z deben estar en el punto medio del recorrido.



*Montaje para realizar la calibración de la rejilla del ecógrafo.*

5. Se enciende el ecógrafo, verificándose que la sonda seleccionada es la correcta (si no, se cambia en la parte superior izquierda de la pantalla) y ponemos la rejilla electrónica.
6. En la parte superior izquierda del monitor tiene que aparecer "Braquiterapia".
7. En la parte superior central de la rejilla debe aparecer Prog 1.7/A.G 5mm. Debe estar seleccionado por defecto, si no apareciera pulsamos encima y seleccionamos la rejilla Prog 1.7/A.G 5mm.

El agujero de coordenadas 4D es el centro de la rejilla física y éste es el que tiene que estar centrado con la marca que aparece en ecógrafo. En la parte inferior izquierda pulsamos el botón **Off Advanced** hasta que aparece **On Advance** con dos opciones **personalizar y guardar**

8. Pulsamos **Personalizar**
9. Aparece un menú. Seleccionamos "**Etiquetas y marcas**" la sexta pestaña de la parte superior -**Enter**. Observar que el texto se pone en amarillo cuando ponemos el ratón encima.
10. Aparece otro menú. Seleccionamos "**Guia de punción**" tercera pestaña de la parte superior-**Enter**
11. Aparece una ventana "Matriz Braqui". Colocamos la aguja en la posición 4D y observamos la desviación entre la posición de la imagen de la aguja y su posición real. Entre los agujeros de la rejilla hay 5mm.
12. Para hacer coincidir la imagen con la plantilla damos los desplazamientos en el menú desplegable que encontramos bajo la etiqueta **Mover izq/der** en el que se eligen los desplazamientos necesarios para hacer coincidir las dos rejillas, física y gráfica y guardamos después de realizar cualquier cambio. Respecto a los sentidos del movimiento pensar que lo que se desplaza es la rejilla respecto a la aguja.
13. Una vez ajustada la posición central comprobar que cuando se posiciona la aguja en posiciones más periféricas su imagen está en el lugar correcto.



### Conexiones:

El cable de red que sale del ecógrafo va hasta el puerto de red del portátil.

El cable de red que sale desde el stepper (conexión SEI) va hasta el conversor red serie del portátil.

### 5.2.9.EXACTITUD DE LA MEDIDA DE VOLÚMENES EN EL PLANIFICADOR

Es necesario que el volumen calculado por planificador sea lo más parecido posible al volumen calculado por el ecógrafo en la prueba 5.1.7. Esta prueba se puede hacer a la vez que la prueba ya citada y consiste en que una vez dibujada un área, en el planificador se adquiere antes de pasar al siguiente corte.

Hay que conectar el ecógrafo vía RJ45 al ordenador de planificación.

*Tolerancia: desviación absoluta de un 5%*

### 5.2.10.UNIFORMIDAD (EC001)

La uniformidad se define como la capacidad que tiene el ecógrafo para representar con el mismo brillo en la pantalla ecos de la misma magnitud y profundidad.

Ajustar los parámetros de adquisición para obtener una imagen lo más uniforme posible del material del maniquí. Congelar la imagen. No debe apreciarse falta de uniformidad.

Los defectos en forma de banda horizontal pueden ser debidos a problemas en los circuitos electrónicos o en la focalización, mientras que las bandas verticales pueden ser debidas a problemas en los elementos transductores.

*Tolerancia: < 5 dB o si se observan cambios evidentes.*

### 5.2.11.ZONA MUERTA (EC002)

La zona muerta es la región que va desde la superficie de la sonda hasta el punto que produce el eco identificable más cercano. En ella no se obtiene información útil. Depende del instrumento y disminuye con el aumento de la frecuencia.

Un cambio en la zona muerta del sistema indica la existencia de algún problema en la sonda, en el sistema de pulsos o en ambos.

Para su realización, se alineará la sonda con el patrón de objetos cercanos. Obtener una imagen a la menor profundidad y con la focalización más próxima a la superficie. Ajustar los parámetros de adquisición de forma que los objetos del patrón aparezcan lo más nítidamente posible.

Congelar la imagen. Identificar el punto más superficial del patrón que se visualiza de forma clara, estimar la zona muerta en función de la profundidad de este objeto.

*Tolerancia: < 3 mm para la frecuencia usual en braquiterapia de próstata (10 MHz).*

## 6. FORMATOS.

- (Modificado) F\_SFM\_100\_Control de calidad ecógrafo Radioterapia

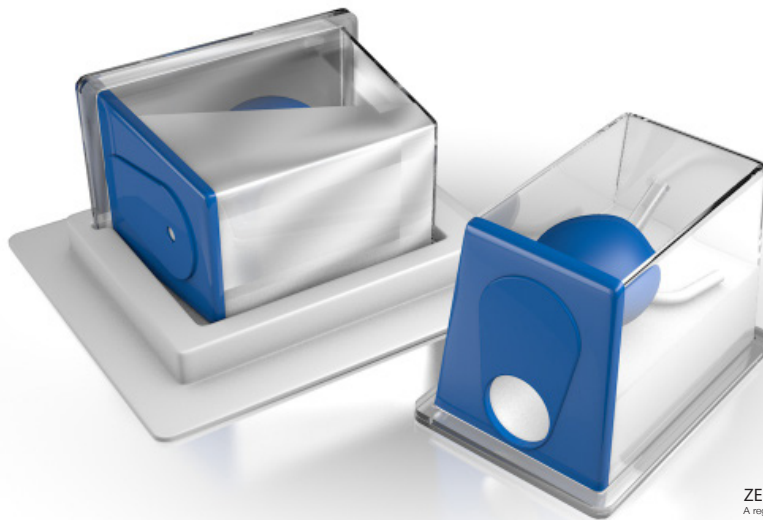
## 7. DOCUMENTACIÓN ASOCIADA.

- (Eliminado)PD\_SFM\_05\_32\_Calibración de la rejilla del ecógrafo de braquiterapia
- AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound Systems.
- BK Medical Flex Focus 1202 Advanced User Manual.

## C. ANEXO III: Especificaciones del fantoma comercial 'Model 053S, 053L & 053L-EF'

# Tissue Equivalent Ultrasound Prostate Phantom

Model 053S, 053L & 053L-EF



ZERDINE <sup>®</sup> Inside  
A registered trademark of CIRS

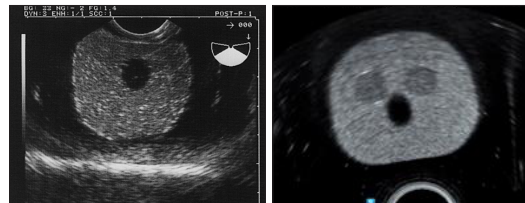
### THE IDEAL TRAINING DEVICE FOR ULTRASOUND GUIDED PROCEDURES

The CIRS Ultrasound Prostate Training Phantom is a multi-modality disposable phantom developed for practicing procedures which involve scanning the prostate with a rectal probe.

Gel formulations within the Model 053S, 053L and 053L-EF are designed to minimize needle tracking and to provide imaging contrast under CT, MRI, ultrasound and elastography.

The prostate along with structures simulating the rectal wall, seminal vesicles and urethra is contained within an 11.5 x 7.0 x 9.5 cm clear acrylic container. A 3 mm simulated perineal membrane enables various probes and surgical tools to be inserted into the prostate. This phantom is an ideal training device for ultrasound guided cryosurgery, radioactive seed implantation, and needle biopsy.

The phantom is available with lesions (053L) and without lesions (053S) and can be ordered in either the standard side-fire configuration or an alternate geometry optimized for end-fire probes (053L-EF).



#### Features

- Includes rectal wall, seminal vesicles, perineal membrane and urethra
- Train for ultrasound-guided cryosurgery, seed implantation and needle biopsy with one phantom
- Compatible with various probes and surgical tools
- Structures visible under CT, MRI, ultrasound and elastography
- Gel designed to minimize needle tracking

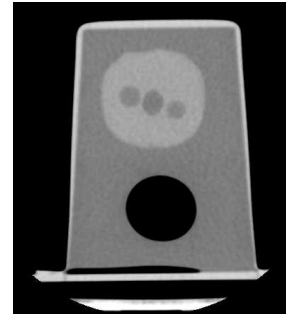
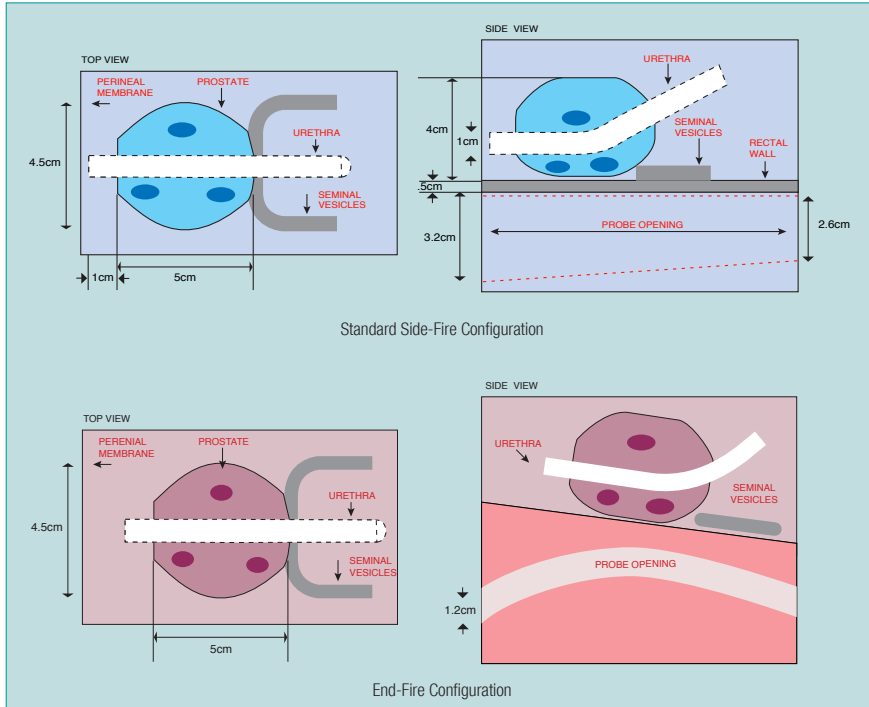
900 Asbury Ave • Norfolk, Virginia 23513 • USA  
Tel: 800.617.1177 • 757.855.2765 • Fax: 757.857.0523

[WWW.CIRSINC.COM](http://WWW.CIRSINC.COM)

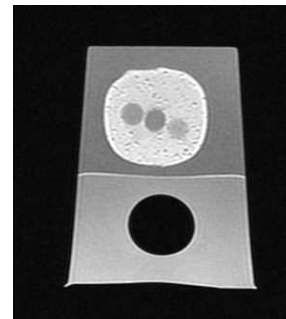
**CIRS**

Tissue Simulation & Phantom Technology

**TISSUE EQUIVALENT ULTRASOUND PROSTATE PHANTOM** Model 053S, 053L & 053L-EF



053L CT



053L MR T1 Weighted

**SPECIFICATIONS**

**CONTAINER**

Dimensions: 11.5 x 7 x 9.5 cm  
 Weight: 2 lbs  
 Front probe opening: 3.2 cm Ø  
 Rear probe opening: 2.6 cm Ø

**BACKGROUND GEL**

Ultrasound appearance: anechoic  
 CT appearance: dark  
 MRI appearance: dark (T1 weighted)  
 Elastography: soft

**URETHRA**

Dimensions: 7 mm Ø  
 Ultrasound appearance: anechoic  
 CT appearance: dark, similar to prostate  
 MRI appearance: dark than prostate (T1 weighted)  
 Elastography: stiffer than prostate

**PROSTATE**

Dimensions: 5 cm x 4.5 cm x 4 cm  
 Ultrasound appearance: average echogenicity  
 CT appearance: dark, slight contrast with background  
 MRI appearance: bright (T1 weighted)  
 Elastography: soft, slight contrast with background  
 Volume: 53 cc

**SEMINAL VESICLES**

Dimensions: 7 mm Ø x 10 mm long  
 Imaging appearance is similar to prostate

**PERINEAL MEMBRANE**

3 mm thick Z-skin™ elastomer

**LESIONS (053L AND 053L-EF)**

Qty: 3  
 Dimensions: Approximately 10 mm Ø  
 Ultrasound appearance: hypoechoic  
 CT appearance: bright  
 MRI appearance: dark (T1 weighted)  
 Elastography: stiff

**RECTAL WALL**

Dimensions: 6 cm x 11 cm x 0.5 cm  
 Imaging appearance is similar to urethra

**MODEL 053 INCLUDES**

Tissue Equivalent Ultrasound  
 Prostate Phantom  
 User Guide  
 12-Month Warranty\*

\*Please note: once any device has been inserted into the phantom (such as biopsy needles, localization wires, etc.) the 12 month warranty will not cover claims related to material desiccation or needle

<sup>©</sup>US Patent # 5196343

**PROSTATE PHANTOM SELECTION GUIDE**

Model	Description	Transducer Type
053S	Prostate Phantom without Lesions	Side-Fire or BiPlane
053L	Prostate Phantom with Lesions	Side-Fire or BiPlane
053L-EF	Prostate Phantom with Lesions for End-Fire Transducer	End-Fire Transducer

©2013 Computerized Imaging Reference Systems, Inc. All rights reserved.  
 Specifications subject to change without notice.  
 Publication: 053S 053L 053LEF DS 062421



Computerized Imaging Reference Systems, Inc. has been certified by ULDQS Inc. to (ISO) 13485:2016. Certificate Registration No. 10000905-MP2016.

## D. ANEXO IV: Especificaciones del fantoma comercial 'Model 045B'

# Brachytherapy QA Phantom

## Model 045B



### Solution to AAPM TG128

A robust prostate brachytherapy QA program ensures accurate image-guidance and dosimetry calculations. The CIRS Model 045B offers a complete solution for implementing a QA program specific to transrectal ultrasound guidance of prostate brachytherapy, as recommended by AAPM Task Group 128.<sup>1</sup>

The phantom enables users to check key imaging parameters such as depth of penetration, axial and lateral resolution, distance, area, volume, and geometric consistency with the treatment planning system.

The phantom is supplied with a water tank for vertically coupling the transducer to the phantom scanning membrane. Brachytherapy needle grid QA can be accomplished using the space available inside the water tank as specified by Goldstein et al.<sup>2</sup>

The tank has two angled slots to allow the phantom to be positioned at a 30° angle which simplifies use with floor-

mounted TRUS systems. When testing table-mounted TRUS systems, the phantom membrane can be oriented vertically. (See back page for images.)

#### Benefits:

- Geometric consistency with the treatment planning
- Water tank allows for phantom coupling and needle guidance measurements.

#### References:

1. Pfeiffer, Douglas, et al., AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems. *Med. Phys.*, vol. 35 (12), pgs. 5471-5489, December 2008.
  2. Goldstein, A., Yudelev, M., Sharma, R.K. and Arterbery, E. (2002), Design of Quality Assurance for Sonographic Prostate Brachytherapy Needle Guides. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 21: 947-954. doi:10.7863/jum.2002.21.9.947
- US Patent #5196343.

# CIRS

900 Asbury Ave • Norfolk, Virginia 23513 • USA • Tel: 757-855-2765 • [WWW.CIRSINC.COM](http://WWW.CIRSINC.COM)

**BRACHYTHERAPY QA PHANTOM** Model 045B



Phantom rests inside the tank during imaging tests – ensures consistent acoustic coupling with no gel to clean up.

**SPECIFICATIONS**

<b>DIMENSIONS</b>	14 x 11 x 7.5 cm
<b>PHANTOM WEIGHT</b>	4 lbs. (1.5 kg)
<b>HOUSING MATERIAL</b>	PVC Plastic
<b>TANK MATERIAL</b>	ABS
<b>MEMBRANE</b>	Saran-based laminate
<b>TISSUE-MIMICKING MATERIAL</b>	Zerdine® solid elastic hydrogel

**MODEL 045B INCLUDES**

QTY	DESCRIPTION
1	Brachytherapy QA Phantom
1	Water Tank
-	User Guide
-	48-Month Warranty
-	Certificate of Compliance

**ZERDINE® PROPERTIES**

Freezing point: 0° C  
 Melting point: Above 100° C  
 Speed of Sound: 1540 m/s  
 Other: Compatible with harmonic imaging

**INTERNAL "N" GRID**

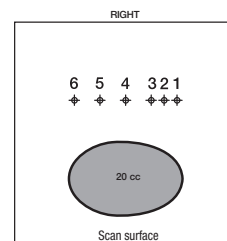
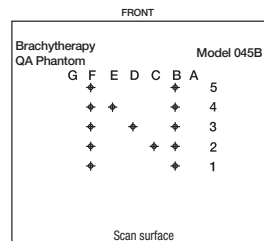
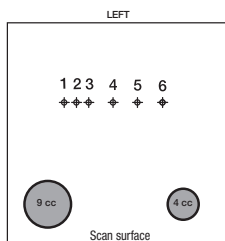
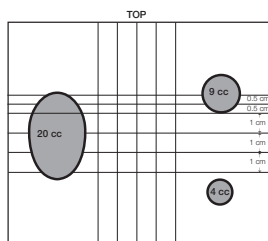
Number of targets: 13  
 Wire: 500-micron, nylon monofilament

**PROBE RETRACTION GRID**

Number of targets: 5  
 Wire: 100-micron, nylon monofilament  
 Spacing: 0.5 cm and 1 cm

**VOLUME TARGETS**

Material: Zerdine® gel-hyperechoic with respect to background  
 Size of target 1: ~4 cc  
 Size of target 2: ~9 cc  
 Size of target 3: ~20 cc



©2020 Computerized Imaging Reference Systems, Inc. All rights reserved.  
 Specifications subject to change without notice.  
 Publication: 045B DS 101320



Computerized Imaging Reference Systems, Inc. has been certified by UL DQS Inc. to (ISO) 13485:2016. Certificate Registration No. 10000905-MP2016.

E. E. ANEXO V: Medidas de la rejilla

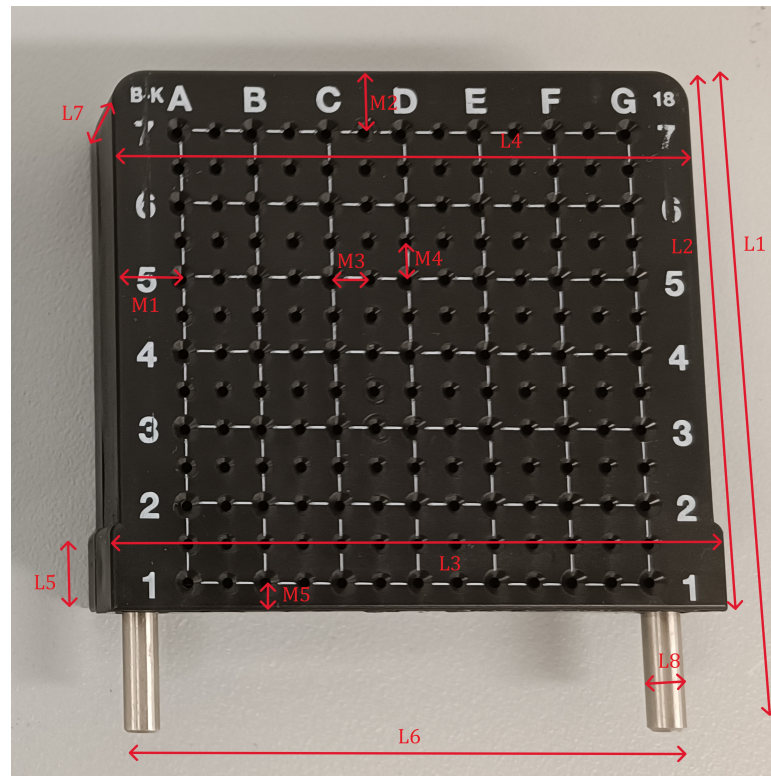


Figura 19: Medidas de la rejilla usada en braquiterapia de próstata

L1 [mm]	L2 [mm]	L3 [mm]	L4 [mm]	L5 [mm]	L6 [mm]
$88,30 \pm 0,01$	$72,50 \pm 0,01$	$80,00 \pm 0,01$	$77,50 \pm 0,01$	$11,00 \pm 0,01$	$74,63 \pm 0,01$
L7 [mm]	L8 [mm]	M1 [mm]	M2 [mm]	M3 [mm]	M4 [mm]
$20,00 \pm 0,01$	$4,70 \pm 0,01$	$8,00 \pm 0,01$	$8,00 \pm 0,01$	$4,00 \pm 0,01$	$4,00 \pm 0,01$
M5 [mm]					
$3,00 \pm 0,01$					

## F. ANEXO VI: Especificaciones del fantoma S.S.3

	Base	Socket	Suelo	Totalidad Fantoma
Altura [mm]	205,20	30,00	10,97	213,15
Ancho [mm]	103,50	92,50	103,50	103,50
Largo [mm]	85,50	65,00	18,00	85,50
Longitud roscas [mm]	5			
Radio roscas [mm]	2,35			

	Varilla grande	Varilla mediana	Varilla pequeña
Altura [mm]	90,00	70,00	50,00
Radio [mm]	2.35		
Longitud roscas [mm]	5		
Radio roscas [mm]	2,35		

	Elipsoide	Esfera grande	Esfera pequeña
Volumen [cc]	24,21	9,20	4,19
Radio(s) [mm]	17,00; 17,00; 20,00	13,00	10,00
Longitud roscas [mm]	5		
Radio roscas [mm]	2,35		

## G. ANEXO VII: Especificaciones de los cilindros

	Cilindro grande	Cilindro mediano	Cilindro pequeña
Volumen interior [cc]	19,08	17,35	15,11
Altura exterior [mm]	53,00	49,90	46,00
Longitud roscas [mm]	5		
Radio roscas [mm]	2,35		