



---

**Universidad de Valladolid**

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**TRABAJO FIN DE GRADO**

**Grado en Física**

**ASEGURAMIENTO DE LA CALIDAD DE UN ECÓGRAFO  
PARA BRAQUITERAPIA. REVISIÓN DEL ESTADO DE  
REFERENCIA INICIAL.**

**Autora: María Martín Pérez**

**Tutora: Ana Cristina López Cabeceira**

**Tutor: Jesús María de Frutos Baraja**

**Año 2024**



Considero obligado, sincero y merecido el agradecimiento a mis tutores de este trabajo.

Por un lado, a mi tutora académica, Ana Cristina López Cabeceira, por su apoyo, sugerencias y ayuda estos últimos meses.

No menos destacado el agradecimiento a mi tutor en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid, Jesús María de Frutos Baraja, por su disponibilidad, tiempo y las facilidades para poder elaborar este trabajo.

## **Resumen**

La braquiterapia prostática es un tratamiento del cáncer de próstata que introduce fuentes radiactivas en el paciente para irradiar al tumor desde dentro con el objetivo de reducirlo de tamaño y tratar de eliminarlo. Este procedimiento se realiza guiado por ecógrafo, para tener imagen en vivo de dónde se depositan estas fuentes y adaptar el tratamiento si fuera necesario. El papel del ecógrafo en esta intervención es esencial, y su correcto funcionamiento debe ser verificado. Esto es labor de los radiofísicos, tanto la verificación del estado de calidad como la elaboración del estado de referencia inicial.

Este trabajo de fin de grado está orientado a asegurar el estado de calidad del ecógrafo utilizado para braquiterapia en el *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*, y a partir de las pruebas de comprobación elaborar el estado de referencia para futuras verificaciones.

Para ello, se van a llevar a cabo pruebas de resolución, medidas de distancias en distintos ejes, comprobaciones de volúmenes, entre otras, obtenidas de distintos protocolos de asociaciones de Física Médica. Con los resultados obtenidos se van a valorar las capacidades del ecógrafo y las consecuencias que sus limitaciones puedan causar en el procedimiento de braquiterapia de próstata, determinando si es apto para su uso.

Además, se va a elaborar el estado de referencia inicial, cuyo papel consiste en facilitar los controles de calidad de los siguientes años, ya que se tienen datos concretos de las medidas del ecógrafo para esas mismas pruebas y facilitará la detección de errores en su funcionamiento.

Finalmente, se va a concluir que el ecógrafo empleado es aceptable, y las medidas que se salen de las tolerancias dadas por los expertos serán todas justificables por diversas causas ajenas al funcionamiento del aparato.

## **Palabras clave**

Radiofísica, braquiterapia prostática, ecografía, ultrasonidos, control de calidad

## **Abstract**

Prostate brachytherapy is a prostate cancer treatment which introduces radioactive sources inside the patient to irradiate the tumor from within, in order to reduce its size and try to eliminate it. This procedure is performed guided by ultrasound, to have a live image of where these sources are implanted and adapt the treatment plan if needed. The role of the ultrasound system in this intervention is key, and its correct performance must be verified. This is part of the job of the radiophysicists, both the quality assurance and the development the initial reference status.

This final degree project is aimed at ensuring the quality status of the ultrasound system used for brachytherapy at *Hospital Clínico Universitario de Valladolid* and, based on the assurance tests, developing the reference status for future verifications.

To achieve this, several tests will be carried out, such as resolution tests, distance measurements on different axes, volume checks, among others, obtained from different protocols of Medical Physics associations. With the obtained results, the capabilities of the ultrasound system and the consequences that its limitations may cause in the prostate brachytherapy procedure will be assessed, determining whether it is suitable for use.

In addition, the initial reference state will be developed, in order to facilitate the following years' quality assurance, since there are data on the ultrasound measurements for these same tests and it will make the detection of errors in its functioning easier.

Finally, it will be concluded that the ultrasound system used is acceptable, and the out of tolerance measurements will all be justifiable for several reasons unrelated to the operation of the device.

## **Key words**

Radiophysics, prostate brachytherapy, echography, ultrasounds, quality assurance

## **Relación TFG-Grado en Física**

A lo largo de los cursos del Grado, se han estudiado asignaturas de diferentes áreas y se han ido adquiriendo competencias de análisis, síntesis, resolución de problemas, entre otras. Todo este desarrollo académico se cierra con un Trabajo de Fin de Grado que debe englobar conocimientos y capacidades adquiridos a lo largo del grado, mostrándose como un trabajo transversal.

Este TFG relaciona varias asignaturas estudiadas en el Grado en Física, como son Óptica, Electromagnetismo y Electromagnetismo de Alta Frecuencia, o Mecánica y Ondas, y las asignaturas de fundamentos de todas ellas.

En “Óptica” se estudiaron la reflexión, refracción y dispersión de ondas, vistas en este trabajo por la reconstrucción de las imágenes ecográficas a partir de los ecos.

En “Electromagnetismo”, y en particular “Electromagnetismo de Alta Frecuencia”, se estudiaron las ecuaciones de ondas y en particular las de alta frecuencia, y en este trabajo los aparatos de ultrasonidos se utilizan frecuencias del orden de MHz.

Por último, en “Mecánica” se ha estudiado la propagación de ondas en distintos medios y sus atenuaciones.

En cuanto a competencias específicas propias del Grado en Física, son varias las que se ven incluidas en la realización de un Trabajo de Fin de Grado, englobando capacidades como:

- Presentación de un tema académico o una investigación propia.
- Utilización de bibliografía en Física y bibliografía técnica o cualquier otra fuente de información.
- Integración de conocimientos de distintas áreas de la Física para un mismo problema.
- Manejo de herramientas informáticas convencionales.

Todo esto, junto con la formación adquirida a lo largo de las Prácticas de Empresa, también realizadas en el ámbito de la Radiofísica Hospitalaria, han permitido la elaboración de este trabajo. La autora se adhiere a la declaración de Helsinki sobre principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos.

## Lista de figuras y tablas

Figura 1-1:	Braquiterapia prostática .....	p. 14
Figura 1-2:	Espectro sonoro .....	p. 16
Figura 1-3:	Estructura molecular de un cristal piezoeléctrico.....	p. 18
Figura 1-4:	Haz de ultrasonido .....	p. 19
Figura 4.1-1:	Maniqués de CIRS .....	p. 21
Figura 4.1-2:	Maniquí de campo cercano para ultrasonidos, modelo 050.....	p. 21
Figura 4.1-3:	Maniquí de comprobación de calidad para braquiterapia, modelo 045 .....	p. 22
Figura 4.1-4:	Maniquí de próstata de tejido equivalente para ultrasonidos .....	p. 22
Figura 4.1-5:	Ecógrafo Flex Focus 1202 .....	p. 23
Figura 4.1-6:	Sondas biplano y lineal .....	p. 23
Figura 4.1-7:	Stepper o estabilizador .....	p. 24
Figura 4.1-8:	Test de profundidad de penetración .....	p. 26
Figura 4.1-9:	Montaje para el test de aplicadores.....	p. 28
Figura 4.2-1:	Maniquí de resolución de ultrasonidos, modelo 044.....	p. 29
Figura 4.2-2:	Bolus RADON .....	p. 30
Figura 5.2-1:	Resultados de la prueba de profundidad de penetración .....	p. 33
Figura 5.4-1:	Errores absolutos de las medidas de distancia axial .....	p. 35
Figura 5.4-2:	Errores relativos de las medidas de distancia axial .....	p. 36
Figura 5.7-1:	Errores en la posición de las agujas.....	p. 39
Figura 5.9-1:	Medidas de resolución de campo cercano .....	p. 39
Figura 5.10-1:	Estado del maniquí para la prueba de cross axis .....	p. 40
Figura 6.1-1:	Programa ImageJ.JS .....	p. 43
Figura 6.1-2:	Detalle de errores de las medidas.....	p. 44
Figura 6.1-3:	Modelización de un cilindro .....	p. 46
Figura 6.1-4:	Modelización de la próstata y órganos de riesgo.....	p. 47
Figura 6.1-5:	Posición de las agujas software .....	p. 47
Figura 6.2-1:	Medidas de masa de alto contraste.....	p. 49
Figura A.1-1:	Esfera grande I .....	p. 59
Figura A.1-2:	Esfera grande II .....	p. 59

Figura A.1-3: Elipsoide I .....	p. 59
Figura A.1-4: Elipsoide II .....	p. 59
Figura A.1-5: Esfera pequeña I.....	p. 59
Figura A.1-6: Esfera pequeña II.....	p. 59
Figura A.1-7: TC maniquí .....	p. 60
Figura A.1-8: Ecografía maniquí .....	p. 60
Figura A.1-9: Visión coronal ecografía.....	p. 60
Figura A.1-10: Visión sagital ecografía .....	p. 60
Figura A.1-11: Visión coronal TC.....	p. 60
Figura A.1-12: Visión sagital TC .....	p. 60
Figura A.1-13: Superposición volúmenes transversal .....	p. 61
Figura A.1-14: Superposición volúmenes coronal.....	p. 61
Figura A.1-15: Superposición volúmenes sagital .....	p. 61
Figura A.1-16: Resultados volúmenes.....	p. 62
Figura A.1-17: Posición de las agujas ecógrafo .....	p. 62
Tabla 5.1-I: Uniformidad sonda lineal.....	p. 32
Tabla 5.1-II: Uniformidad sonda biplano, conjunto cristales lineal .....	p. 32
Tabla 5.1-III: Uniformidad sonda biplano, conjunto cristales circular .....	p. 32
Tabla 5.2-I: Profundidad de penetración .....	p. 33
Tabla 5.3-I: Resolución axial con la sonda lineal.....	p. 33
Tabla 5.3-II: Resolución axial con la sonda biplano.....	p. 34
Tabla 5.3-III: Resolución lateral con la sonda lineal .....	p. 34
Tabla 5.3-IV: Resolución lateral con la sonda biplano .....	p. 34
Tabla 5.4-I: Distancia axial.....	p. 34
Tabla 5.4-II: Error absoluto en las distancias axiales .....	p. 35
Tabla 5.4-III: Error relativo en las distancias axiales .....	p. 35
Tabla 5.5-I: Medidas y errores de las distancias laterales.....	p. 37
Tabla 5.6-I: Medidas de volumen (I).....	p. 38
Tabla 5.6-II: Medidas de volumen (II).....	p. 38
Tabla 5.7-I: Medidas de error en la posición de las agujas.....	p. 38
Tabla 5.9-I: Medidas resolución de campo cercano .....	p. 39

Tabla 5.11-I: Medidas de profundidad de lesiones de alto contraste .....	p. 40
Tabla 5.11-II: Medidas de profundidad de lesiones de bajo contraste .....	p. 41
Tabla 5.11-III: Medidas de pérdida de profundidad a alto contraste .....	p. 41
Tabla 5.11-IV: Medidas de pérdida de profundidad a bajo contraste .....	p. 41
Tabla 5.12-I: Medidas de dimensiones de masa de alto contraste .....	p. 42
Tabla 6.1-I: Cálculos de volumen.....	p. 45
Tabla A.1-I: Distancia lateral (datos sin procesar) .....	p. 56
Tabla A.1-II: Distancia axial: sonda lineal (datos sin procesar).....	p. 57
Tabla A.1-III: Distancia axial: sonda biplano, conjunto de cristales lineal (datos sin procesar) .....	p. 57
Tabla A.1-IV: Distancia axial: sonda biplano, conjunto de cristales circular (datos sin procesar) .....	p. 57
Tabla A.1-V: Distancias extra (datos sin procesar) .....	p. 58
Tabla A.1-VI: Volumen, maniquí de braquiterapia (datos sin procesar).....	p. 59
Tabla A.1-VII: Volumen, maniquí próstata (datos sin procesar) .....	p. 60
Tabla A.1-VIII: Profundidad de lesiones a bajo contraste (datos sin procesar) .....	p. 63
Tabla A.1-IX: Diámetro de masa de alto contraste (datos sin procesar).....	p. 63

## Lista de acrónimos y abreviaturas

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
CIRS	Computerized Imaging Reference Systems
Gy	Gray
HCUV	Hospital Clínico Universitario de Valladolid
PRF	Frecuencia de repetición de pulsos
PSID	Permanent Seed Implant Dosimetry
SEOM	Sociedad Española de Oncología Médica
SNR	Signal to Noise Ratio
SPECT/PET	Single Photon Emission Computed Tomography/Positron Emission Tomography
TC	Tomografía Computerizada

## Índice de contenido

1. Introducción .....	p. 13
2. Hipótesis .....	p. 20
3. Objetivos.....	p. 20
4. Material y metodología.....	p. 21
4.1 Verificación del ecógrafo .....	p. 21
4.2 Pruebas adicionales al plan de trabajo.....	p. 29
4.3 Elaboración del estado de referencia .....	p. 31
5. Resultados.....	p. 32
5.1 Uniformidad .....	p. 32
5.2 Profundidad de penetración .....	p. 33
5.3 Resolución axial y lateral .....	p. 33
5.4 Distancia axial.....	p. 34
5.5 Distancia lateral .....	p. 36
5.6 Volumen.....	p. 38
5.7 Aplicadores .....	p. 38
5.8 Software .....	p. 38
5.9 Resolución de campo cercano .....	p. 39
5.10 Cross Axis.....	p. 40
5.11 Profundidad de lesiones .....	p. 40
5.12 Dimensiones de una masa de alto contraste.....	p. 42
6. Discusión .....	p. 43
6.1 Pruebas AAPM .....	p. 43
6.2 Pruebas adicionales.....	p. 48
6.3 Estado de referencia.....	p. 50
6.4 Puntos fuertes y débiles y propuestas de mejora.....	p. 50
7. Conclusiones .....	p. 52
8. Bibliografía.....	p. 53
Anexo 1: Aplicación traslacional .....	p. 55
Anexo 2: Datos sin procesar .....	p. 56
Anexo 3: Documentación clínica.....	p. 64



## 1. Introducción

El cáncer es un conjunto de enfermedades que consisten en la multiplicación descontrolada de células que se propagan por los tejidos que las rodean. Es una de las principales causas de mortalidad del mundo. En España, en términos absolutos, es la segunda causa de muerte más frecuente, por detrás de las enfermedades cardiovasculares. Para poder dar algún dato, cabe recordar algunos términos importantes, como incidencia, prevalencia, mortalidad o supervivencia [1].

La incidencia es el número de casos nuevos de una enfermedad en una población y en un periodo determinados. La prevalencia es el número de personas con la enfermedad, incluyendo personas diagnosticadas en el pasado y que continúan con vida, independientemente de que se hayan curado o no. Por ello, la supervivencia determina este parámetro, ya que por muy elevada que sea la incidencia (casos nuevos), si su pronóstico es malo, la prevalencia será pequeña, así como una enfermedad que se diagnostique con menos frecuencia pero que tenga buen pronóstico tendrá una prevalencia elevada. La supervivencia es la probabilidad de sobrevivir tras un tiempo desde el diagnóstico. En principio no importa la causa de defunción, a no ser que nos refiramos a supervivencia neta, que sí ignora otras causas aparte de la enfermedad. Por último, la mortalidad es el número de fallecimientos, o bien en un año o bien por cada 100000 personas y año.

Con estos parámetros podemos caracterizar la situación actual del cáncer, en particular en España. Según la Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM), los cánceres más frecuentemente diagnosticados en 2023 serán colon y recto, mama, pulmón, próstata y vejiga urinaria. Si diferenciamos por sexo, el cáncer de próstata será el de mayor incidencia en los hombres, con casi 30000 nuevos casos. La prevalencia total del cáncer de próstata está en casi 260000 casos, y a 5 años está en 122000. La supervivencia del cáncer de próstata en España, a 5 años también, es del 78,9% observada y del 89,9% neta, es decir, la probabilidad de sobrevivir a 5 años desde el diagnóstico es relativamente elevada, contando con una mortalidad de 5889 pacientes en el año 2021 [2].

El cáncer de próstata ha mejorado mucho su pronóstico en los últimos años, gracias al desarrollo de técnicas cada vez más eficaces para su tratamiento. En el Hospital Clínico Universitario de Valladolid (HCUV), uno de los tratamientos para este tipo de cáncer es la braquiterapia, un tipo de radioterapia. La radioterapia es un tratamiento que utiliza radiación ionizante para destruir las células cancerosas, eliminando los tumores. La Física Médica se encarga de los aspectos físicos y tecnológicos de estos tratamientos.

La radiofísica hospitalaria es una disciplina que surge en los años 40, después de la Segunda Guerra Mundial, ante la necesidad de supervisar los tratamientos que empezaban a usar radiación contra el cáncer, además de calibrar equipos, hacer controles de calidad, evaluar dosimetrías, planificar los tratamientos... El primer programa de formación en esta disciplina tuvo lugar en el Hospital Memorial de Massachusetts, en Boston, en el año 1951.

En España, la profesión empezó a desarrollarse en los años 60, aunque no se reconoció oficialmente hasta el Real Decreto 220/1997 del 14 de febrero. Al principio la especialidad se centró en protección radiológica y gestión de la dosimetría, orientándose hacia aumentar la precisión de la administración de las dosis, tratando de optimizar los tratamientos. Se ha ido desarrollando y sofisticándose hasta alcanzar las técnicas de

alta precisión más recientes. Actualmente, su campo se clasifica en radioterapia (radioterapia interna y braquiterapia), medicina nuclear y protección radiológica [3].

En particular, la braquiterapia es un tipo de radioterapia interna que, en lugar de aplicar la radiación desde el exterior utilizando aceleradores lineales que irradian al paciente solo durante el tratamiento, introduce las fuentes radiactivas encapsuladas en el cuerpo para tratar directamente la zona afectada. Esto presenta ventajas, como una disminución del tejido sano irradiado, y desventajas, como el control que debe seguirse de los pacientes, ya que las fuentes radiactivas están en su interior y pueden requerir limitaciones durante algún tiempo. A diferencia de la radioterapia, donde la radiación terminaba después de la sesión, en la braquiterapia la radiación es continuada en el tiempo, aunque decae con este [4].

En el caso del cáncer de próstata, su tratamiento con braquiterapia consiste en la colocación de semillas radiactivas de baja tasa en la próstata, que se dejan dentro del cuerpo para que decaigan y que irradian al tumor desde dentro [5].

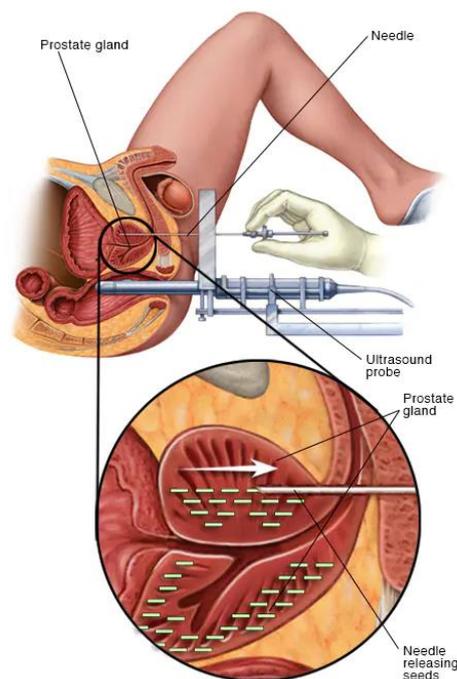


Figura 1-1: Braquiterapia prostática [5]

Es conveniente volver sobre algunos términos de radiactividad antes de avanzar más. La actividad radiactiva se mide por el número de desintegraciones por unidad de tiempo, y se le llama tasa de desintegración. Esta depende del núcleo radiactivo con el que se esté trabajando. Debido a estas desintegraciones, dada una muestra de átomos radiactivos, pasado un cierto tiempo este número se verá reducido. Al tiempo necesario para que el número de átomos radiactivos se reduzca a la mitad se le llama periodo de semidesintegración, o semivida:

$$T_{\frac{1}{2}} = \frac{\ln(2)}{\lambda} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (1.1)$$

Esta semivida no debe confundirse con vida media, que se refiere al tiempo que se estima que el átomo tarda en decaer:

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = 1,443 T_{1/2} \quad (1.2)$$

Respecto a la dosis absorbida, se mide en Gy en el Sistema Internacional, y equivale a un julio de energía absorbida por kilogramo de sustancia irradiada. Para poder compararse varios núcleos distintos, debido a las diferentes actividades, es preferible usar la tasa de dosis absorbida, que es la dosis absorbida por unidad de tiempo, y se mide en Gy s<sup>-1</sup> [6].

Volviendo a las semillas, hay varias fuentes radiactivas que pueden utilizarse para la braquiterapia prostática, como el <sup>131</sup>Cs, el <sup>103</sup>Pd o el <sup>125</sup>I, que es el que se utiliza en el HCUV. El Yodo 125 tiene un periodo de semidesintegración o semivida de 59,6 días, y emite rayos X de 27,4 y 31,4 keV y radiación  $\gamma$  de 35,5 keV, es decir, de baja energía. Esto lo hace idóneo para implantes permanentes.

El objetivo es cubrir de forma homogénea todo el espacio, para que la dosis recibida sea la suficiente para tratar el cáncer, pero sin producir quemaduras por exceso de radiación, y evitando dañar los órganos sanos próximos.

El proceso consta de dos partes: una planificación y el tratamiento final. En la planificación se mide el volumen de la próstata y se estima el número de semillas que pueden ser necesarias, y se prevé una posible colocación de las semillas, calculando la dosimetría para ver que la dosis está correctamente distribuida y evita los órganos de riesgo, que en este caso son la vejiga, el recto y la uretra.

El tratamiento final, para garantizar la correcta colocación de las semillas y poder calcular la dosimetría real del paciente, se realiza guiado por ecógrafo. Así, se controla la colocación de los aplicadores (agujas) y se modifica si fuese necesario. Además, se ve exactamente dónde se están dejando las semillas, calculando la dosimetría en directo y vigilando la radiación que alcanza a los órganos sanos, o zonas que no están recibiendo suficiente, pudiendo añadirse agujas y semillas a mayores de las planificadas [7].

El proceso es el siguiente: se coloca una rejilla con las filas numeradas y las columnas con letras, para determinar con facilidad la localización de la aguja requerida, sobre el ecógrafo, justo delante de la zona a tratar. En las posiciones que se determinaron en la planificación, se introducen las agujas, que se utilizarán para depositar las semillas en la posición prevista. Cuando las agujas aparezcan en la imagen del ecógrafo, se recolocan si hiciera falta, atendiendo sobre todo a la profundidad. Una vez todas estén en su posición, se procede a introducir las semillas con un vial en el interior de las agujas, colocándose en su sitio y sacando la aguja. Las semillas, que pueden moverse al sacar la aguja, deben ser localizadas con el ecógrafo y marcadas en el software para actualizar la dosimetría en directo.

Es evidente que el correcto funcionamiento del ecógrafo es esencial para poder realizar el tratamiento con la suficiente precisión. Las características del ecógrafo deben revisarse periódicamente para comprobar que sigue cumpliendo los requisitos de calidad. Para poder realizar estos controles, antes debe entenderse el funcionamiento de un ecógrafo, para saber qué medidas deben realizarse.

Para conseguir imágenes médicas, se utilizan señales que se pueden clasificar en las siguientes categorías: transmisión (como en los rayos X, y en particular el TC - Tomografía Computerizada), reflexión (ultrasonidos), emisión (SPECT/PET - Single Photon Emission Computed Tomography/Positron Emission Tomography o tomografía

de emisión de fotón único/tomografía de emisión de positrones) y resonancia (resonancia magnética nuclear). Con estas se cubren las principales formas de generar señales para imágenes médicas. En el caso de los ecógrafos, pertenecen a la categoría de la reflexión [8].

Un ecógrafo es un aparato de imagen, comúnmente usado para el diagnóstico, que utiliza ultrasonidos en lugar de radiación. Esto presenta una ventaja importante, ya que no presenta efectos secundarios sobre el paciente si se mantienen los niveles térmicos y mecánicos por debajo de los umbrales de seguridad, a diferencia de radiografías, TC o resonancias magnéticas, que sí acumulan dosis de radiación. Por otra parte, su imagen es de menor resolución que las otras técnicas ya mencionadas, por lo que su uso no es apropiado para cualquier fin. En el caso que nos ocupa, ya que necesitamos imagen en tiempo real, es lo más indicado [9].

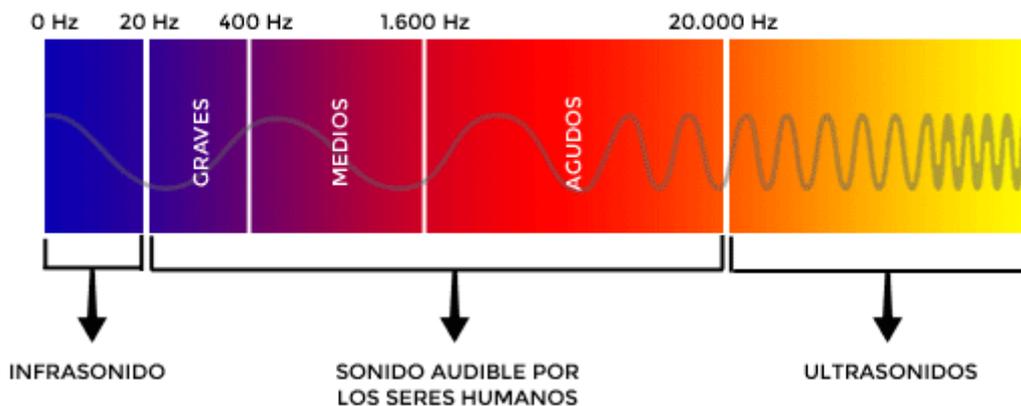


Figura 1-2: Espectro sonoro [10]

En ecografía se trabaja con ultrasonidos. Las ondas de ultrasonidos son ondas mecánicas, que se propagan por un medio material a base de comprimirlo y expandirlo. Las partículas vibran acercándose y alejándose, pero su posición media se mantiene. La ecuación de ondas que la describe es:

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial t^2} = c^2 \cdot \nabla^2 \xi \quad (1.3)$$

donde  $\xi = \frac{\rho - \rho_0}{\rho_0}$  es la desviación relativa de la densidad del material  $\rho$  respecto a la densidad inicial cuando no está comprimido  $\rho_0$ ,  $c = \lambda \cdot f$  es la velocidad de la onda en ese medio y  $\nabla^2$  es el laplaciano [11].

La solución general de esta ecuación es una onda sinusoidal plana [12].

$$\xi = \xi_0 \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda}(x - ct)\right) \quad (1.4)$$

Estas ondas interactúan con los diferentes tejidos, dándose fenómenos como absorción, scattering o dispersión, reflexión y refracción:

Por una parte, la absorción de la energía acústica se da cuando el haz atraviesa un medio, haciendo que las partículas de este vibren y produciéndose pérdidas por calor. Esto provoca la atenuación del haz. La dispersión, que se debe a la interacción entre las ondas de ultrasonidos y objetos de un tamaño comparable al de su longitud de onda, también aumenta la atenuación [8].

Dado que el sonido es una onda mecánica, la forma más sencilla de cuantificarlo es medir la amplitud de la presión. Si llamamos  $P(Z, f)$  a la amplitud de presión del haz de ultrasonidos, vemos que se atenúa según

$$P(Z, f) = P_0 F(f) e^{-\alpha(f)Z} \quad (1.5)$$

siendo  $Z$  la impedancia acústica del medio ( $1540 \text{ ms}^{-1}$  en tejido blando),  $f$  la frecuencia del ultrasonido y  $\alpha$  el coeficiente de atenuación. Con los valores clínicos típicos, el coeficiente de atenuación tiende a  $\alpha(f) \approx 0,5 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$  [13], [14].

Así pues, los haces de alta frecuencia son más fuertemente atenuados, y en consecuencia pierden profundidad de penetración, en comparación con los de baja frecuencia.

Por otra parte, la reflexión y la refracción tienen lugar en las superficies de separación entre distintos medios, con distintas impedancias acústicas. Cada tipo de tejido (grasa, músculo, hueso...) tiene una velocidad de propagación diferente, es decir, distintas impedancias acústicas. Las impedancias acústicas se definen según

$$Z = c \cdot \rho \quad (1.6)$$

donde  $\rho$  es la densidad del material, y  $c$  la velocidad de propagación en él. Las superficies de separación de estos tejidos hacen que las ondas se reflejen. Como simplificación, se puede tomar que la reflectividad de la potencia de sonido de una onda plana perpendicular a la superficie de separación de los dos materiales de impedancias distintas  $Z_1$  y  $Z_2$  viene dado por la expresión

$$R = \frac{P_{reflejada}}{P_{incidente}} = \frac{[Z_2 - Z_1]^2}{[Z_2 + Z_1]^2} = \frac{[\rho_2 c_2 - \rho_1 c_1]^2}{[\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1]^2} \quad (1.7)$$

Cuanto mayor es la diferencia entre las impedancias, mayor es la intensidad del eco que recibirá el ecógrafo. El resto de la potencia que no ha sido reflejada es transmitida por el segundo medio hasta que se encuentre con otra superficie reflectora, donde vuelve a tener lugar lo anterior [15].

$$T = 1 - R = \frac{P_{transmitida}}{P_{incidente}} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (1.8)$$

También es importante tener en cuenta la refracción, que cambia la dirección del haz si este no incidió perpendicular a la superficie de separación. La refracción viene dada por la ley de Snell:

$$\frac{\sin(\theta_t)}{\sin(\theta_i)} = \frac{c_2}{c_1} \quad (1.9)$$

donde  $\theta_t$  y  $\theta_i$  son los ángulos transmitido e incidente respecto a la normal a la superficie. Estos fenómenos deben tenerse en cuenta para la reconstrucción de la imagen, ya que la atenuación de la señal del eco debe ser compensada, así como su dirección [11].

El ecógrafo se compone de un generador, un transductor, un convertidor analógico-digital, una memoria gráfica, un monitor y un registro gráfico:

El generador envía pulsos eléctricos al transductor. El transductor consta de varios cristales piezoeléctricos, que se contraen y se dilatan con los pulsos eléctricos, generando ultrasonidos. El efecto piezoeléctrico está relacionado con la estructura

molecular de los cristales. Cuando estos están en reposo, las cargas eléctricas se distribuyen de forma uniforme en las moléculas, pero al ser estirados o comprimidos las posiciones de los átomos cambian ligeramente, dando lugar a acumulación de carga neta y produciéndose una corriente. Lo mismo sucede al contrario, con la presencia de una corriente el cristal cambia su forma, produciéndose una vibración como una onda mecánica, es decir energía acústica, que es el ultrasonido [16].

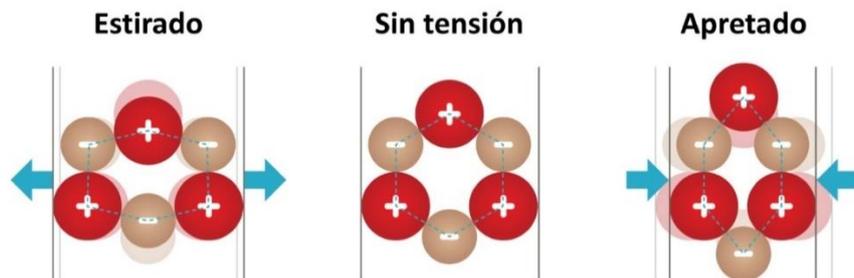


Figura 1-3: Estructura molecular de un cristal piezoeléctrico [16]

Los ultrasonidos que se han generado son emitidos por la sonda, y vuelven al transductor en forma de ecos. El efecto inverso del efecto piezoeléctrico hace que la presión de los ecos que recibe el transductor pase a ser energía eléctrica, y en el convertidor analógico-digital lo transforma en unos y ceros para poder procesarse en una escala de grises y mostrar las imágenes en tiempo real en el monitor, almacenándose también en el registro gráfico si se desea [17].

Aplicada a la braquiterapia, la ecografía se utiliza para guiar la cirugía. Se utiliza una sonda biplano, que se introduce por el recto durante la operación. La precisión del ecógrafo a la hora de realizar medidas de volumen, o su resolución para ubicar correctamente las semillas, son esenciales durante la intervención.

Por ello, es muy importante el aseguramiento de la calidad enfocado al uso que se le va a dar al ecógrafo, para revisarlo no solo de forma genérica, sino también más específicamente. Por ejemplo, el cálculo de volumen no solo con objetivos de alto contraste, sino también de bajo contraste para estimar bien su funcionamiento a la hora de medir próstatas.

Es conveniente familiarizarse con los controles del ecógrafo para sacar el máximo provecho de las imágenes y no sobreestimar las incertidumbres. El ecógrafo permite cierta manipulación sobre la señal que emite y sobre cómo trata la recibida, y los controles más utilizados son la ganancia, el segundo armónico y el enfoque [18].

La ganancia amplifica selectivamente la señal de los ecos a cierta profundidad, compensando la atenuación y la dispersión del haz debida al tejido. Algo similar pasa con el enfoque, con el que se selecciona el rango de profundidad en el que está la zona de interés y este se ajusta para que esa zona se vea de forma óptima, maximizando la resolución, y las estructuras fuera de ese rango se verán menos nítidas ya que no estarán enfocadas. Respecto al segundo armónico, en vez de recibir los ecos que encajan con la frecuencia de la señal emitida, recibe frecuencias más altas (armónicos) múltiplos de la emitida. Estos armónicos provienen de las resonancias producidas en el tejido, y las frecuencias de resonancia son múltiplos de la que se está transmitiendo. En este caso recibe el segundo armónico (doble de frecuencia), lo que permite una mayor resolución, pero en consecuencia pierde profundidad [19]. La relación entre la resolución y la frecuencia viene dada por la definición de resolución: la mínima separación entre dos objetos para identificarse como resueltos está directamente relacionada con la

longitud de onda, que a su vez es inversamente proporcional a la frecuencia [20]. También tiene varios modos de escaneo, pero para este propósito se utilizará el B-Mode con visualización en tiempo real.

Para algunas de las medidas que se van a realizar, es importante explicar la forma en la que se forma el haz de ultrasonidos. Se distinguen tres zonas diferentes: campo cercano o zona de Fresnel, zona focal y campo lejano o zona de Fraunhofer. El campo cercano es la zona en la que el haz decrece y se estrecha, hasta alcanzar el punto focal, que es donde mayor es la resolución, y menor el diámetro del haz. La zona focal está alrededor del punto focal, y conforme la distancia sigue aumentando, el diámetro del haz vuelve a crecer, entrando en el campo lejano [21].

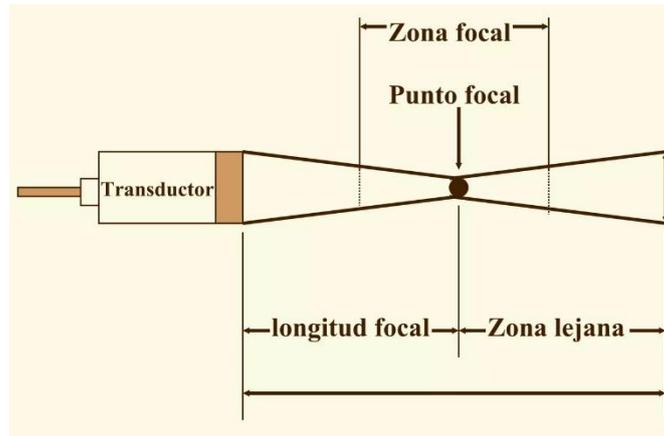


Figura 1-4: Haz de ultrasonido [21]

El proceso de los controles de calidad depende del protocolo que se decida seguir, ya que cada sociedad recomienda unas pruebas y unas frecuencias. El procedimiento es el mismo: cuando se adquiere el ecógrafo, se le realiza la llamada prueba de aceptación, y se comprueba que cumple con las tolerancias que indican las guías de calidad. Después, se realizará un examen completo para elaborar el estado de referencia inicial. A partir de ahí, con una frecuencia recomendada anual o bianual, se repetirá gran parte del examen, comparando los datos obtenidos con los del estado de referencia inicial y verificando que se siguen encontrando dentro de las tolerancias de la prueba de aceptación. Estos exámenes no se realizan sobre pacientes, sino que se llevan a cabo sobre fantasmas específicamente diseñados para esto. Estos fantasmas, o maniqués, se diseñan con un material que imita el tejido corporal, con una velocidad del sonido equivalente a la del tejido blando del cuerpo,  $1540 \text{ ms}^{-1}$ , y dentro se introducen objetos de alto y bajo contraste a distintas profundidades para medir con el ecógrafo [7], [22].

Además, en el Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, se especifica que “el especialista en radiofísica hospitalaria será responsable de la aceptación y determinación del estado de referencia inicial de los equipos generadores de radiaciones con fines terapéuticos y de los sistemas de planificación y cálculo; del establecimiento y ejecución de los programas de control de calidad de los equipos y sistemas antes citados, y de los aspectos técnicos y físicos de la dosimetría de la radiación, todo ello sin perjuicio de la responsabilidad de los servicios de mantenimiento y de otros profesionales especificados en el programa de garantía de calidad del centro.” El equipo de ultrasonidos no pertenece a esta categoría, pero parece lógico extender la aplicación de la frase anterior [23].

## **2. Hipótesis**

Todo el grueso del trabajo está enfocado en verificar la veracidad de la siguiente afirmación:

*El sistema de ultrasonidos mantiene las especificaciones de la prueba de aceptación.*

Para ello, se debe concretar cuáles son las características que se van a comprobar, como resolución, profundidad, volumen, etcétera, y remitirse a las desviaciones máximas aceptables indicadas por los expertos, que se tomaron como válidas desde la prueba de aceptación realizada al adquirir el ecógrafo. Estas especificaciones tienen unas tolerancias, dentro de las cuales se considera que el ecógrafo funciona adecuadamente.

## **3. Objetivos**

El objetivo principal consiste en comprobar la constancia de un sistema de ultrasonidos para braquiterapia.

De esto se desprenden varios objetivos secundarios que permiten comprobar la hipótesis de trabajo.

- 1- Realizar la verificación del aparato de ecografía utilizado para braquiterapia en el HCUV.

De esta manera se trabajará con los datos actualizados del funcionamiento del aparato, detectando si alguno de los valores obtenidos estuviera fuera de las tolerancias recomendadas por asociaciones como la American Association of Physicists in Medicine (AAPM), que es la que se seguirá en primer lugar.

- 2- Completar las pruebas del programa de trabajo con las recomendaciones más recientes.

Además de aumentar la fiabilidad del examen, se completará la guía de verificación del estado de calidad de un ecógrafo aplicado a la braquiterapia para los próximos controles.

- 3- Elaborar el estado de referencia inicial.

Así en el futuro se tendrán los valores contrastados del ecógrafo para comparar, en vez de remitirnos a las tolerancias comprobadas en la prueba de aceptación, pudiendo verificar si el ecógrafo continúa funcionando como antes, o si hay alguna desviación que nos haga pensar que hay algún problema nuevo, a pesar de seguir dentro de las tolerancias. Esto permite adelantarse a errores más graves.

## 4. Material y metodología

### 4.1 Verificación del ecógrafo

En primer lugar, se procederá a la adquisición de datos experimentales a lo largo de varias sesiones de medida. Para la toma de datos no se utilizarán pacientes, sino unos maniqués para control de calidad, todos ellos de la empresa CIRS (Computerized Imaging Reference Systems).

- Maniqués de CIRS



Figura 4.1-1: Maniqués de CIRS

Cada uno de ellos nos servirá para distintas pruebas, que se explicarán más adelante. Para esta parte se usarán el Near Field Ultrasound Phantom model 050, el Tissue-equivalent Ultrasound Prostate Phantom model 053S, 053L & 053L-EF y el Brachytherapy QA Phantom model 045:

#### Near Field Ultrasound Phantom model 050

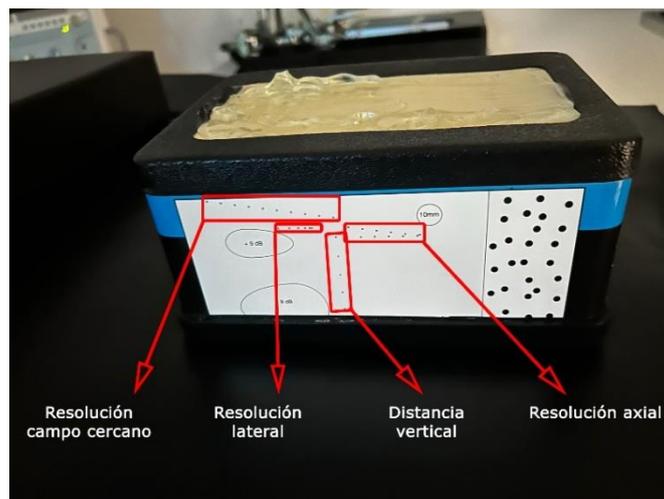


Figura 4.1-2: Maniquí de campo cercano para ultrasonidos, modelo 050

Es un maniquí con varios grupos de alambres separados, cada uno distribuido de forma óptima para distintas verificaciones. Se utiliza principalmente para comprobar uniformidad, resolución de campo cercano, axial y lateral, distancias vertical y lateral y profundidad de lesiones de alto contraste [24].

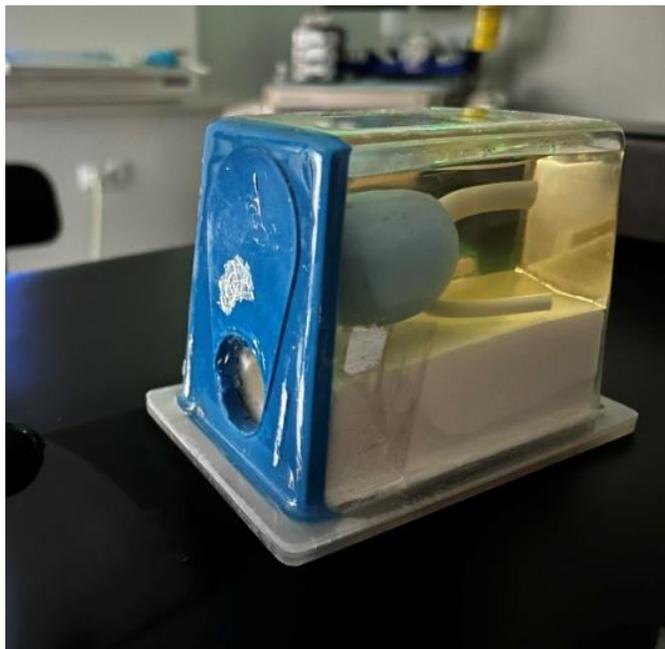
### Brachytherapy QA Phantom model 045



*Figura 4.1-3: Maniquí de comprobación de calidad para braquiterapia, modelo 045*

Es un maniquí que, aparte de un grupo de alambres para la verificación del Cross Axis, tiene varios cuerpos de volúmenes distintos para medir. Está diseñado para la sonda biplano (por eso su forma) [25].

### Tissue-Equivalent Ultrasound Prostate Phantom model 053S, 053L & 053L-EF



*Figura 4.1-4: Maniquí de próstata de tejido equivalente para ultrasonidos*

Es un maniquí de representación de una próstata, diseñado para la sonda biplano (por eso su forma), y enfocado en la comprobación del volumen tanto usando el ecógrafo como el software asociado al mismo [26].

- Ecógrafo Flex Focus 1202



Figura 4.1-5: Ecógrafo Flex Focus 1202

Se trata de un escáner de BK Medical que permite la toma de datos, la visualización simultánea, y la medición de distancias, áreas y volúmenes sobre las imágenes, además de almacenarlas y exportarlas si se desea [18].

- Sondas biplano T8848 y lineal T8870

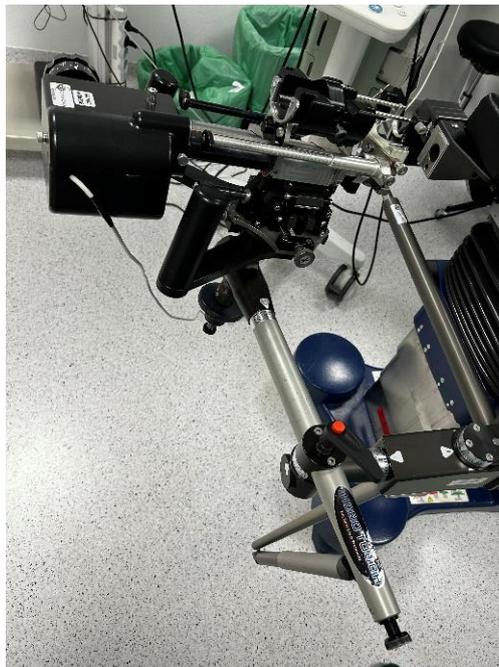


Figura 4.1-6: Sondas biplano y lineal

Para un examen más completo, se van a comprobar ambas.

Por su forma, cada una presenta ventajas en distintas circunstancias. Las lineales (derecha) tienen un formato de imagen rectangular, para un estudio más superficial, mientras que las biplano (izquierda) son intracavitarias, y se usan más para exploraciones intrarrectales o intravaginales. La biplano consta de dos conjuntos de cristales distintos, uno lineal a lo largo de la sonda, y otro circular alrededor de la misma. Ambos conjuntos son independientes, por lo que se estudiarán ambos [27], [28].

- Stepper o estabilizador



*Figura 4.1-7: Stepper o estabilizador*

Es un aparato que nos sirve para desplazar la sonda biplano en el eje transversal (adelante y atrás) una distancia concreta. Durante las operaciones esto se usa para controlar a qué distancia del ápex (parte superior del órgano, en este caso la próstata) estamos, para depositar las semillas que corresponda en esa profundidad y cubrir todo el volumen de la próstata [29].

- Software PSID 5.0 (Permanent Seed Implant Dosimetry)

Es el utilizado para modelar tanto la próstata como los órganos de riesgo en las intervenciones. También se va a comprobar su correcto funcionamiento [30].

Con estos datos se obtendrán resultados sobre uniformidad, profundidad, resolución axial y lateral...

Las medidas se repetirán para distintas frecuencias: 6, 9 y 12 MHz para la sonda biplano, y también 15 y 18 MHz si se trabaja con la sonda lineal. Esto se hará así ya que afecta a la visualización de objetos. A bajas frecuencias, el campo que se puede ver es mayor (la profundidad de penetración aumenta), pero esto es a costa de la pérdida de resolución de los objetos que se visualizan, sobre todo en la zona de campo cercano. Por el contrario, si se desea ver con precisión los límites de un objeto, o medir correctamente distancias, será más sencillo a altas frecuencias, a costa de perder profundidad. Esto se debe a la atenuación de los haces a distintas frecuencias (Expresión 1.5). Así pues, los haces de alta frecuencia son más fuertemente atenuados,

y en consecuencia pierden profundidad de penetración, en comparación con los de baja frecuencia.

Antes de empezar la toma de datos, es importante familiarizarse con las limitaciones del ecógrafo, para tratar de adquirirlos sin alterarlos. La sonda debe estar completamente perpendicular a la superficie del maniquí, y a la hora de medir volúmenes debe buscarse el plano mayor para asegurar que se miden los diámetros mayores y no se está infraestimando. Además, como el aire no es un buen conductor de ultrasonidos, se debe aplicar una capa homogénea y abundante de gel de acoplamiento acústico, para maximizar la propagación del haz. También debe evitarse ejercer presión al realizar los exámenes, ya que esta deformará el objeto que se intenta ver. Es importante saber cómo interpretar las imágenes en función de qué sonda se esté usando: con la sonda lineal, la profundidad aumenta hacia abajo en la pantalla, mientras que con la sonda biplano aumenta hacia arriba, apareciendo la superficie abajo del todo. Por último, debe tenerse cuidado con los artefactos, que son posibles anomalías en las imágenes y que pueden inducir a error, aunque en ecografía algunos también pueden facilitar el diagnóstico.

En este trabajo se va a seguir el protocolo AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems, de la American Association of Physicists in Medicine, pero se combinará con las recomendaciones del resto de sociedades [7], [13], [31]. Se ha elegido este porque es específico para braquiterapia de próstata.

Siguiendo el orden de la guía:

- Test 1: Uniformidad

Para comprobar, por una parte, que funciona bien el monitor del ecógrafo, que representa las mismas intensidades con el mismo tono de gris de acuerdo a la escala de grises estándar, compuesta por 256 tonos distintos; y por otra parte, que los cristales del transductor funcionan todos y no hay una región que no recibe o envía señal acústica.

Se realiza simplemente observando que no hay sombras en la pantalla al colocar la sonda sobre una superficie uniforme. Es una prueba un poco subjetiva, por lo que para intentar aportar un criterio objetivo se ha realizado un análisis de una de las imágenes con ImageJ.JS, un programa de procesamiento digital de imagen. Este programa analiza el valor medio de los grises de la región seleccionada, por lo que pueden compararse varias secciones a la misma profundidad para ver si hay diferencias importantes, o si hubiera algún cristal que no funcione [32].

- Test 2: Profundidad de penetración

Aquí hay que introducir el concepto de Signal to Noise Ratio (SNR), que compara el nivel de señal deseada con el ruido de fondo, y que suele expresarse en decibelios [33]:

$$SNR = \frac{\text{Potencia señal}}{\text{Potencia ruido}} = 10 \log_{10} \left( \frac{\text{Potencia señal}}{\text{Potencia ruido}} \right) \text{ dB} \quad (4.1.1)$$

Cabe recordar la utilidad de los decibelios, ya que son una unidad relativa para comparar potencias, y siguen una escala logarítmica. De esta forma, 3 dB por ejemplo indicarían que la señal es el doble que el ruido [34].

Esta ratio es directamente proporcional a la profundidad de penetración, lo que se traduce en una mayor dificultad para observar objetos de bajo contraste a ciertas profundidades en el paciente.

También se ha visto que la profundidad de penetración aumenta cuando la frecuencia disminuye, por lo que se podría solventar disminuyendo la misma para poder observar adecuadamente a mayor profundidad, aunque esto sería a costa de perder resolución. También podría solucionarse con la ganancia, que es un recurso de los ecógrafos que permite amplificar la señal en las zonas más profundas.

Para realizar la prueba, sobre el Near Field Ultrasound Phantom model 050, se mide la distancia vertical desde la superficie hasta la zona en la que se dejan de diferenciar los ecos de la señal dispersada por el fantoma (que se distinguen por su patrón moteado) del ruido.

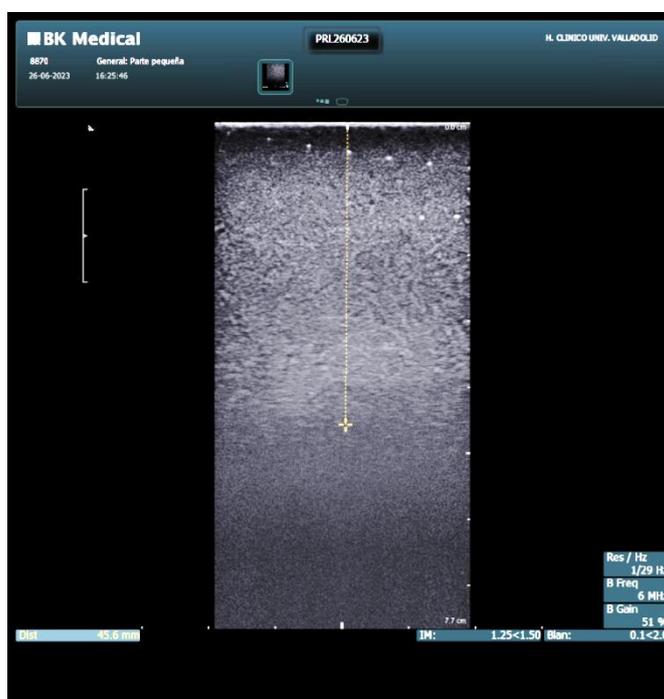


Figura 4.1-8: Test de profundidad de penetración

#### - Test 3: Resolución axial y lateral

El objetivo de esta prueba es medir la distancia mínima para que dos objetos se vean resueltos. Se separa en axial y lateral, refiriéndose el término axial en este caso a la dirección de propagación del haz desde la fuente. En la resolución axial se trata de diferenciar dos objetos paralelos al haz, y en la resolución lateral serán dos objetos perpendiculares al haz.

Se realiza con el Near Field Ultrasound Phantom model 050, con los grupos de alambres destinados para ello (Imagen 4.1-2). Consisten en parejas de alambres cada vez más juntos, a distancias conocidas, y se debe comprobar cuál es la menor distancia a la que se pueden diferenciar como dos objetos separados.

En la práctica, esto sirve para identificar y localizar las semillas al ser introducidas en el paciente, para poder calcular con precisión la dosimetría en tiempo real, o

para ubicar con precisión la posición de las agujas y modificar el tratamiento previamente planificado.

De nuevo, estas medidas están relacionadas con la frecuencia, aumentando de forma directa.

Es importante a la hora de tomar estos datos colocar la sonda de forma que el eje del haz esté perpendicular a los alambres, para que se vean como puntos en el monitor en vez de como hilos.

- Test 4: Distancia lateral y axial

En esta prueba se va a comprobar la precisión de las distancias en ambos ejes, aunque están bastante condicionadas por la persona que tome los datos, ya que sobre todo en las distancias verticales, la presión ejercida con la sonda sobre el maniquí alterará las distancias entre las fibras que van a medirse. Las tolerancias para las medidas laterales serán mayores que para las verticales, ya que influyen más factores, como que las medidas verticales están realizándose en paralelo al haz, mientras que las laterales tienen la incertidumbre asociada a la penumbra, ya que son en perpendicular.

Para adquirir los datos, se mide con el ecógrafo la distancia entre fibras, preferiblemente de alto contraste, separadas una distancia conocida. Se comparan los valores obtenidos con los reales, para ver de cuánto es el error y comprobar si se encuentra dentro de tolerancias. Esto se llevará a cabo con el Near Field Ultrasound Phantom model 050, con las fibras destinadas a ello (Imagen 4.1-2)

- Test 5: Área

Por el uso que se le va a dar al ecógrafo, pasaremos directamente a la comprobación de volúmenes, que sí tiene aplicación al trabajo que va a desempeñar.

- Test 6: Volumen

Este test solo puede realizarse con la sonda biplano, ya que la lineal no calcula volúmenes. Es una parte muy importante del control de calidad, ya que la estimación del tamaño de las próstatas determina la planificación, las agujas que se prevé usar y su colocación, el número de semillas que se pide...

Se utilizarán dos maniquíes, el Tissue-equivalent Ultrasound Prostate Phantom y el Brachytherapy QA Phantom

En el primero, se comparará la estimación del ecógrafo con los datos de las especificaciones. Con el ecógrafo, se debe medir la mayor distancia en ancho y alto y, cambiando de plano, el longitudinal. Con esas medidas, utiliza la expresión del elipsoide para calcular el volumen:

$$V = \frac{4}{3}\pi \cdot a \cdot b \cdot c \quad (4.1.2)$$

siendo a, b y c los semiejes del elipsoide, es decir, la mitad de las distancias previamente medidas [35]. La estimación del elipsoide es la más utilizada, por su similitud con la forma del órgano.

Con el segundo maniquí se procede de la misma manera, aunque esta vez tenemos volúmenes de distintas formas, tanto huevos como esferas, por lo que la estimación del ecógrafo usando un elipsoide será más o menos adecuada según el caso. También se comparará con las especificaciones del maniquí.

Deberá valorarse en cada caso si puede haber errores en los datos por fallos cometidos por la persona que tome las medidas (como no encontrar bien el plano mayor), o por artefactos que alteren la imagen vista en pantalla.

- Test 7: Aplicadores

El propósito de este test es comprobar que la rejilla que se utiliza en las operaciones para ubicar e introducir los aplicadores (agujas) en localizaciones concretas está debidamente alineada con la que sirve de guía en el monitor.

El montaje en este caso es un poco distinto, ya que se colocará la sonda biplano sobre el stepper en vertical y sobre un cubo de agua. El agua es necesaria por la misma razón por la que se aplica gel sobre los maniqués, para que transmita mejor los ultrasonidos, además de que el cuerpo humano es casi todo agua por lo que lo simula mejor. Se introducirán las agujas en posiciones concretas de la rejilla, y se medirá en la imagen cómo de desviado está.



*Figura 4.1-9: Montaje para el test de aplicadores*

También se debe tener cuidado al localizar las agujas en la imagen, ya que pueden confundirse con otros artefactos que se visualicen en el cubo de agua.

- Test 8: Sistema de planificación de tratamientos

Para planificar los tratamientos se utiliza un software. El que se utiliza en el servicio de Radiofísica del HCUV es el PSID 5.0

Con él se van a repetir los test 6 y 7.

Para el volumen, con el stepper y el maniquí Tissue-equivalent Ultrasound Prostate Phantom se van a realizar cortes cada milímetro y a delimitarse la superficie de los órganos para modelarlos y así ver el volumen resultante y comparar con los valores obtenidos anteriormente. Otra forma de ver que el software funciona bien es modelando un cilindro de medidas concretas y viendo el volumen que da, ya que aquí las fuentes de error están más limitadas. Como puede haber discrepancias con los valores del manual, también pueden compararse las medidas del ecógrafo con las de imágenes de TC, que tienen una mayor resolución ya que se adquieren con radiación en vez de ultrasonidos, y darán medidas más fiables para comparar porque serán más sencillas de modelar. Para adquirir estas otras imágenes se utilizó un TC Aquilion LB Toshiba-Canon [36]

Para los aplicadores, el procedimiento es el mismo que antes, pero visualizándose en el ordenador y midiendo con él en vez de sobre el ecógrafo.

Hasta aquí llegan las recomendaciones de la AAPM, pero aún hay otras pruebas muy recomendables que pueden incorporarse al plan de trabajo

#### 4.2 Pruebas adicionales al plan de trabajo

Se han obtenido de los propios manuales de los fantasmas, que vienen preparados para ciertas comprobaciones, y del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico revisado en 2011 [37].

Además, se ha conseguido contar con otro maniquí más, a añadir a los materiales anteriores:

- Ultrasound Resolution Phantom model 044



Figura 4.2-1: Maniquí de resolución de ultrasonidos, modelo 044

Especialmente diseñado para las pruebas enfocadas a lesiones de bajo contraste, aunque también para alto [38].

Las pruebas con las que se va a completar la guía para la verificación del estado de calidad de un ecógrafo son:

- Resolución de campo cercano:

Esta prueba se realiza con el Near Field Ultrasound Phantom model 050, con el conjunto de fibras de resolución de campo cercano (Imagen 4.1-2). Se mide la distancia desde la superficie hasta el primer objeto que se ve. Se entiende que todo lo que pudiera haber en el espacio anterior a él no se podría visualizar, debido al desfase entre el envío de la señal y la recepción de los ecos. A esta zona se la denomina zona muerta.

Esto es una limitación del propio ecógrafo, ya que en su funcionamiento se utiliza el mismo transductor tanto para enviar como para recibir. Por tanto, la emisión no es continua, sino que son grupos de pulsos. El transductor alterna dos fases, de emisión y de recepción, constantemente. Se llama frecuencia de repetición de pulsos (PRF) al número de veces que se estimulan los cristales piezoeléctricos por segundo. La PRF determina el tiempo entre la emisión y la recepción, y los ecos que vuelven en un tiempo menor no son percibidos.

Esto puede tener consecuencias en pacientes reales, si lo que se quiere observar estuviera muy superficial. Una solución es utilizar un bolus, una capa de un cierto grosor (típicamente 0,5 cm) de un material similar al del tejido blando del cuerpo, o del que se hacen los maniqués, que simula una capa extra de piel por encima de la real sobre la que se quiere observar. Así, la pérdida de información causada por este desfase no tendrá relevancia, ya que la superficie que se quiere estudiar está dentro del campo.

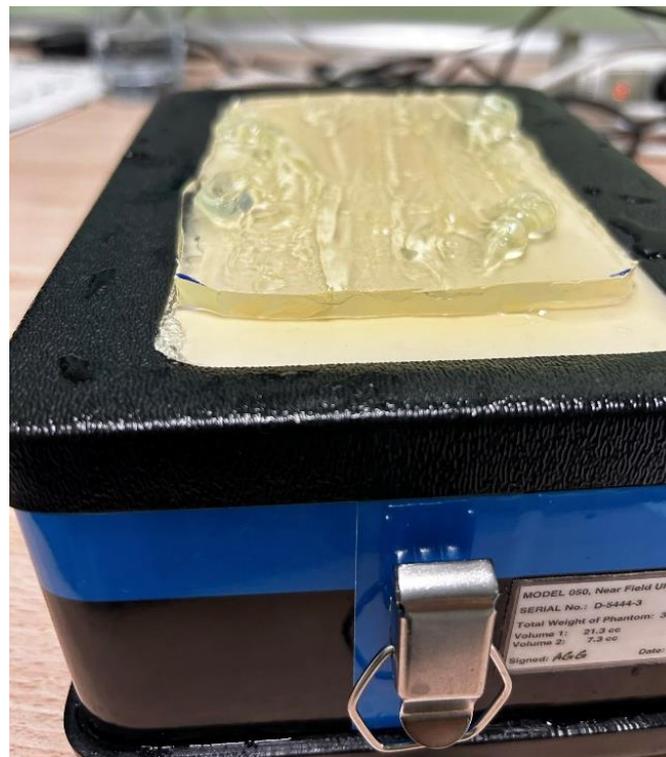


Figura 4.2-2: Bolus RADON

Como contra, este bolus añade posibles fuentes de artefactos, por la posibilidad de que haya burbujas de aire entre la superficie y el bolus, o que los ultrasonidos se reflejen sobre él.

- Cross Axis:

Se mide con la sonda biplano y sobre el Brachytherapy QA Phantom. Ya se han comprobado los dos ejes involucrados en las distancias laterales y verticales, y conviene verificar el tercer eje, que nos aporta profundidad en el paciente. Se debe realizar con el stepper, para comprobar que las distancias en los cortes cada x mm son realmente a la distancia que se dice. Un error en este eje dejaría las semillas en el paciente distribuidas más cerca o más lejos entre sí de lo previsto, dando como resultado una dosimetría diferente a la calculada.

El procedimiento es como en los otros casos, colocando el stepper alineado y la sonda perpendicular a los filamentos que van a medirse, apuntando la distancia entre ellos y comprobando que se corresponde con la de las especificaciones.

- Profundidad de lesiones:

Es similar a la profundidad de penetración, pero midiendo la profundidad máxima a la que es posible distinguir un volumen de alto o bajo contraste. Para las de alto contraste se utilizará el Near Field Ultrasound Phantom model 050, y para las de bajo contraste el Ultrasound Resolution Phantom model 044.

En objetos con volumen como son las lesiones, a diferencia de los puntuales como las fibras, su visualización puede ser más complicada, y la profundidad a la que pueden ser distinguidos, sobre todo los de bajo contraste, es algo menor.

- Dimensiones de una masa de alto contraste:

A parte de la profundidad, con las lesiones es interesante calcular su tamaño, ya que puede haber incertidumbres asociadas a la nitidez de los límites de esta, a mayores de las tolerancias que ya se tenían en la medida de distancias.

Se utilizará el Near Field Ultrasound Phantom model 050, que trae una masa de alto contraste de un diámetro conocido de 10 mm.

### **4.3 Elaboración del estado de referencia**

No se necesitarán materiales a mayores, pero es conveniente contar con la mayor información técnica posible relacionada con las medidas realizadas, para confeccionar una guía simple pero precisa que incluya, además del estado actual del funcionamiento del ecógrafo, todas las especificaciones sobre los maniquíes que se pueda necesitar para repetir el examen en el futuro de la forma más similar que sea posible y así no introducir fuentes de error a mayores.

Los datos técnicos que se han necesitado en este trabajo incluyen la documentación completa del ecógrafo utilizado (la guía de usuario y la guía avanzada) y los manuales de uso de cada maniquí.

## 5. Resultados

A partir de los datos sin procesar que pueden consultarse en el Anexo 2, se han elaborado las siguientes tablas de resultados para cada prueba.

### 5.1 Uniformidad

Los resultados se muestran en las siguientes tablas, y se ha calculado el porcentaje de variación de gris en la misma profundidad:

*Tabla 5.1-I: Uniformidad sonda lineal*

	Uniformidad		
	Sonda lineal		
	Valor medio grises	Tonos diferencia	% diferencia relativa
Profundidad 1	74,44	18,293	7,1%
	92,733		
Profundidad 2	69,502	13,477	5,3%
	82,979		
Profundidad 3	20,643	5,239	2,0%
	25,882		

*Tabla 5.1-II: Uniformidad sonda biplano, conjunto cristales lineal*

	Uniformidad		
	Sonda biplano		
	Conjunto cristales lineal		
	Valor medio grises	Tonos diferencia	% diferencia relativa
Profundidad 1	105,068	1,208	0,5%
	103,86		
Profundidad 2	91,871	9,378	3,7%
	82,493		
Profundidad 3	31,654	5,441	2,1%
	37,095		

*Tabla 5.1-III: Uniformidad sonda biplano, conjunto cristales circular*

	Uniformidad		
	Sonda biplano		
	Conjunto cristales circular		
	Valor medio grises	Tonos diferencia	% diferencia relativa
Profundidad 1	127,705	13,697	5,4%
	114,008		
Profundidad 2	101,721	8,938	3,5%
	110,659		
Profundidad 3	59,56	5,989	2,3%
	53,571		

## 5.2 Profundidad de penetración

Estos son los resultados obtenidos:

Tabla 5.2-I: Profundidad de penetración

Frecuencia (MHz)	Profundidad (mm)		
	Sonda lineal	Sonda biplano	
		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	45,6	54,3	54,9
9	36,4	51,3	53,0
12	38,7	50,3	50,7
15	32,4		
18	28,6		

Para comparar las sondas más fácilmente, se ha elaborado este gráfico de barras, con los valores de profundidad para cada frecuencia y cada sonda:

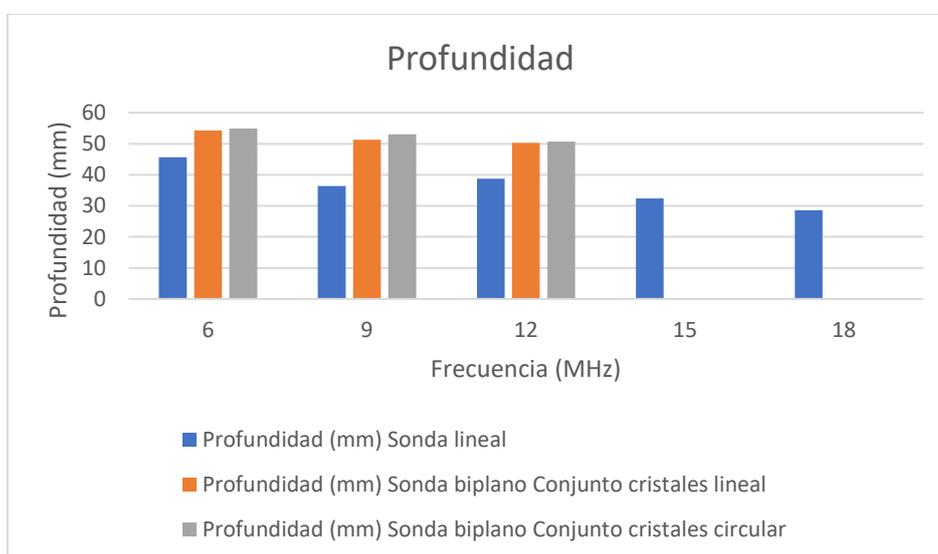


Figura 5.2-1: Resultados de la prueba de profundidad de penetración

## 5.3 Resolución axial y lateral

Las resoluciones axial y lateral no requieren de una toma de datos brutos como tal, sino que se trata de comprobar la menor separación para la que dos objetos se ven diferenciados. Las siguientes tablas muestran los valores observados:

Tabla 5.3-I: Resolución axial con la sonda lineal

Frecuencia (MHz)	Valor real (mm)	Resolución axial (mm)
		Sonda lineal
6	0,50	0,60
18	0,50	0,60

Tabla 5.3-II: Resolución axial con la sonda biplano

Frecuencia (MHz)	Valor real (mm)	Resolución axial (mm)	
		Sonda biplano	
		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	0,50	0,55	0,53
12	0,50	0,55	0,52

Tabla 5.3-III: Resolución lateral con la sonda lineal

Frecuencia (MHz)	Valor real (mm)	Resolución lateral (mm)
		Sonda lineal
6	1,00	1,12
18	1,00	1,12

Tabla 5.3-IV: Resolución lateral con la sonda biplano

Frecuencia (MHz)	Valor real (mm)	Resolución lateral (mm)	
		Sonda biplano	
		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	1,00	1,11	1,05
12	1,00	1,03	1,03

#### 5.4 Distancia axial

Las distancias están acompañadas de errores absolutos y relativos, resaltadas de rojo cuando están fuera de tolerancias. Estas tolerancias son 2 mm o 2% para las verticales según la AAPM.

Tabla 5.4-I: Distancia axial

Frecuencia (MHz)	Distancia vertical (mm)			
	Sonda lineal		Sonda biplano	
	Valor mínimo	Valor máximo	Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	8,93	9,30	10,90	9,14
9	9,08	9,30	9,34	9,13
12	9,00	9,30	9,25	10,60
15	8,93	9,53		
18	8,85	9,23		

En la sonda lineal se han representado dos columnas, con los valores máximo y mínimo en lugar de incluir el desglose completo (Anexo 2). Para la sonda biplano directamente se cogieron los valores que más se desviaban de la medida real, para calcular el máximo error. A continuación se muestran los errores:

Tabla 5.4-II: Error absoluto en las distancias axiales

		Error absoluto (mm)	
Frecuencia (MHz)	Sonda lineal	Sonda biplano	
		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	1,07	0,90	0,86
9	0,92	0,66	0,87
12	1,00	0,75	0,60
15	1,07		
18	1,15		

Tabla 5.4-III: Error relativo en las distancias axiales

		Error relativo (%)	
Frecuencia (MHz)	Sonda lineal	Sonda biplano	
		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	11%	9%	9%
9	9%	7%	9%
12	10%	8%	6%
15	11%		
18	12%		

Parece interesante comparar de nuevo las tres sondas, para ver la relación con sus incertidumbres, por lo que se ha recurrido de nuevo a un gráfico de barras:

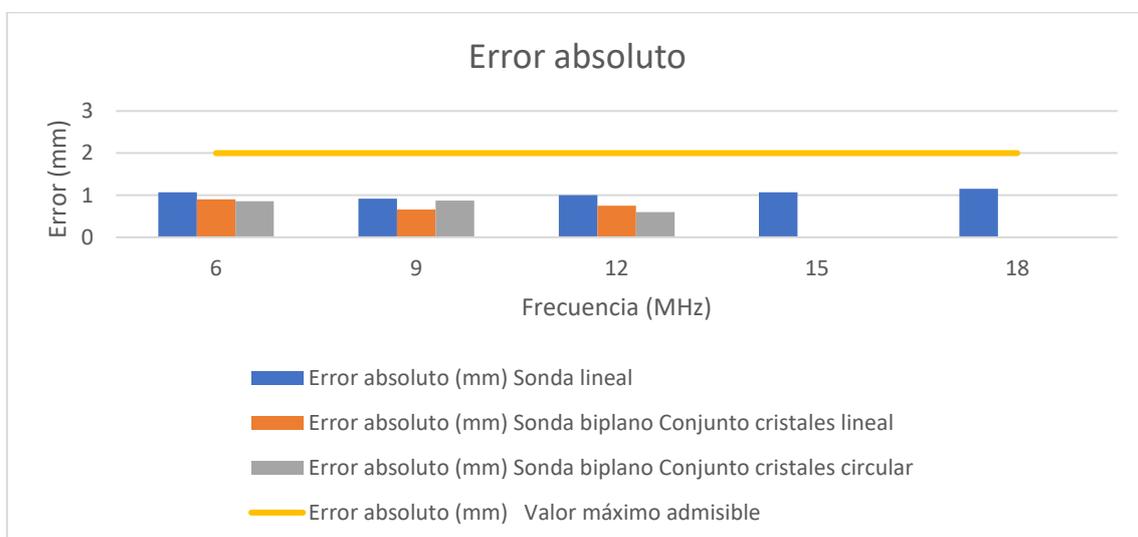


Figura 5.4-1: Errores absolutos de las medidas de distancia axial

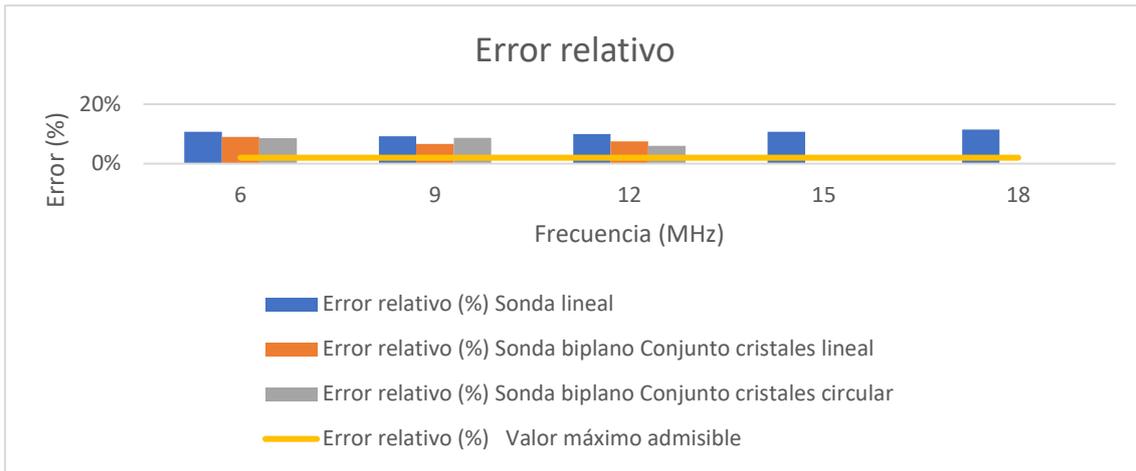


Figura 5.4-2: Errores relativos de las medidas de distancia axial

### 5.5 Distancia lateral

En este caso se presentan los datos con los errores ya incorporados, para facilitar su interpretación sin necesidad de recurrir a más gráficos. El desglose de los datos que se tomaron en las sesiones puede encontrarse en el Anexo 2. Para las distancias laterales, las tolerancias dadas por la AAPM son algo mayores, de 3 mm o 3%.

Tabla 5.5-I: Medidas y errores de las distancias laterales

Frecuencia (MHz)	Valor real (mm)	Distancia lateral (mm)								
		Sonda lineal	Error abs.		Sonda biplano					
			Error rel.	Conjunto cristales lineal	Error abs.	Error rel.	Conjunto cristales circular	Error abs.	Error rel.	
6	5	5,21	0,21	5,08	0,08	4,91	0,09	4%	2%	2%
	4	4,31	0,31	4,03	0,03	4,03	0,03	8%	1%	1%
	3	2,98	0,02	3,16	0,16	3,07	0,07	1%	5%	2%
	2	2,08	0,08	1,97	0,03	1,93	0,07	4%	2%	4%
	1	1,12	0,12	1,11	0,11	1,05	0,05	12%	11%	5%
9	5	5,21	0,21	5,14	0,14	5,11	0,11	4%	3%	2%
	4	4,31	0,31	4,03	0,03	4,06	0,06	8%	1%	1%
	3	2,98	0,02	3,08	0,08	3,08	0,08	1%	3%	3%
	2	2,08	0,08	1,97	0,03	2,03	0,03	4%	2%	1%
	1	1,12	0,12	1,19	0,19	1,07	0,07	12%	19%	7%
12	5	5,13	0,13	5,06	0,06	5,27	0,27	3%	1%	5%
	4	4,09	0,09	4,03	0,03	3,94	0,06	2%	1%	2%
	3	3,05	0,05	3,16	0,16	3,08	0,08	2%	5%	3%
	2	2,01	0,01	2,06	0,06	1,98	0,02	0%	3%	1%
	1	1,19	0,19	1,03	0,03	1,03	0,03	19%	3%	3%
15	5	5,21	0,21					4%		
	4	4,17	0,17					4%		
	3	3,20	0,20					7%		
	2	2,08	0,08					4%		
	1	1,04	0,04					4%		
18	5	5,21	0,21					4%		
	4	4,17	0,17					4%		
	3	3,12	0,12					4%		
	2	2,08	0,08					4%		
	1	1,12	0,12					12%		

## 5.6 y 5.8 Volumen y software

Vamos a verlo por separado para cada maniquí

Tabla 5.6-I: Medidas de volumen (I)

Maniquí Próstata				
Volumen real (cc)	Medida Software (cc)	% Error	Vol. Ecógrafo (cc)	Tolerancia del volumen debida a errores en los tres ejes (cc)
53	64,51	22%	51,8	6,10

Tabla 5.6-II: Medidas de volumen (II)

Maniquí Brachytherapy QA Phantom					
Volumen real (cc)	Vol. Ecógrafo (cc)	% Error ecógrafo	Tolerancia del volumen debida a errores en los tres ejes (cc)	% Error tolerancia	% Error real
9	6,18	31%	1,49	17%	15%
20	13,4	33%	2,84	14%	19%
4	2,96	26%	0,87	22%	4%

En cuanto a la tolerancia del volumen, se ha calculado teniendo en cuenta las incertidumbres de las medidas de distancias laterales y verticales, por propagación de errores. La tolerancia longitudinal, como no se conoce con precisión porque depende de la profundidad, no se tuvo en cuenta, lo que significa que el error del volumen está infraestimado. De esta manera se intentan desprestigiar los errores sistemáticos introducidos en las medidas, y obtener el error porcentual real en la medida de volumen para compararlo con el límite aceptado.

La parte del software se repitió para compararlo con las imágenes del TC. Los resultados obtenidos fueron 59,69 cc midiendo sobre imágenes del ecógrafo y 55,98 cc midiendo sobre las del TC. Las imágenes y medidas se encuentran en el Anexo 2, tanto los volúmenes por separado como la superposición de ambos.

## 5.7 y 5.8 Aplicadores y software

Se indican directamente los errores absolutos, que es la distancia medida, ya que es la desviación de la posición de la aguja

Tabla 5.7-I: Medidas de error en la posición de las agujas

	Error absoluto (mm)
Aguja 1	1,23
Aguja 2	0,71
Aguja 3	1,80
Aguja 4	1,49
Aguja 5	1,57
PROMEDIO	1,36

En el siguiente gráfico se intenta ver si hay relación entre el aumento del error y la posición relativa al ecógrafo (aguja 1 más cercana, aguja 5 más alejada), pero no hay relación evidente, por lo que trabajaremos con el promedio de la desviación, que es de 1,36 mm.

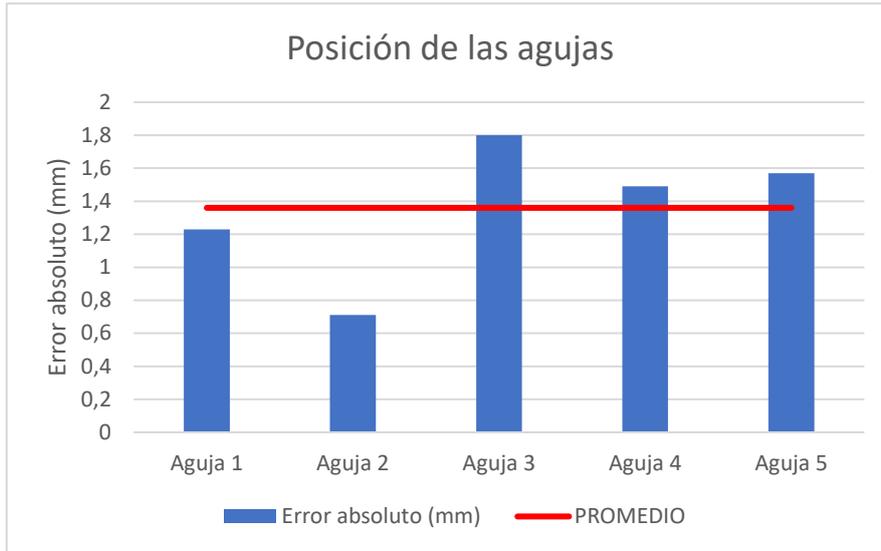


Figura 5.7-1: Errores en la posición de las agujas

### 5.9 Resolución de campo cercano

Se muestran tanto los valores obtenidos en una tabla, como la comparación entre sondas en gráfico de barras:

Tabla 5.9-I: Medidas resolución de campo cercano

Frecuencia (MHz)	Resolución de campo cercano (mm)		
	Sonda lineal	Sonda biplano	
		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	1,48	2,61	2,16
9	1,48	2,53	2,10
12	1,37	2,69	1,93
15	1,53		
18	1,64		

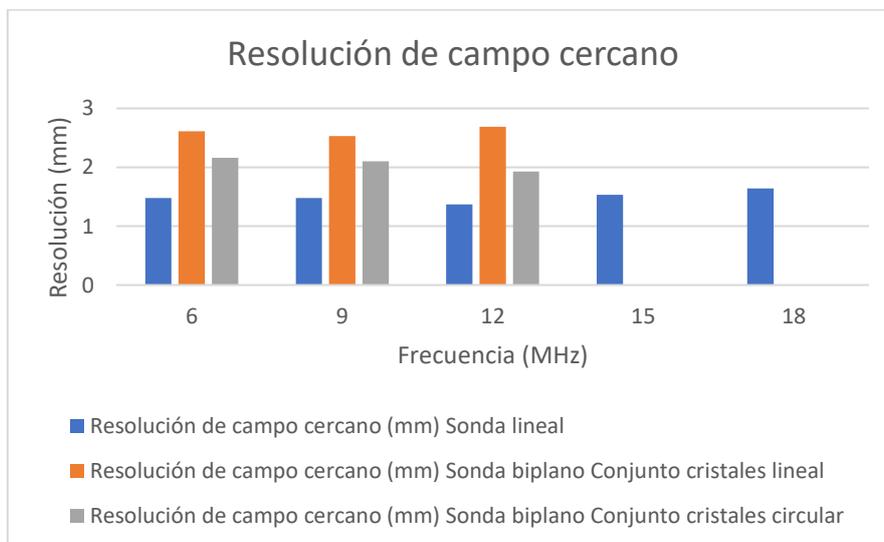


Figura 5.9-1: Medidas resolución de campo cercano

## 5.10 Cross axis

Los datos de esta prueba no se pudieron adquirir debido al estado del maniquí. Si el material del relleno del maniquí se seca, al perder tamaño no se visualiza bien, ya que hay aire entre el plástico que lo recubre y el tejido que quiere verse. Además, el maniquí trae un reborde que tiene algo más de altura, y por la forma de la sonda biplano, no permite apoyar bien sobre el tejido y ejercer una cierta presión para mejorar la visualización. Por esto no tenemos datos para esta prueba.

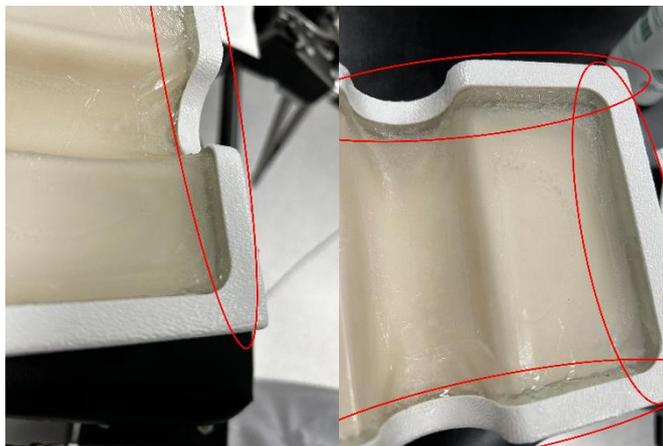


Figura 5.10-1: Estado del maniquí para la prueba de cross axis

## 5.11 Profundidad de lesiones

Vamos a mostrar directamente la profundidad máxima para la que se visualiza completamente una lesión de alto contraste para el Near Field Ultrasound Phantom model 050 y de bajo contraste para el Ultrasound Resolution Phantom model 044

Para el model 044 hay varios grupos de lesiones de bajo contraste, de distintos diámetros, por lo que se calcula un promedio. El desglose de medidas puede consultarse en el Anexo 2.

Tabla 5.11-I: Medidas de profundidad de lesiones de alto contraste

MODEL 050				
	Profundidad de lesiones focales (mm)			
Frecuencia (MHz)	Sonda lineal	Sonda biplano		
		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular	
6	42,2		46,5	42,9
9	34,8		39,2	39,1
12	31,9		35,9	37,8
15	26,7			
18	27,7			

Tabla 5.11-II: Medidas de profundidad de lesiones de bajo contraste

Model 044	
Promedios de profundidad de lesiones focales (mm)	
Frecuencia (MHz)	Sonda lineal
6	39,7
9	39,7
12	37,8
15	33,4
18	28,5

Como también puede ser útil, se han calculado las diferencias entra profundidad de penetración y profundidad de lesiones focales,

Tabla 5.11-III: Medidas de pérdida de profundidad a alto contraste

		Alto contraste	
		Pérdida de profundidad (mm)	
		Sonda biplano	
Frecuencia (MHz)	Sonda lineal	Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	3,4	7,8	12,0
9	1,6	12,1	13,9
12	6,8	14,4	12,9
15	5,7		
18	0,9		

Tabla 5.11-IV: Medidas de pérdida de profundidad a bajo contraste

Bajo contraste	
Pérdida de profundidad (mm)	
Frecuencia (MHz)	Sonda lineal
6	5,9
9	-3,3
12	0,9
15	-1,0
18	0,1

## 5.12 Dimensiones de una masa de alto contraste

Ya que se conoce el diámetro real, se presentan los datos junto con el error absoluto asociado. Se midieron varios diámetros, por lo que se presenta un promedio. Los desgloses están en el Anexo 2.

Tabla 5.12-I: Medidas de dimensiones de masa de alto contraste

Valor real (mm)	Diámetro de la masa (mm)			Error absoluto (mm)		
	Sonda lineal	Sonda biplano		Sonda lineal	Sonda biplano	
		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular		Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
10	10,6	9,95	10,02	0,6	0,05	0,02
10	9,6	9,88	9,17	0,4	0,12	0,83
<b>PROMEDIO</b>	<b>10,10</b>	<b>9,92</b>	<b>9,60</b>	<b>0,50</b>	<b>0,09</b>	<b>0,43</b>

## 6. Discusión

A lo largo de todo el trabajo, el objetivo ha sido comprobar la constancia de un sistema de ultrasonidos para braquiterapia. Se trata de verificar que el ecógrafo utilizado funciona de forma estable, manteniendo las incertidumbres de la prueba de aceptación y sin empeorar o dar medidas dispares. Para comprobar esto, se recurrió a unos objetivos secundarios, que se van a analizar a continuación.

### 6.1 Pruebas AAPM

Para caracterizar el estado de calidad del ecógrafo, se siguió el plan de trabajo indicado por la AAPM, señalando qué pruebas deben llevarse a cabo por lo menos para tener información suficiente sobre el funcionamiento de este. Se va a estudiar cada prueba por separado.

La uniformidad se ha medido con regiones de igual área e igual profundidad, obteniendo el valor de gris promedio entre los 256 tonos reconocidos (0 negro, 255 blanco).

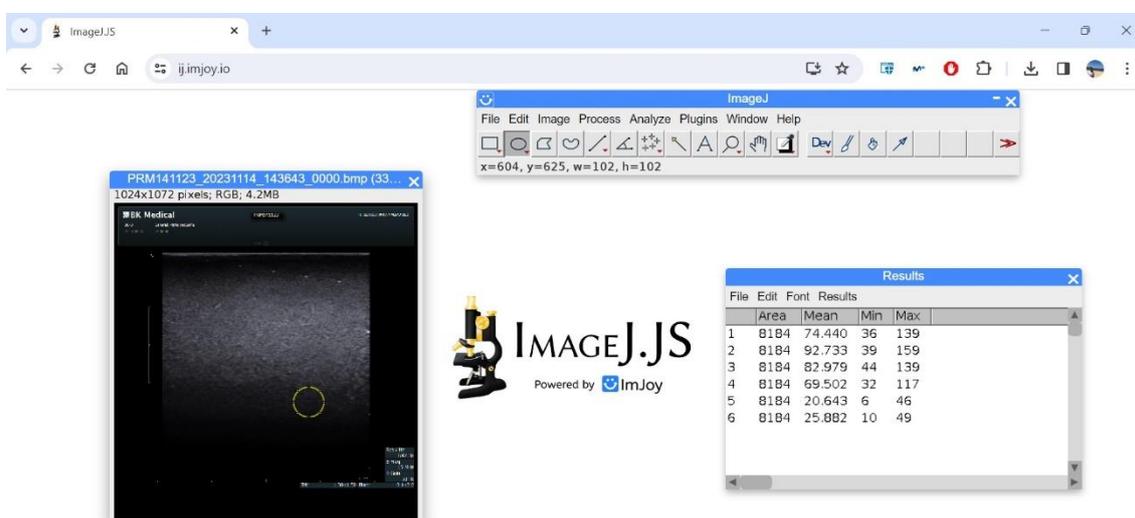


Figura 6.1-1: Programa ImageJ.JS

Se ha calculado el porcentaje de desviación de gris en las medidas de igual profundidad, comprobándose que en todos los casos es menor del 10%. Además, en ninguna medida se obtuvo ningún punto negro (el valor mínimo nunca fue 0), lo que indica que todos los cristales envían y reciben debidamente en las tres sondas. No se ha detectado ningún problema con la uniformidad.

En profundidad de penetración hay que tener en cuenta que no es una medida fija con la que se pueda comparar el resultado obtenido, por lo que debe comprobarse su validez con otros criterios. Ya se demostró que la profundidad disminuye a medida que la frecuencia aumenta, y salvando una disparidad en la sonda lineal, en general se cumple. Al ser una medida subjetiva que depende mucho del observador, es importante ser consistente con el criterio para medir: se trata de un gradiente, se pierde la señal progresivamente, y debe tomarse siempre la misma referencia (cuando empieza a difuminarse, o cuando se pierde la señal por completo, o la mitad de la banda difuminada... la que sea, pero siempre la misma). Se ve que la sonda biplano tiene más profundidad, aunque está limitada al uso de frecuencias más bajas.

Las resoluciones axial y lateral, al medirse siempre con el mismo maniquí, se entiende que siguen siendo las mismas. La resolución de este ecógrafo es la máxima que permite comprobar el Near Field Ultrasound Phantom model 050, es decir de 0,5 mm para la axial y 1 mm para la lateral, aunque esta distancia medida por el ecógrafo puede variar en hasta 0,12 mm.

En distancia lateral se han mostrado ya en la tabla 5.5-I los errores absolutos y relativos, resaltando en rojo los que están fuera de tolerancias. La AAPM da un margen de 3 mm o 3% de error. Todos los valores cumplen el máximo error absoluto, aunque el relativo sí que se sobrepasa en varios casos. Hay que tener en cuenta que son distancias muy pequeñas, y un error absoluto de 0,1 mm en una distancia de 1 mm ya supondría un 10% de error relativo.

Esto no quiere decir que el ecógrafo no funcione debidamente, de hecho se toman tolerancias tan restrictivas para garantizar que no hay un fallo en el funcionamiento que se pase por alto. Estos valores con sus errores deberán ser mirados con detenimiento en futuros controles de calidad, para ver que no aumentan y siguen siendo causados por pequeñas desviaciones aleatorias en medidas muy pequeñas. Por tanto, hay que tomar nota de que los errores relativos están fuera de tolerancias en distancia lateral, aunque sí pasa la prueba por los absolutos.

En distancia axial se han mostrado también los errores, y en este caso de nuevo los errores absolutos están dentro de los márgenes aceptables dados por la AAPM (2 mm), aunque ahora todos los relativos los exceden (>2%) (Figuras 5.4-1 y 5.4-2). Es curioso que, a pesar de que las fuentes de error son más controladas en distancia axial que en lateral, los errores obtenidos ahora superan a los anteriores. Además, en este caso las distancias son algo mayores, de 10 mm a distintas profundidades.

Una de las razones que explica este error es precisamente la profundidad, ya que si se miran en detalle los desgloses del Anexo 2 se ve cómo la desviación de los datos aumenta conforme las distancias que se mide se encuentran a mayor profundidad. Al aumentar la profundidad disminuye la resolución, lo que puede acarrear errores en las distancias por estar delimitadas de forma más difusa. Además, algunas de las medidas se hicieron dentro de la zona muerta, que aún se puede intuir algún objeto para medir, pero su fiabilidad es escasa y tal vez deberían descartarse.

Hay algún caso en el que la mayor desviación es en la primera distancia, pero esto puede deberse a un mal apoyo de la sonda sobre la superficie de escaneo, aumentando la distancia que mide el ecógrafo ya que empieza a medir algo antes (por el gel o el bolus si se utiliza). En la siguiente imagen se ve claramente la superficie del fantoma (algo inclinada) por una mala colocación de la sonda, y cómo esto afecta a la medida de la distancia 1, costando un error absoluto de 9 mm y 9% de error relativo.

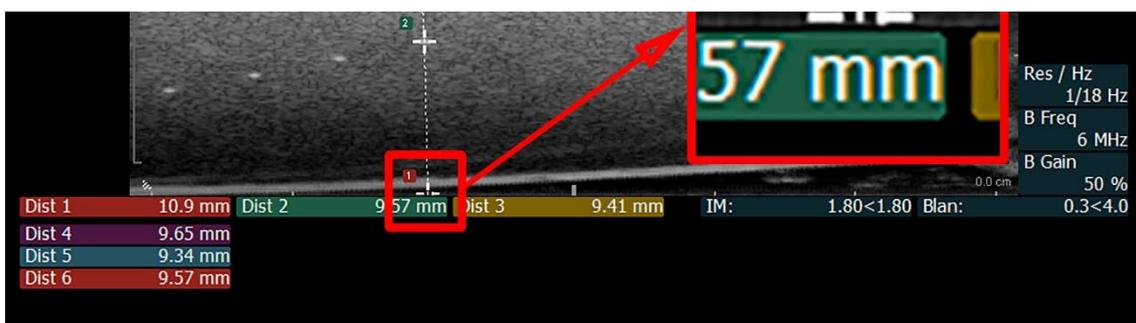


Figura 6.1-2: Detalle de errores en las medidas

De nuevo, es importante remarcar que los errores relativos están fuera de tolerancias en distancia axial, para que en los siguientes controles de calidad se preste atención a que no empeoren y sigan pudiendo justificarse con la profundidad y no lleven implícito un problema del ecógrafo. De todas formas sí pasa la prueba, por los errores absolutos.

En las dos distancias, tanto axial como lateral, debe tenerse en cuenta que ejercer una presión excesiva con la sonda puede llevar a la deformación del maniquí y a malas medidas. Esa deformación se ve también en la figura 6.1-1, por verse la superficie del fantoma inclinada, y que puede deberse a la exploración.

Las medidas de volumen deben analizarse para cada maniquí, y cabe recordar que esta prueba es solo para la sonda biplano.

Primero se realizó el control con el Tissue-equivalent Ultrasound Prostate Phantom. El cálculo de la tolerancia debida a errores se realizó con los máximos errores absolutos tolerables según la AAPM en distancias lateral y axial (alto y ancho). No se ha tenido en cuenta el de la medida longitudinal ya que no se conoce, por lo que esta tolerancia en volumen está infraestimada. Según esta, la medida del ecógrafo sí cumple con los márgenes de error aceptables.

Después se realizó el control con el Brachytherapy QA Phantom, y esta vez las medidas del ecógrafo superan la desviación máxima calculada, obteniéndose en dos de ellas errores porcentuales superiores a las tolerancias del 5%. Se debe tomar en consideración que no se está midiendo una réplica de una próstata, sino objetos de formas distintas, y la aproximación de un elipsoide que hace el ecógrafo puede no ser la más apropiada. Dos de los objetos son esferas, por lo que cabría esperar que la medida fuera más precisa si se calcula un promedio de las tres medidas del diámetro y se aplica la expresión del volumen de la esfera:  $V_{esfera} = \frac{4}{3}\pi r^3$

Sin embargo, este método no mejora los resultados obtenidos:

Tabla 6.1-1: Cálculos de volumen

Maniquí Brachytherapy QA Phantom						
Volumen real (cc)	Vol. Ecógrafo (cc)	Longitudinal (mm)	Ancho (mm)	Alto (mm)	Promedio diámetro (mm)	Vol. Esfera (cc)
9	6,18	23,9	21,9	22,6	22,8	6,205876995
4	2,96	17,5	18,3	17,6	17,8	2,952967242

La causa más probable de estas desviaciones es la mala colocación de la sonda respecto al plano mayor del objeto a medir. Esto nos lleva a medir falsos diámetros, que no pasan por el centro de los objetos, y a infraestimar el tamaño de estos. Otra posible causa es el deterioro del material, que al secarse puede compactarse, reduciéndose los volúmenes. También hay que recordar que la tolerancia del volumen se ha calculado sin el error en el eje longitudinal, por lo que también es algo menor del real.

Para la elaboración del estado de referencia, deberá tenerse en cuenta que los volúmenes están por debajo de lo esperado, y debe comprobarse con los dos maniqués para aumentar la fiabilidad de la prueba. En cualquier caso, sería recomendable que este test lo repitiera otra persona con más experiencia en el manejo de equipos de ultrasonidos, para ver si los resultados pueden mejorarse visualizando mejor los objetos, o si hubiera algún problema con la medida de volúmenes del ecógrafo.

Para la prueba de los aplicadores, la tolerancia aceptada por la AAPM es de hasta 3 mm de desviación desde la posición original hasta donde se visualiza en

pantalla, y en este caso se ha medido una desviación máxima de 1,57 mm, con un promedio de 1,36 mm. Además, hay varias consideraciones que se deben tener en cuenta a la hora de realizar esta prueba, ya que al hacerse sobre agua en vez de sobre un tejido que replique la velocidad de propagación del tejido blando ( $1540 \text{ ms}^{-1}$ ), la velocidad en el agua es menor (en torno a  $1480 \text{ ms}^{-1}$ ). Esta diferencia puede llegar a causar un error de hasta 3,7 mm a una profundidad de 6 cm. Esto puede solucionarse aumentando la temperatura del agua a unos  $48^\circ\text{C}$  o aumentando su salinidad hasta 45 partes por mil. El problema es que no hay garantías de que esta temperatura más elevada o el incremento de la salinidad no vaya a tener un impacto negativo en el transductor.

En cuanto al software, se pueden ver dos cosas. Por una parte, los volúmenes: la medida del software está muy por encima del valor real, con un error del 22% frente al 5% tolerable. Sin embargo, la comprobación que se realizó modelando un cilindro de dimensiones conocidas sí es precisa (3 cm de radio y 3 cm de alto, con un volumen de 21,21 cc real y 21,50 cc calculado, suponiendo un error de 1,4%). Esto demuestra que el software planificador sí estima correctamente volúmenes, y el fallo no es del sistema.

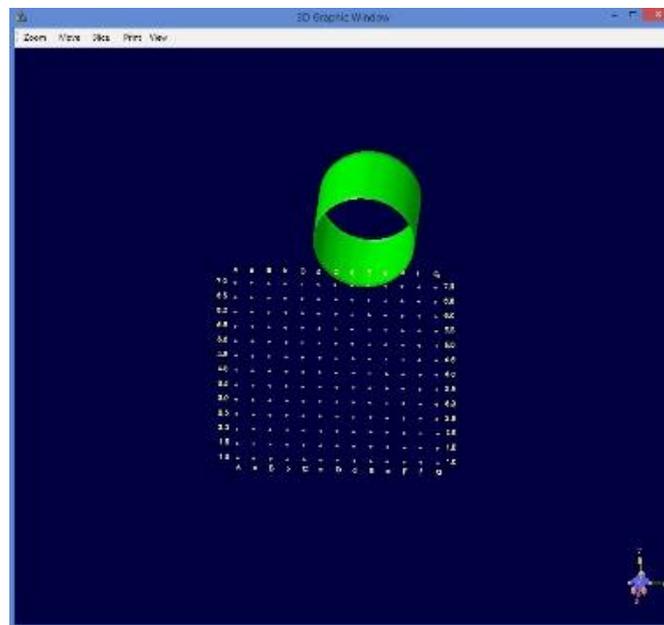


Figura 6.1-3: Modelización de un cilindro

El problema de esta prueba es que depende de la habilidad de quien la realiza para modelar la próstata correctamente. El funcionamiento del software necesita que se pinte la superficie para cada corte en profundidad, y luego se interpola para obtener volumen.

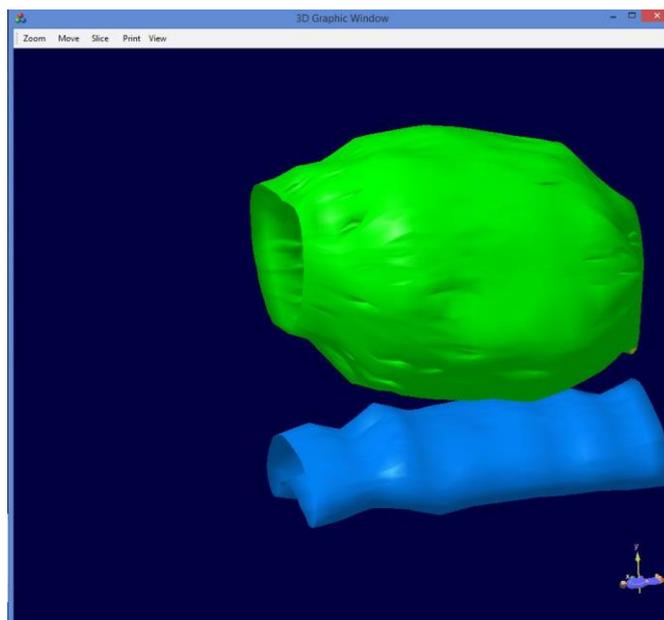


Figura 6.1-4: Modelización de la próstata y órganos de riesgo

Si se hace con una brocha muy gruesa, o no se tiene práctica, es probable que se tomen superficies mayores a las reales, resultando en un valor del volumen de la próstata mucho mayor del real. Esto es lo que ha sucedido aquí.

La misma modelización se ha repetido, tanto sobre imágenes adquiridas con TC como sobre las tomadas con ecógrafo. Los volúmenes son más cercanos entre sí, con una diferencia absoluta de 3,71 cc. De esta manera, por una parte comprobamos que el software modela correctamente, ya que al usar imágenes más nítidas es más fácil delimitar correctamente las estructuras; y por otra parte repetimos la modelización sobre ecógrafo, mejorando los resultados y superponiéndolos a los del TC para ver el origen de las discrepancias. Estas superposiciones, que pueden verse en el Anexo 2, muestran que las diferencias son mínimas y puede tomarse por aceptable la prueba.

Por otra parte, las agujas, que deben recolocarse si fuera necesario, pero en este caso como se muestra en la imagen, coincide la posición de referencia con el reflejo de esta.

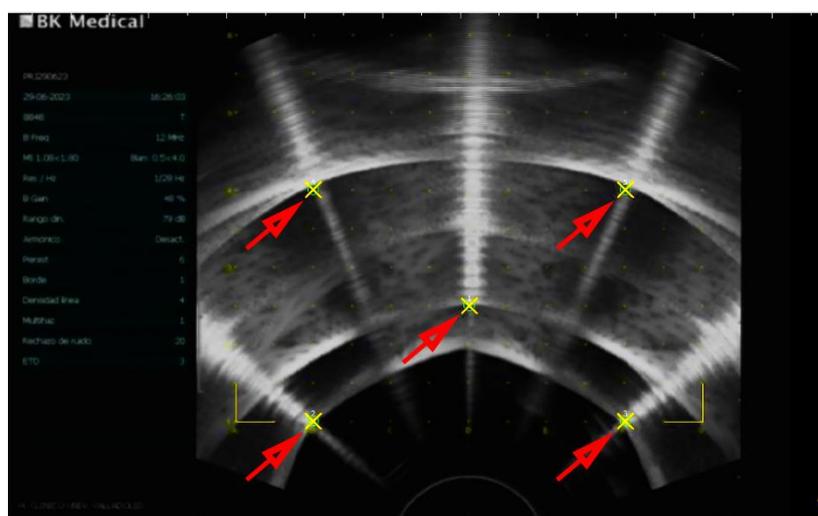


Figura 6.1-5: Posición de las agujas software

## 6.2 Pruebas adicionales

A mayores de las indicadas por la AAPM, se realizaron otras pruebas que completan el examen de calidad del ecógrafo. De nuevo, se van a analizar por separado.

La resolución de campo cercano y zona muerta, según las recomendaciones del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, debe ser:

$$\leq 7 \text{ mm si } f \leq 3 \text{ MHz}$$

$$\leq 5 \text{ mm si } 3 \text{ MHz} < f < 7 \text{ MHz}$$

$$\leq 3 \text{ mm si } 7 \text{ MHz} \leq f$$

En las medidas tomadas, la zona muerta no ha superado nunca los 3 mm, siendo el valor máximo el de 12 MHz con la sonda biplano, y el conjunto de cristales lineal, que fue de 2,69 mm. Todas las medidas de esta prueba cumplen con las exigencias del protocolo.

Respecto al Cross Axis, como ya se comentó en los resultados, no fue posible tomar las medidas. De haberse podido, se hubiera tenido un error máximo a partir del cual se habría afinado más la tolerancia de las medidas de volumen. Lo más conveniente sería conseguir otro maniquí que permita comprobar el funcionamiento correcto de la medida de estas distancias, ya que estas son las que permiten colocar las semillas a la distancia deseada del ápex. De momento, no tener estos datos no supone un grave problema, ya que las semillas vienen unidas por un hilo y equidistantes entre sí, y no se colocan de una en una, sino un carrusel por aguja, por lo que aunque no se pueda garantizar la precisión en la distancia al ápex de la primera semilla, sí se sabe que el resto de semillas están separadas la distancia deseada.

En cuanto a profundidad de lesiones, se deben estudiar por separado las de alto y bajo contraste. En general, cabe suponer que las de alto contraste permitan medidas más precisas que las de bajo contraste, por lo que ya se comentó de su contorno bien definido a la hora de delimitar las distancias.

En alto contraste, se tienen medidas tanto de la sonda lineal como de la biplano. De nuevo no se tienen límites de valores aceptables, ya que no es una medida fija con la que se pueda comparar. Lo que puede hacerse es comparar con la profundidad de penetración.

Se aprecia que en ambas sondas los valores de profundidad de lesiones son menores que los de profundidad de penetración, aunque para la sonda lineal son bastante cercanos. La razón es la que se explicó en la metodología: los objetos puntuales son más fáciles de visualizar que los que tienen volumen, por lo que la profundidad a la que se considera que se pueden distinguir por completo es menor. De todas maneras, son valores cercanos, ya que aún se está estudiando alto contraste, donde las lesiones se ven fácilmente y están bien delimitadas.

En bajo contraste, donde las lesiones tienen límites menos nítidos, la profundidad a la que llegan a visualizarse sin problema es más subjetiva, y los valores son muy variados. En este caso solo se pudieron obtener medidas con la sonda lineal, por la disponibilidad del maniquí.

Los valores de pérdida de profundidad negativos significan que la profundidad medida para lesiones es mayor que la medida en profundidad de penetración. Esto puede deberse a la subjetividad de las medidas: al medir la profundidad de penetración,

se toma una referencia de a partir de qué distancia no se ve con la nitidez suficiente como para coger datos fiables. Sin embargo, eso no significa que no se reciba señal, solo que hay un aumento significativo del SNR, pero la señal de los ecos, aunque venga acompañada de ruido, puede ser suficiente para observar una lesión. En general, esas lesiones no deben tomarse como referencia, porque están a una profundidad excesiva y es probable que no se vean debidamente.

Para el estado de referencia, se deberá destacar que deben ser valores menores que la profundidad de penetración, y los valores que se desvíen no deberán ser tomados en cuenta.

Por último, el diámetro de la masa de alto contraste no tiene un umbral de tolerancia específico, por lo que se aplicará el mismo que para las distancias lateral y axial.

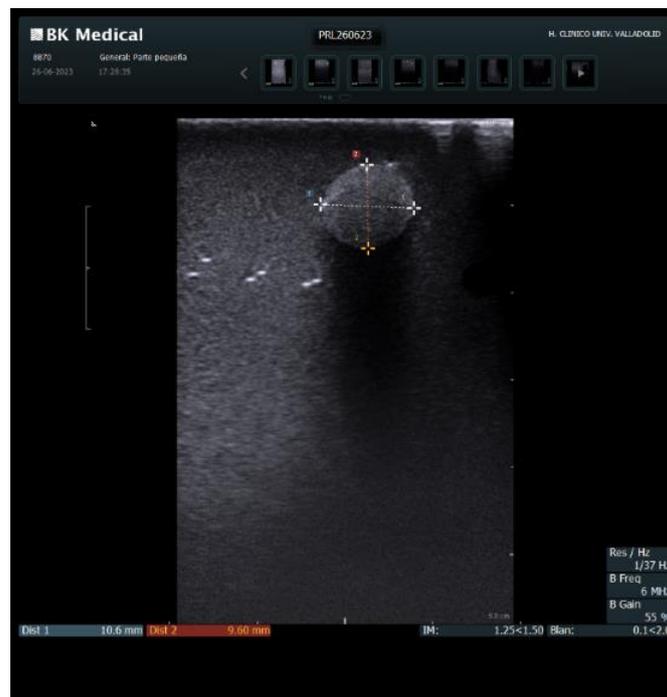


Figura 6.2-1: Medidas de masa de alto contraste

En todos los casos es menor de 1 mm de error, por lo que se considera que el ecógrafo funciona debidamente con objetos de alto contraste, tanto para ubicarlos (profundidad) como para determinar su forma y sus dimensiones (diámetro).

Es importante valorar la información adicional que han aportado estas pruebas de fuera del plan de trabajo que se han incorporado, para decidir si merece la pena o no mantenerlas en el programa. Por una parte, la resolución de campo cercano o zona muerta aporta información muy importante sobre el funcionamiento del ecógrafo para diagnóstico, y para el uso que se le va a dar en braquiterapia prostática supone la distinción de la próstata respecto otros tejidos como por ejemplo el recto. Por otra parte, la prueba del Cross Axis tiene bastante relevancia en los procedimientos de la braquiterapia prostática, pero no se ha podido realizar en este examen. En cuanto a la profundidad de lesiones, es interesante porque aporta información sobre el buen o mal funcionamiento del ecógrafo cuando se trabaja con objetos de bajo contraste, por lo que es bastante recomendable incluirla, ya que para el uso aplicado de este ecógrafo aporta información sobre la visualización de próstatas muy grandes cuya profundidad supere

la que permite el aparato. Por último, en cuanto a la masa de alto contraste, solo es una verificación más de la calidad del equipo, aunque no tiene aplicación directa en el uso del ecógrafo que aquí se estudia. Por tanto, aunque no todas sean específicas para braquiterapia, todas aportan más información sobre la calidad del aparato, y por tanto es recomendable incluirlas en los próximos planes de trabajo.

### **6.3 Estado de referencia**

Es importante señalar que este apartado desarrolla la aplicación traslacional de todo el trabajo, abordando la repercusión real para el desarrollo de los siguientes controles de calidad de este ecógrafo.

En el Anexo 1 se presenta una tabla que condensa el estado de referencia que se ha tomado como válido, así como las pruebas que se incluyen en el control de calidad, sus tolerancias y la frecuencia recomendada, y que contempla la posibilidad de completarla con los futuros controles de calidad. De esta manera, además de elaborar el estado de referencia, se muestra la utilidad de este trabajo para el servicio de Radiofísica del HCUV.

Las frecuencias en braquiterapia pueden acortarse para asegurar también la calidad del tratamiento. Los errores que figuran en la tabla ya han sido explicados con sus posibles causas a lo largo de la discusión.

### **6.4 Puntos fuertes y débiles y propuestas de mejora**

Para poder valorar el grado de aceptación de los resultados que se han presentado, conviene analizar las fortalezas y limitaciones del trabajo:

#### **Fortalezas:**

- Gran variedad de maniqués: se ha tenido acceso a todos los maniqués de uso genérico y específico para control de calidad de ecógrafos del hospital, lo que ha facilitado enormemente la toma de datos de las pruebas menos comunes.
- Reproducibilidad: el hecho de que se realice sobre maniqués específicos facilita la repetición de las mismas pruebas en las mismas condiciones con el paso del tiempo.

#### **Limitaciones:**

- Fuerte dependencia de algunas medidas con la persona que realiza el examen: algunas de las pruebas son bastante subjetivas, y dependen del criterio que siga quien toma los datos, por lo que puede resultar difícil comparar entre distintos años. Además, las medidas fueron tomadas por la autora de este trabajo, que no tiene la experiencia de un profesional de la Física Médica como ya se indicó.
- Deterioro de los maniqués: el paso del tiempo seca el material de los maniqués, dificultando o incluso impidiendo alguna de las pruebas.

#### **Trabajos futuros sobre el tema:**

Como ampliación al proyecto realizado, se van a comentar algunas propuestas:

- Repetición de las medidas:

Sin aumentar el número de pruebas, podrían repetirse estas para trabajar con un volumen de datos más amplio, que permita reducir los errores aleatorios al tener una muestra mayor. Trabajando con promedios estadísticos se podrían reducir las desviaciones que se han observado fuera de tolerancias.

- Nuevas pruebas:

Aparte de las recomendadas por la AAPM y las incluidas del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, podría incluirse en el estudio la comparación con más asociaciones para realizar un examen más exhaustivo del estado de calidad del ecógrafo, como por ejemplo la comprobación de la zona focal, que aparece en algunos protocolos y utiliza objetos verticales para ver cuál es la posición del punto que se ve con más nitidez (como punto y no como una pequeña línea), siendo ese el punto focal.

- Revisión de las tolerancias:

Más allá de las recomendaciones de las guías a las que se ha podido acceder durante este trabajo, podría plantearse la opción de contactar con los proveedores para obtener información técnica de las limitaciones reales del modelo de ecógrafo con el que se ha trabajado. Con las guías de usuario que se encontraban en posesión del hospital no se ha podido recabar información del fabricante.

- Realización de comprobaciones con otros softwares:

Sería una buena oportunidad para incluir otros softwares de los que pudiera conseguirse licencias o demos, como el de UltraIQ for ultrasound, que funciona con la mayoría de maniqués. Lo que este software permite es la medida automática de muchas de las pruebas que se han llevado a cabo en el trabajo, mostrando numérica y gráficamente los resultados y generando un reporte automáticamente. De esta manera, se reduciría el tiempo de toma de datos y se aportaría objetividad a algunas de las pruebas que dependían en gran medida del observador [39].

## **7. Conclusiones**

En primer lugar, la realización de la verificación del estado de calidad del ecógrafo (que era el primer objetivo de este trabajo) se ha llevado a cabo completo, obteniéndose valores aceptables que validan el uso de este ecógrafo en procedimientos de braquiterapia prostática.

Continuando con el segundo objetivo, se han realizado pruebas a mayores para completar el plan de trabajo, permitiendo ampliar tanto la fiabilidad de los resultados como el número de asociaciones de expertos consultadas para contrastar la calidad del aparato.

Por último, se ha elaborado un estado de referencia del ecógrafo para su uso de cara a próximas verificaciones, para poder remitirse a pruebas específicas y sus resultados a la hora de evaluar como aceptable el funcionamiento del sistema de ultrasonidos. Todo este trabajo puede tomarse como guía completa para los futuros controles de calidad.

En general, con los resultados obtenidos para cada objetivo que se planteó al principio de este trabajo, se puede concluir que el funcionamiento del ecógrafo es aceptable. Por supuesto esto debe comprobarse periódicamente, porque el objetivo principal del trabajo era comprobar la constancia de un sistema de ecografía y esta constancia debe comprobarse con el tiempo. Los resultados no cumplen todas las tolerancias recomendadas, y esto no debe pasarse por alto, pero la repetición de estas pruebas con algún tiempo de diferencia permitirá afinar más el grado de aceptación que puede otorgarse al ecógrafo.

## 8. Bibliografía

- [1] *Plan de Calidad del SNS*. (s. f.). Recuperado 12 de junio de 2023, de [https://www.sanidad.gob.es/organizacion/sns/planCalidadSNS/pdf/excelencia/cancer-cardiopatia/CANCER/ops\\_cest2.pdf.pdf](https://www.sanidad.gob.es/organizacion/sns/planCalidadSNS/pdf/excelencia/cancer-cardiopatia/CANCER/ops_cest2.pdf.pdf)
- [2] SEOM. (2023). *Las cifras del cáncer en España*.
- [3] *Radiofísica Hospitalaria*. (s. f.). SEFM. Recuperado 3 de julio de 2023, de <https://sefm.es/radiofisica-hospitalaria/>
- [4] Pérez-Calatayud, J., & Sociedad Española de Física Médica. (2014). *Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad*. ADI.
- [5] *Braquirradioterapia de próstata*. (2022, enero 13). Mayo Clinic.
- [6] Gamo Pascual, V. (s. f.). *Efectos de la Radiactividad y Protección contra la Radiación*.
- [7] Doyle, A. J., King, D. M., & Browne, J. E. (2017). A review of the recommendations governing quality assurance of ultrasound systems used for guidance in prostate brachytherapy. En *Physica Medica* (Vol. 44, pp. 51-57). Associazione Italiana di Fisica Medica. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.11.011>
- [8] Chappell, M. (2019). *Principles of Medical Imaging for Engineers From Signals to Images*.
- [9] Millán Armengol, A. P., & Sociedad Española de Física Médica. (2018). *Radiaciones no ionizantes I. Ultrasonidos : Bases físicas, equipos y control de calidad*. Aula Documental de Investigación.
- [10] Frigerio Cortés, D., Machado, I., Curilén Calfuman, J., Oyola Espinoza, N., & Rivera Gouet, S. (s. f.). *Física 1*. SM.
- [11] Haidekker, M. A. (2013). *SPRINGER BRIEFS IN PHYSICS Medical Imaging Technology*. <http://www.springer.com/series/8902>
- [12] Suetens, P. (2017). *Fundamentals of Medical Imaging Third Edition*.
- [13] Pfeiffer, D., Sutlief, S., Feng, W., Pierce, H. M., & Kofler, J. (2008). AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems. En *Medical Physics* (Vol. 35, Número 12, pp. 5471-5489). John Wiley and Sons Ltd. <https://doi.org/10.1118/1.3006337>
- [14] *Physics of Nondestructive Evaluation*. (s. f.). Iowa State University. Recuperado 9 de octubre de 2023, de <https://www.nde-ed.org/Physics/index.xhtml>
- [15] Bryan R. Nick. (2010). *Introduction to the Science of Medical Imaging*.
- [16] *Efecto piezoeléctrico*. (s. f.). NISE. Recuperado 15 de noviembre de 2023, de [https://www.nisenet.org/sites/default/files/catalog/uploads/spanish/12194/electricsqueeze\\_images\\_13nov13\\_sp.pdf](https://www.nisenet.org/sites/default/files/catalog/uploads/spanish/12194/electricsqueeze_images_13nov13_sp.pdf)
- [17] Díaz-Rodríguez, N., Garrido-Chamorro Castellano-Alarcón, R. J., Garrido Chamorro, R. C., & Xavier Soler, P. (2007). *Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico*.
- [18] *Flex Focus Type 1202 User Guide*. (2009). BK Medical.
- [19] Binder, T. (s. f.). *123 Sonography Echo eBook*. Recuperado 18 de noviembre de 2023, de <https://123sonography.com/content/165-harmonic-imaging>
- [20] Tovar Pérez, M., Parlorio De Andrés, E., Hernández Sánchez, L., Carrillo Garcia, M., Patricia Solano Romero, A., & Cruces Fuentes, E. (s. f.). *La física en la ecografía. Aplicaciones*.

- [21] Feria, P. (s. f.). Bases físicas del ultrasonido. En *UPHC*. Scribd.
- [22] Siebert, F. A., Kirisits, C., Hellebust, T. P., Baltas, D., Verhaegen, F., Camps, S., Pieters, B., Kovács, G., & Thomadsen, B. (2020). GEC-ESTRO/ACROP recommendations for quality assurance of ultrasound imaging in brachytherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 148, 51-56. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.02.024>
- [23] Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. *Boletín Oficial del Estado*, 206, de 28 de agosto de 1998. <https://www.boe.es/eli/es/rd/1998/07/17/1566>
- [24] *Near Field Ultrasound Phantom model 050 User Guide and Technical Information*. (s. f.). CIRS.
- [25] *Brachytherapy QA Phantom model 045 User Guide and Technical Information*. (s. f.). CIRS.
- [26] *Tissue-Equivalent Ultrasound Prostate Phantom model 053S, 053L & 053L-EF User Guide and Technical Information*. (s. f.). CIRS. Recuperado 31 de octubre de 2023, de <https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2020/12/053S-L-L-EF-UG-072020.pdf>
- [27] *Biplane endocavitary transducer User Guide*. (s. f.) BK Medical. Recuperado 8 de enero de 2024, de <https://www.bkmedical.com/transducers/endocavity-biplane-8848/>
- [28] *High Frequency Linear 8870 User Guide*. (s. f.) BK Medical. Recuperado 8 de enero de 2024, de <https://www.bkmedical.com/transducers/high-frequency-linear-8870/>
- [29] *AccuCARE EX*. (2022). [https://www.civco.com/assets/uploads/2018r-3035\\_accucare\\_brochure.pdf](https://www.civco.com/assets/uploads/2018r-3035_accucare_brochure.pdf)
- [30] Dului, O. G., Vasile, A., Vasile, G., & Dului, O. (2013). Permanent 125 I Prostate Implants: Important Dosimetrical Clinical Parameters (A case study). En *Romanian Reports in Physics* (Vol. 65, Número 2). <https://www.researchgate.net/publication/237010186>
- [31] Goodsitt, M. M., Carson, P. L., Witt, S., Hykes, D. L., & Kofler, J. M. (1998). Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures: Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1. En *Medical Physics* (Vol. 25, Número 8, pp. 1385-1406). John Wiley and Sons Ltd. <https://doi.org/10.1118/1.598404>
- [32] Schneider, C. A., Rasband, W. S., & Eliceiri, K. W. (2012). NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods*, 9(7), 671-675. <https://doi.org/10.1038/nmeth.2089>
- [33] Mazda, F. (Ed.). (1993). *Telecommunications Engineer's Reference Book*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/C2013-0-06529-2>
- [34] Bushberg, J. T. (2021). *The essential physics of medical imaging*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- [35] Sanchez-Marmol, L. (1945). Geometria metrica, proyectiva y sistemas de representacion. España: Saeta.
- [36] Tomic, N., Papaconstadopoulos, P., Aldelajjan, S., Rajala, J., Seuntjens, J., & Devic, S. (2018). Image quality for radiotherapy CT simulators with different scanner bore size. *Physica Medica*, 45, 65-71. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.11.017>
- [37] *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. (2011).
- [38] *Ultrasound Resolution Phantom model 044 User Guide and Technical Information*. (s. f.). CIRS.
- [39] *Automated Phantom Analysis for Diagnostic Ultrasound*. (2013).

## Anexo 1: Aplicación traslacional

Prueba	Procedimiento	Periodicidad	Tolerancia	Estado de referencia	Próximos controles
Uniformidad	Comprobar que se representan con el mismo brillo ecos de la misma intensidad	Anual	Cambios consistentes respecto a la referencia	<10% a igual profundidad	
Profundidad de penetración	Medir la máxima profundidad a la que se detectan ecos	Anual	≤ 1 cm con el estado de referencia	Consultar tabla 5.2-1	
Resolución axial y lateral	Medir la mínima separación entre dos objetos cercanos	Anual	≤ 1 mm con el estado de referencia	0,5 mm axial 1 mm lateral	
Distancia axial	Comprobar distancias conocidas a lo largo del eje del haz	Anual	Error ≤ 2mm o el 2 %	Error < 2 mm <b>Error &gt; 2 %</b>	
Distancia lateral	Comprobar distancias conocidas de forma perpendicular al haz	Anual	Error ≤ 3 mm o el 3%	Error < 3mm <b>Error &gt; 3 %</b>	
Volumen	Comprobar volúmenes conocidos en objetos de distintas formas y tamaños	Anual	Error ≤ 5 %	<b>Error máx 19 %</b>	
Aplicadores	Comprobar la alineación de las rejillas real y virtual, midiendo la desviación en la posición de las agujas	Anual	Error ≤ 3 mm	Promedio 1,30 mm Máxima 1,57 mm	
Software	Comprobar el funcionamiento del planificador del tratamiento	Bienal	Error ≤ 5 %	Volumen 1,4% Aplicadores ✓	
Zona muerta	Medir la distancia desde la superficie hasta el eco identificable más cercano	Anual	f (MHz): ≤7 mm si f ≤ 3; ≤5 mm si 3 < f ≤ 7 y ≤3 mm si 7 < f	< 3 mm Máxima 2,69 mm	
Cross axis	Comprobar distancias conocidas en el eje transversal al plano del ecógrafo	Bienal			
Profundidad de lesiones	Medir la máxima profundidad a la que se visualizan objetos de alto y bajo contraste	Bienal	≤ profundidad de penetración	≤ profundidad de penetración	
Masa de alto contraste	Comprobar dimensiones conocidas de objetos de alto contraste	Bienal	Como para distancias	< 1mm	

## Anexo 2: datos sin procesar

- Distancia lateral:

Tabla A.1-I: Distancia lateral (datos sin procesar)

Frecuencia (MHz)	Valor real (mm)	Distancia lateral (mm)		
		Sonda lineal	Sonda biplano	
			Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular
6	5	5,21	5,08	4,91
	4	4,31	4,03	4,03
	3	2,98	3,16	3,07
	2	2,08	1,97	1,93
	1	1,12	1,11	1,05
9	5	5,21	5,14	5,11
	4	4,31	4,03	4,06
	3	2,98	3,08	3,08
	2	2,08	1,97	2,03
	1	1,12	1,19	1,07
12	5	5,13	5,06	5,27
	4	4,09	4,03	3,94
	3	3,05	3,16	3,08
	2	2,01	2,06	1,98
	1	1,19	1,03	1,03
15	5	5,21		
	4	4,17		
	3	3,20		
	2	2,08		
	1	1,04		
18	5	5,21		
	4	4,17		
	3	3,12		
	2	2,08		
	1	1,12		

- Distancia axial: desglose

*Tabla A.1-II: Distancia axial: sonda lineal (datos sin procesar)*

		Desglose distancias verticales (mm)				
		Sonda lineal				
Frecuencia (MHz)	1 (superficial)	2	3	4	5 (profunda)	
6	8,93	9,22	9,30	9,23	9,22	
9	9,30	9,22	9,14	9,15	9,08	
12	9,00	9,00	9,07	9,30	9,30	
15	8,93	9,00	9,08	9,30	9,53	
18	8,85	9,23	9,07	9,22	-	

*Tabla A.1-III: Distancia axial: sonda biplano, conjunto de cristales lineal (datos sin procesar)*

		Desglose distancias verticales (mm)				
		Sonda biplano				
		Conjunto cristales lineal				
Frecuencia (MHz)	1 (superficial)	2	3	4	5	6 (profunda)
6	10,90	9,57	9,41	9,65	9,34	9,57
9	9,50	9,50	9,56	9,57	9,58	9,34
12	9,72	9,57	9,49	9,72	9,50	9,25

*Tabla A.1-IV: Distancia axial: sonda biplano, conjunto de cristales circular (datos sin procesar)*

		Desglose distancias verticales (mm)				
		Sonda biplano				
		Conjunto cristales circular				
Frecuencia (MHz)	1 (superficial)	2	3	4	5	6 (profunda)
6	10,50	9,48	9,37	9,48	9,34	9,14
9	10,40	9,47	9,42	9,27	9,13	-
12	10,60	9,81	9,55	9,55	9,56	-

- Distancias extra:

Tabla A.1-V: Distancias extra (datos sin procesar)

Frecuencia (MHz)	Valor real (mm)	Distancia vertical (mm)		Frecuencia (MHz)	Distancia lateral (mm)		
		Sonda lineal	Error abs		Sonda lineal (valor real = 6mm)	Error abs	
			Error rel.			Error rel.	
6	1	1,42	0,42	6	6,17	0,17	
			42%				3%
	2	2,29	0,29		6,01	0,01	
			15%				0%
	3	3,22	0,22		6,06	0,06	
			7%				1%
	4	4,15	0,15		5,96	0,04	
			4%				1%
	5	5,08	0,08		6,01	0,01	
		2%			0%		
	6	5,96	0,04	5,90	0,1		
		1%			2%		
	7	7,10	0,1	6,12	0,12		
		1%			2%		
	8	7,98	0,02	6,17	0,17		
		0%			3%		
	9	8,69	0,31	6,01	0,01		
		3%			0%		
9	1	1,48	0,48	9	6,01	0,01	
			48%				0%
	2	2,46	0,46		6,01	0,01	
			23%				0%
	3	3,50	0,5		6,06	0,06	
			17%				1%
	4	4,32	0,32		6,06	0,06	
			8%				1%
	5	5,19	0,19		6,06	0,06	
		4%			1%		
	6	5,96	0,04	5,90	0,1		
		1%			2%		
	7	7,16	0,16	6,06	0,06		
		2%			1%		
	8	8,09	0,09	6,12	0,12		
		1%			2%		
	9	8,85	0,15	6,06	0,06		
		2%			1%		
12	1	1,53	0,53	12	6,17	0,17	
			53%				3%
	2	2,51	0,51		6,07	0,07	
			26%				1%
	3	3,44	0,44		5,90	0,1	
			15%				2%
	4	4,43	0,43		6,01	0,01	
			11%				0%
	5	5,30	0,3		6,06	0,06	
		6%			1%		
	6	6,06	0,06	5,96	0,04		
		1%			1%		
	7	7,21	0,21	6,12	0,12		
		3%			2%		
	8	8,09	0,09	6,01	0,01		
		1%			0%		
	9	8,96	0,04	6,06	0,06		
		0%			1%		
15	1	1,42	0,42	15	6,01	0,01	
			42%				0%
	2	2,68	0,68		6,06	0,06	
			34%				1%
	3	3,61	0,61		5,96	0,04	
			20%				1%
	4	4,64	0,64		5,96	0,04	
			16%				1%
	5	5,52	0,52		6,01	0,01	
		10%			0%		
	6	6,34	0,34	6,01	0,01		
		6%			0%		
	7	7,16	0,16	6,01	0,01		
		2%			0%		
	8	8,03	0,03	5,96	0,04		
		0%			1%		
	9	8,85	0,15	6,06	0,06		
		2%			1%		
18	1	1,75	0,75	18	6,01	0,01	
			75%				0%
	2	2,84	0,84		6,07	0,07	
			42%				1%
	3	3,82	0,82		5,96	0,04	
			27%				1%
	4	4,59	0,59		5,96	0,04	
			15%				1%
	5	5,63	0,63		5,96	0,04	
		13%			1%		
	6	6,34	0,34	6,06	0,06		
		6%			1%		
	7	7,49	0,49	6,01	0,01		
		7%			0%		
	8	8,31	0,31	5,96	0,04		
		4%			1%		
	9	9,18	0,18				
		2%					

- Volúmenes: desglose

Tabla A.1-VI: Volumen, maniquí de braquiterapia (datos sin procesar)

Maniquí Brachytherapy QA Phantom				
Volumen real (cc)	Vol. Ecógrafo (cc)	Longitudinal (mm)	Ancho (mm)	Alto (mm)
9	6,18	23,9	21,9	22,6
20	13,4	41,8	25,1	24,4
4	2,96	17,5	18,3	17,6



Figura A.1-1: Esfera grande I



Figura A.1-2: Esfera grande II



Figura A.1-3: Elipsoide I



Figura A.1-4: Elipsoide II



Figura A.1-5: Esfera pequeña I



Figura A.1-6: Esfera pequeña II

Tabla A.1-VII: Volumen, maniquí próstata (datos sin procesar)

Maniquí Próstata					
Volumen real (cc)	Medida Software (cc)	Vol. Ecógrafo (cc)	Longitudinal (mm)	Ancho (mm)	Alto (mm)
53	64,51	51,8	53,2	47,3	39,3

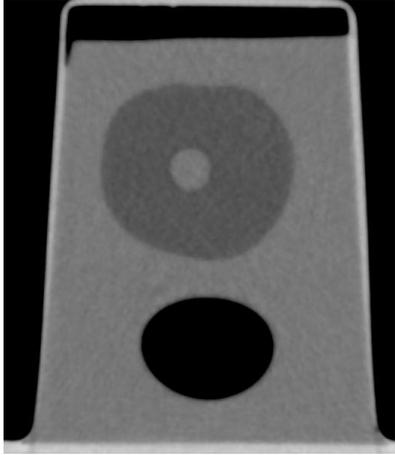


Figura A.1-7: TC maniquí

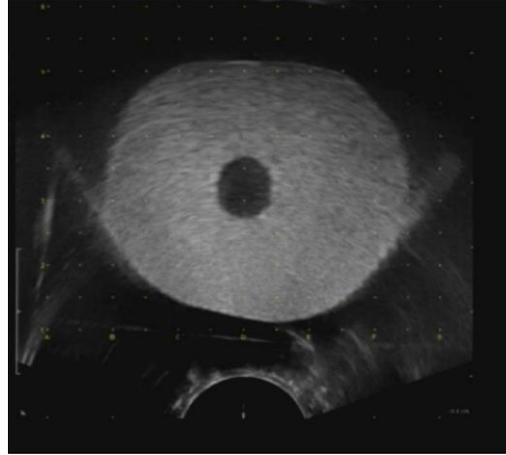


Figura A.1-8: Ecografía maniquí

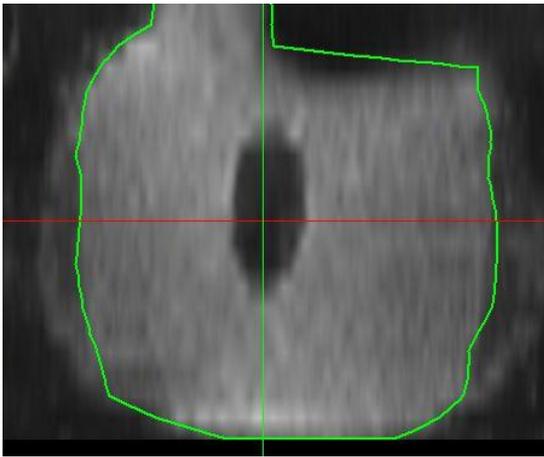


Figura A.1-9: Visión coronal ecografía

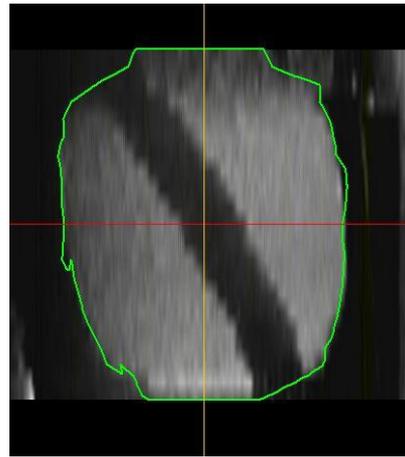


Figura A.1-10: Visión sagital ecografía

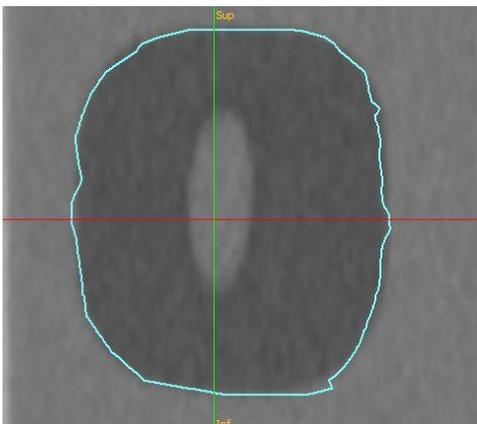


Figura A.1-11: Visión coronal TC

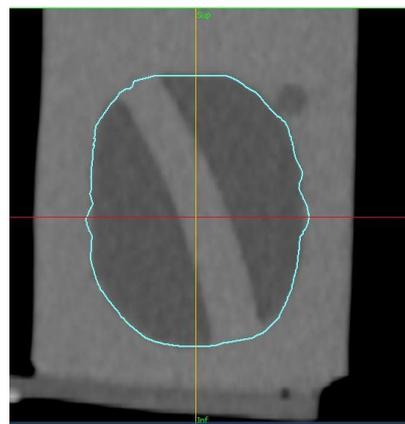
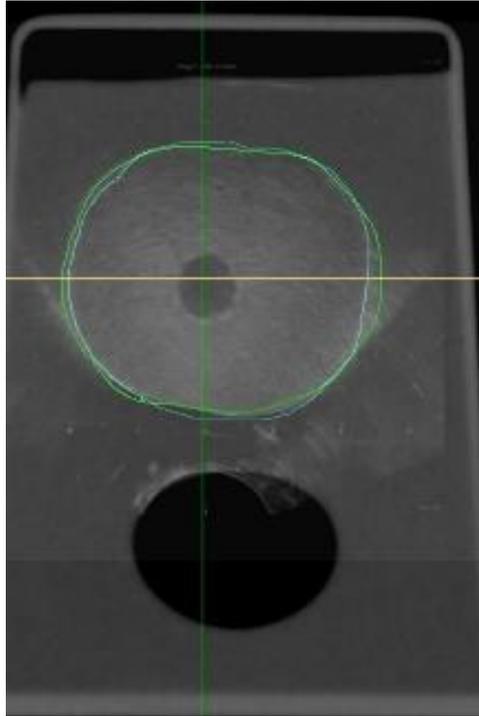
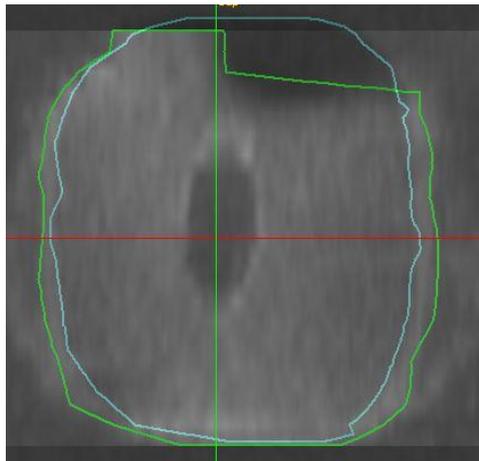


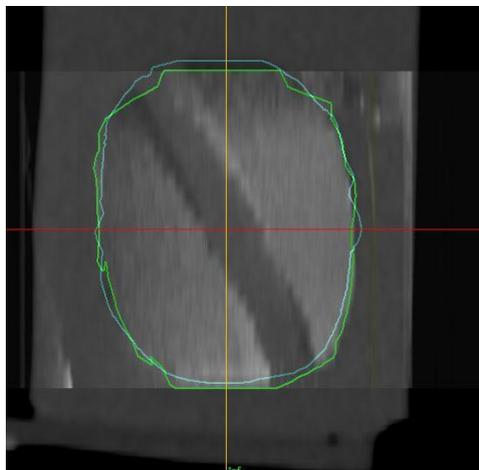
Figura A.1-12: Visión sagital TC



*Figura A.1-13: Superposición volúmenes transversal*



*Figura A.1-14: Superposición volúmenes coronal*



*Figura A.1-15: Superposición volúmenes sagital*

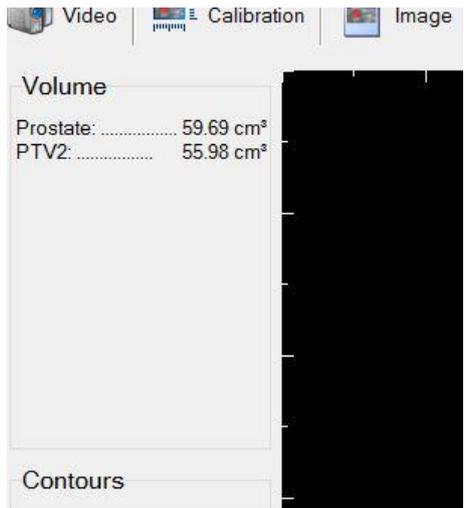


Figura A.1-16: Resultados volúmenes

- Aplicadores:

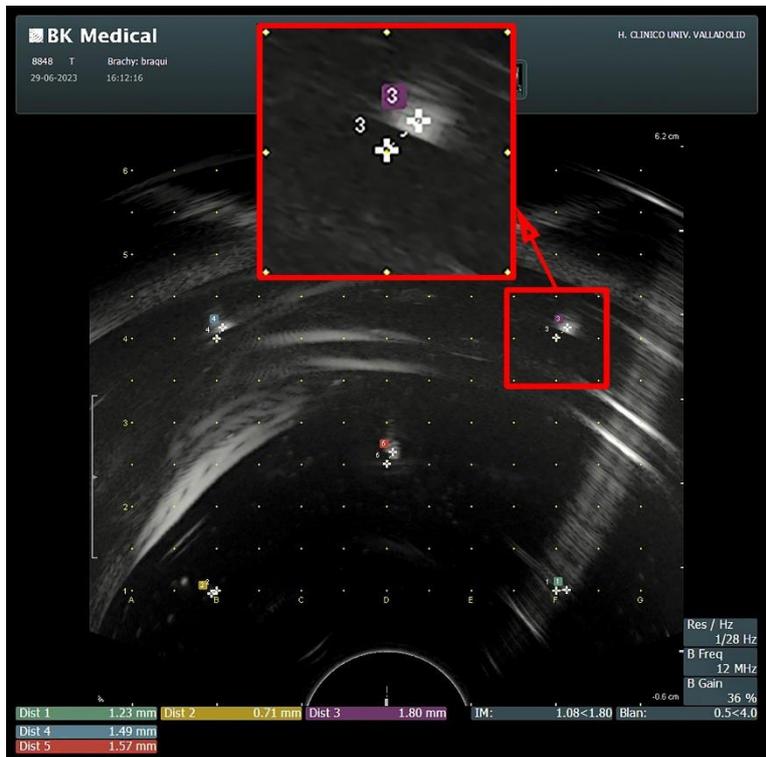


Figura A.1-17: Posición de las agujas ecógrafo

- Profundidad de lesiones: desglose model 044

*Tabla A.1-VIII: Profundidad de lesiones a bajo contraste (datos sin procesar)*

		Model 044					
		Profundidad de lesiones focales (mm)					
Frecuencia (MHz)	Sonda lineal					PROMEDIO:	
6	38,1	37,4	37,6	47,2	38,0	39,7	
9	36,4	37,1	39,4	47,3	38,2	39,7	
12	37,5	38,1				37,8	
15	28,4	38,4				33,4	
18	27,9	28,9	28,7			28,5	

- Masa alto contraste:

*Tabla A.1-IX: Diámetro de masa de alto contraste (datos sin procesar)*

		Diámetro de la masa (mm)		
		Sonda biplano		
Valor real (mm)	Sonda lineal	Conjunto cristales lineal	Conjunto cristales circular	
10	10,6	9,95	10,02	
10	9,6	9,88	9,17	

### **Anexo 3: Documentación clínica**

Este control de calidad se ha realizado en las instalaciones del Hospital Clínico Universitario de Valladolid, y para ello ha sido necesario solicitar al Comité de Ética del hospital un permiso para la realización de este TFG, cuyo dictamen favorable se incluye en este anexo, junto con el Compromiso de Confidencialidad firmado.

## COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN CON MEDICAMENTOS ÁREA DE SALUD VALLADOLID

Dr F. Javier Álvarez, Secretario Técnico del COMITÉ DE ÉTICA DE LA  
INVESTIGACIÓN CON MEDICAMENTOS del Área de salud Valladolid Este

### CERTIFICA

En la reunión del CEIm ÁREA DE SALUD VALLADOLID ESTE del 27 de julio de 2023,  
se procedió a la evaluación de los aspectos éticos del siguiente trabajo de fin de  
grado:

PI 23-3235 TFG	ASEGURAMIENTO DE LA CALIDAD DE UN ECÓGRAFO PARA BRAQUITERAPIA. REVISIÓN DEL ESTADO DE REFEREN- CIA INICIAL	I.P.: ANA CRISTINA LO- PEZ CABECEIRA, JESUS Mª DE FRUTOS BARAJA EQUIPO: MARIA MAR- TÍN PEREZ RADIOFÍSICA Y PRO- TECCIÓN RADIOLÓGICA
-------------------	---	---

A continuación, les señalo los acuerdos tomados por el CEIm ÁREA DE SALUD VA-  
LLADOLID ESTE en relación a dicho Trabajo de fin de grado:

Considerando que el Trabajo fin de grado contempla los Convenios y Normas esta-  
blecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la  
protección de datos de carácter personal y la bioética, se hace constar el **informe  
favorable** del Comité de Ética de la Investigación con Medicamentos Área de Salud  
Valladolid Este para la realización del trabajo fin de grado.

Un cordial saludo.



F. Javier Álvarez

Dr. F. Javier Álvarez.  
CEIm Área de Salud Valladolid Este  
Hospital Clínico Universitario de Valladolid  
Farmacología, Facultad de Medicina,  
Universidad de Valladolid,  
c/ Ramón y Cajal 7,47005 Valladolid  
[alvarez@uva.es](mailto:alvarez@uva.es)  
[jalvarezgo@saludcastillayleon.es](mailto:jalvarezgo@saludcastillayleon.es)  
tel.: 983 423077