



**Universidad
Andrés Bello®**

UNIVERSIDAD NACIONAL ANDRÉS BELLO

Facultad de Medicina

Escuela de Tecnología Médica

**CONFECCIÓN DE FANTOMA PARA CONTROL DE CALIDAD EN
SISTEMA DE ULTRASONIDO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA
PARA TRATAMIENTO DE CÁNCER PROSTÁTICO**

Unidad de Investigación presentado en conformidad a los requisitos para obtener el título de Tecnólogo Médico con especialidad en Imagenología y Física Médica

Autores:

Loreto Fabiola Tapia Gajardo, Mirela Constanza Hernández Roman, Patricio Andrés
Gonzalez Robles, Renato Alexander Prado Cifuentes

Profesor tutor:

TM. Andrés Antonio Vásquez Arriaza

Santiago de Chile, 2016

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN.....	9
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	10
1.1 Braquiterapia	10
1.1.1 Clasificación de braquiterapia.....	10
1.1.1.1 Clasificación según tasa de dosis.....	10
1.1.1.2 Clasificación según técnica de implantación	11
1.1.1.3 Según duración del implante.....	12
1.2 Braquiterapia intersticial de próstata de alta tasa de dosis	13
1.2.1 Sistema de carga diferida.....	14
1.2.1.1 Sistema de carga diferida remota	15
1.2.2 Fuentes radioactivas utilizadas en braquiterapia	15
1.3 Sistema de ultrasonido.....	16
1.3.1 Fundamentos físicos	17
1.3.2 Equipo de ultrasonido	18
1.3.2.1 Transductor de ultrasonido.....	18
1.3.2.2 Transductor transrectal.....	19
1.3.1.3 Rol del ultrasonido como guía en braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis	20
1.3.2 Control de calidad de sistema de ultrasonido utilizado como guía en braquiterapia intersticial prostática.....	21
1.3.2.1 Pruebas de control de calidad.....	22
1.3.2.2 Errores asociados a las mediciones de control de calidad.....	23
1.3.4 Fantoma para control de calidad en sistema de ultrasonido utilizado como guía en braquiterapia intersticial prostática	24
1.3.4.1 Requerimientos y diseños	25

CAPÍTULO 2.	HIPÓTESIS	26
CAPÍTULO 3.	OBJETIVO GENERAL.....	26
CAPÍTULO 4.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	27
CAPÍTULO 5.	MATERIALES Y MÉTODOS.....	27
5.1	Prueba de materiales.....	27
5.2	Confección de prototipo 1	29
5.3	Confección de prototipo 2	30
5.4	Diseño final	31
5.4.1	Materiales utilizados en la confección del diseño final	32
5.4.2	Diseño del fantoma	33
5.4.3	Elementos y pruebas	35
5.4.3	Pruebas realizadas con fantoma elaborado	37
5.4.3.1	Resolución axial y lateral	37
5.4.3.2	Distancia axial y lateral.....	38
5.4.3.3	Exactitud de medición de área	38
5.4.3.4	Exactitud de medición de volumen.....	39
5.4.3.5	Penetración en profundidad	40
5.5	Tipo de estudio	40
5.6	Lugar de realización	41
5.7	Definición de variables a estudiar	41
5.8	Sistema de recolección de información.....	41
CAPÍTULO 6.	RESULTADOS	42
6.1	Penetración en profundidad.....	42
6.2	Resolución axial y lateral	43
6.3	Exactitud de medición de distancia	47

6.4 Exactitud de medición de área y volumen.....	50
CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN	52
7.1 Errores aleatorios.....	52
7.1.1 Oscilación del transductor	52
7.1.2 Inestabilidad del brazo mecánico.....	52
7.1.3 Errores relacionados al operador	52
7.1.4 Manipulación del fantoma	53
7.2 Errores sistemáticos.....	53
7.2.1 Errores de elaboración	53
7.2.2 Errores de manejo de fantoma	54
7.2.3 Proceso de hidratación.....	54
7.2.4 Errores por orientación del transductor	55
7.2.5 Error por orientación del fantoma.....	56
CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES.....	56
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	57
ANEXO A: ANÁLISIS DE MATERIALES	58
A.1 Materiales e imagen ecográfica.....	58
A.2 Descripción de materiales de soporte y criterios de exclusión.....	61
A.3 Materiales de elementos y criterios de exclusión	62
ANEXO B: CONFECCIÓN DEL FANTOMA.....	63
ANEXO C: PASOS A SEGUIR PARA LA ALINEACIÓN DEL FANTOMA	65
ANEXO D: FORMULARIO DE CONTROL DE CALIDAD.....	67
ANEXO E: RESULTADOS	69
E.1 Penetración en profundidad	69
E.2 Resolución axial.....	70

E.3 Resolución lateral.....	70
E.4 Exactitud de medición de distancia axial y lateral.....	71
E.5 Exactitud de medición de área	71
E.6 Exactitud de medición de volumen.....	72
ANEXO F: GRÁFICOS DE RESULTADOS	73
F.1 Penetración en profundidad (medida ecográfica)	73
F.2 Penetración en profundidad (diferencia absoluta).....	73
F.3 Resolución axial y lateral (diferencia absoluta).....	74
F.4 Exactitud de medición de distancia axial y lateral (diferencia porcentual).....	75
F.5 Exactitud de medición de área (diferencia absoluta)	76
F.6 Exactitud de medición de área (diferencia porcentual).....	76
F.7 Exactitud de medición de volumen (diferencia absoluta)	77
F.8 Exactitud de medición de volumen (diferencia porcentual).....	78
ANEXO G: DISEÑO DEL PROTITPO DE FANTOMA FINAL	79

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1.1 <i>Clasificación de modalidad de tratamientos según la tasa de dosis.</i> ⁵	13
TABLA 1.2 <i>Criterios de inclusión y exclusión dispuestos por la American Brachytherapy</i>	14
TABLA 1.3 <i>Características físicas de radioisótopos usados en braquiterapia HDR</i> ⁹ ...	16
TABLA 1.4 <i>Pruebas recomendadas por la AAPM TG 128 “Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems”</i>	23
TABLA 1.5 <i>Características físicas del fantoma sugeridas por la AAPM RPT 65</i>	25
TABLA 5.1 <i>Equipos utilizados</i>	28
TABLA 5.2 <i>Instrumentos</i>	28
TABLA 5.3 <i>Materiales probados para la confección del fantoma y estructuras internas</i>	28

TABLA 5.4 <i>Materiales complementarios</i>	29
TABLA 5.5 <i>Relación de elementos del fantoma con prueba de control de calidad</i>	35

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.1 <i>Sistema de carga diferida remota A) MicroselectronHDR (nucletron) B) Gamma med plus system (Varian)</i>	15
FIGURA 1.2 <i>Transductor transrectal para Braquiterapia. Izquierda- vista esquemática del transductor (A) y los planos generados (B). Derecha- transductor transrectal TARGETSCAN TS360P (Envisioneering medical technologies)</i>	20
FIGURA 1.3 <i>Representación de la formación de un volumen a partir de la suma de imágenes adquiridas en planos axiales y radiales. a) Suma de imágenes en plano axial b) Suma de imágenes radiales c) Suma de imágenes en ambos planos d) Volumen generado a partir del conjunto de imágenes</i>	21
FIGURA 5.1 <i>Prototipo de fantoma 1, con alineación del eje x e y pero no cumple con elementos de alineación en eje z (eje de movimiento de plano axial)</i>	30
FIGURA 5.2 <i>Prototipo de fantoma 2</i>	31
FIGURA 5.3 <i>Vista esquemática del transductor transrectal. Las piezas piezoeléctricas se encuentran a partir de los 2 cm de la estructura de soporte (C) y abarcan 6 cm de los 28 cm totales (A) que mide el transductor, la punta roma (B) mide 2 cm desde la punta hasta el lugar donde se encuentran las piezas piezoeléctricas</i>	32
FIGURA 5.4 <i>Vista esquemática de los planos de corte. La imagen de la derecha muestra los planos de corte axial (celeste) y sagital (amarillo), la imagen de la izquierda muestra los rangos de movimiento de los planos en los diferentes ejes, radio de movimiento del plano sagital, rango de movimiento del plano axial</i>	32
FIGURA 5.5 <i>Elementos seleccionados para la elaboración del fantoma. A) Mostacillas B) Esfera de plástico C) Jeringa de 5ml y aguja de 19 G para rellenar esfera de plástico D) Espuma fenolica de célula abierta F) Agua para rellenar esfera de plástico G) Gel ecográfico para rellenar esfera de plástico (opcional)</i>	33
FIGURA 5.6 <i>Vista superior de ambos bloques que componen el fantoma y la disposición de los elementos dentro de los bloques</i>	34

FIGURA 5.7 <i>Visión superior de los bloques del diseño final del fantoma, bloque superior (derecha), bloque inferior (izquierda)</i>	35
FIGURA 5.8 <i>Vista superior de ambos bloques del fantoma con la disposición de los elementos dentro de este, asociado a las prueba de control de calidad.</i>	36
FIGURA 5.9 <i>Posición de caliper para la medición de resolución axial y lateral en ambos planos. A) Resolución axial de mostacilla proximal del plano transversal B) Resolución lateral de mostacilla distal del plano transversal C) Resolución axial de mostacilla proximal del plano sagital D) Resolución lateral de mostacilla distal del plano sagital.</i>	37
FIGURA 5.10 <i>A) Distancia axial de arriba abajo B) Distancia lateral de izquierda a derecha</i>	38
FIGURA 5.11 <i>Trazado del contorno en el corte axial ecuatorial para la medición de área</i>	39
FIGURA 5.12 <i>Medición de volumen automático Línea amarilla corresponde al plano ecuatorial de la esfera, líneas celestes corresponden a límites de los cortes para la generación del volumen A) Plano sagita. B) Plano transversal</i>	39
FIGURA 5.13 <i>Penetración en profundidad con fantoma rotado en +20° A) Plano sagital B) Plano transversal</i>	40
FIGURA 7.1 <i>Esquema de la posición ideal de los elementos del fantoma</i>	54
FIGURA 7.2 <i>Posición incorrecta de los elementos del fantoma</i>	54
FIGURA 7.3 <i>Orientación del transductor. La imagen izquierda muestra la sección transversal circular del cilindro cuando el plano de exploración es perpendicular al eje del objetivo. La imagen derecha muestra una imagen alargada debido a la orientación del transductor. Mediciones de distancia, área y resolución axial se verán alteradas por la incorrecta orientación del transductor.</i>	55

ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRÁFICO 6.1 <i>Medida Penetración en Profundidad. Diferencia Absoluta Plano Axial</i>	43
GRÁFICO 6.2 <i>Medida Penetración en Profundidad, Diferencia Absoluta Plano Sagital.</i>	43

GRÁFICO 6.3 <i>Medida Resolución Axial Diferencia Absoluta en Plano Axial</i>	45
GRÁFICO 6.4 <i>Medida Resolución Axial Diferencia Absoluta en Plano sagital</i>	46
GRÁFICO 6.5 <i>Medida Resolución Lateral Diferencia Absoluta en Plano Axial</i>	46
GRÁFICO 6.6 <i>Medida Resolución Lateral Diferencia Absoluta en Plano Longitudinal</i>	47
GRÁFICO 6.7 <i>Exactitud de Medición de Distancia, Diferencia Absoluta</i>	49
GRÁFICO 6.8 <i>Exactitud de Medición de Distancia, Diferencia Porcentual</i>	49
GRÁFICO 6.9 <i>Exactitud de Medición de Área, Diferencia Porcentual</i>	50
GRÁFICO 6.10 <i>Exactitud de Medición de Volumen Automático, Diferencia Porcentual</i>	51
GRÁFICO 6.11 <i>Exactitud de Medición de Volumen Manual, Diferencia Porcentual</i>	51

ÍNDICE DE ECUACIONES

(Ecuación 1.1)	17
(Ecuación 1.2)	18

RESUMEN

La braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis (HDR por sus siglas en inglés) consiste en la inserción de agujas huecas por las cuales pasarán fuentes radioactivas selladas en el interior de los tejidos afectados. En el caso del tratamiento de cáncer de próstata estas agujas son colocadas vía transperineal para alcanzar la próstata.

Las imágenes obtenidas por ultrasonido nos permiten visualizar la próstata en planos axiales y parasagitales en tiempo real. Estos sirven de guía para la aplicación de las agujas y además como herramienta de planificación dosimétrica.

Debido a la complejidad del tratamiento, la guía mediante ultrasonido requiere de gran precisión y exactitud. Esto significa que se debe asegurar que la calidad de imagen permanezca estable en el tiempo.

El objetivo del proyecto fue la construcción de un fantoma con materiales accesibles que nos permitieron realizar pruebas de control de calidad al sistema de ultrasonido utilizado como guía en braquiterapia intersticial prostática, basándose en el reporte 128 de la *American Association of Physicists in Medicine (AAPM)* “*Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems*”. Los materiales seleccionados permitieron la validación del control de calidad del equipo, además fueron prácticos para determinar cómo se visualizan con ultrasonido y definir una posible disposición espacial de los elementos dentro del fantoma que podrán utilizarse a futuro para una confección más elaborada.

Palabras clave: Braquiterapia cáncer de próstata, ultrasonido, alta tasa de dosis, fantoma, control de calidad.

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 Braquiterapia

La Braquiterapia (BT) es un término utilizado para describir el tratamiento de cáncer a corta distancia mediante fuentes radiactivas selladas colocadas dentro, cercanas o en contacto con el tejido afectado.

La BT posee características distintas a la radioterapia externa, donde se destaca la brusca caída de la dosis alrededor del implante y por tanto una menor dosis en órganos de riesgo. Por otro lado, la distribución de dosis resultante no es homogénea como en Radioterapia externa. En general, la BT es aplicada en pequeños volúmenes de tejido y se utiliza de manera exclusiva o complementaria a la Radioterapia externa¹.

1.1.1 Clasificación de braquiterapia

Puede ser clasificada según tres parámetros: tasa de dosis, técnica de implantación y tiempo de implante.

1.1.1.1 Clasificación según tasa de dosis

- a) **Braquiterapia de baja tasa de dosis (*low dose rate*, LDR):** utiliza fuentes que liberan un bajo nivel de radiación. Para administrar la dosis prescrita, las fuentes deben permanecer implantadas durante un tiempo prolongado. Por consiguiente,

el tratamiento se extiende normalmente entre 3 a 4 días y requiere de hospitalización.

- b) **Braquiterapia de media tasa de dosis (*médium dose rate*, MDR):** no es comúnmente usada, porque en algunos casos que ha sido usado el resultado del tratamiento ha sido más bien pobre comparado con los tratamientos con LDR y HDR.

- c) **Braquiterapia de alta tasa de dosis (*high dose rate* HDR):** utiliza fuentes que liberan un nivel superior de radiación. La dosis total de radiación se puede administrar por tanto en sesiones más breves. De este modo los pacientes pueden a menudo recibir el tratamiento de forma ambulatoria. No obstante, es necesario administrar el tratamiento en varias sesiones².

Las ventajas de HDR frente a LDR son:

- Mayor exactitud en el posicionamiento de la fuente.
- No hay movimiento de la próstata durante la irradiación, ni la posible migración de fuentes, existentes en LDR.
- Posibilita el ajuste de posiciones y tiempos a lo largo de las agujas, lo que permite modular la distribución de dosis.

1.1.1.2 Clasificación según técnica de implantación

Las fuentes de braquiterapia pueden ser aplicadas de diversas formas. Para poder elegir qué tipo de técnica utilizar se debe considerar el tamaño y localización del tumor³.

Superficial: La fuente se coloca en contacto con la lesión, permite tratar pequeñas áreas superficiales. Tales como oreja, nariz, boca, etc.

Intracavitaria: Se utilizan aplicadores que contienen guías y las fuentes radioactivas distribuidas en él. Pueden ser introducidas en las cavidades anatómicas de forma temporal, tales como útero.

Intersticial: Se insertan las fuentes directamente en el volumen a tratar en forma de aguja, alambre o semillas de forma permanente o temporal.

Intraluminal: Las fuentes radioactivas se ubican en el lumen de un conducto anatómico, como esófago o vía respiratoria

Intraoperatoria: Se implantan las fuentes radioactivas en el tumor o tejido blanco durante el procedimiento quirúrgico.

Intravascular: Se utiliza un vaso sanguíneo de calibre adecuado para ubicar una fuente radioactiva sobre o cercana al volumen a tratar.

1.1.1.3 Según duración del implante

Se pueden utilizar dos tipos de implantes en la glándula prostática; implante permanente o implante temporal.

Implante permanente: Las fuentes radioactivas o semillas de corto periodo de semidesintegración que se insertan por vía transperineal en la glándula prostática, bajo guía ecográfica transrectal. Tienen una baja tasa de dosis y son implantadas de forma definitiva⁴.

Implante temporal: La fuente radioactiva mas común es el iridio 192 y presenta una alta tasa de dosis y son por lo tanto, implantadas por un tiempo específico de acuerdo a la dosis y a la actividad de la fuente, donde se requiere que el o los implantes

permanezcan en la zona de interés durante el tratamiento y que sean removidas inmediatamente después que la dosis prescrita se entregue. Actualmente para una mejora técnica en la implantación temporal requiere la inclusión de una guía bajo ultrasonido⁴.

1.2 Braquiterapia intersticial de próstata de alta tasa de dosis

En el tratamiento de cáncer de próstata con braquiterapia intersticial, en el volumen tumoral se implantan directamente agujas con un isótopo radioactivo en su interior. La tasa de dosis determinará el régimen de tratamiento que se utilizará, éstos están descritos en la Tabla 1.1

TABLA 1.1 *Clasificación de modalidad de tratamientos según la tasa de dosis.*⁵

Modalidad de tratamiento	Tasa de dosis
Low Dose Rate (LDR)	0.4 - 2 Gy/h
Medium Dose Rate (MDR)	2 - 12 Gy/h
High Dose Rate (HDR)	> 12 Gy/h

La *American Brachytherapy Society* (ABS), ha dispuesto guías para los procedimientos de braquiterapia HDR, teniendo criterios de inclusión y exclusión, dispuestos en la Tabla 1.2

TABLA 1.2 *Criterios de inclusión y exclusión dispuestos por la American
Brachytherapy
Society (ABS) para tratamiento de braquiterapia HDR^{6,7}*

HDR
<p>Criterios de Inclusión:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Clasificación TNM: T1 - T3b algunos casos T4 • Escala Gleason: 2 - 10 • PSA* no sobre los límites • Sin evidencia de metástasis a distancia
<p>Criterios de Exclusión:</p> <p>Relativos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sintomatología severa de obstrucción o irritación urinaria • Extenso defecto de la TURP** o haberse hecho TURP** en menos de 6 meses • Enfermedad <p>Absolutos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Incapacidad de estar bajo anestesia (general, espinal, epidural o local)

(*) *Antígeno prostático específico (PSA por sus siglas en ingles)*

(**) *Resección prostática transuretral (TURP por sus siglas en ingles)*

1.2.1 Sistema de carga diferida

Cuando Lafuente radiactiva de braquiterapia se coloca en el paciente después de los procedimientos quirúrgicos, es decir, después de la inserción de los aplicadores, la técnica es denominada "Sistema de carga diferida".

El tiempo que se tarda en la colocación de los aplicadores en la posición pre-determinada, no es un problema en la irradiación del personal, debido a que los aplicadores se colocan sin fuentes dentro de ellos, además de la ventaja de una mayor protección contra las radiaciones. La técnica de carga diferida permite una distribución de dosis en el volumen blanco, debido a una mayor precisión en el posicionamiento de las fuentes.

1.2.1.1 Sistema de carga diferida remota

El sistema de carga diferida impulsa la fuente mecánicamente a los aplicadores y la mantiene en su lugar durante ciertos períodos de tiempo (tiempo de permanencia), la cual es activada desde una zona ubicada fuera de la sala tratamiento.

La principal ventaja del sistema de carga diferida remota es la posibilidad del uso de fuentes radiactivas de mayor actividad. Esto da la posibilidad de reducir los tiempos de tratamiento⁸.



FIGURA 1.1 Sistema de carga diferida remota A) MicroselectronHDR (nucletron) B) Gamma med plus system (Varian).

1.2.2 Fuentes radioactivas utilizadas en braquiterapia

Las fuentes radiactivas selladas se utilizan comúnmente en diversas aplicaciones médicas con fines tanto de diagnóstico como terapéuticos. Las fuentes que se utilizan en

aplicaciones médicas tienen grandes posibilidades de causar lesiones graves si se usan de manera inadecuada.

En braquiterapia, la fuente radiactiva sellada se pone en contacto directo con el paciente. Se inserta en un tumor ya sea manualmente o bien a distancia bajo carga diferida. La carga diferida es más frecuente en la actualidad porque ofrece un riesgo menor de exposición del personal médico a la radiación. Debido a que los implantes son temporales, se debe asegurar que la fuente retorne al equipo una vez terminado el tratamiento. Algunos radioisótopos utilizados en el procedimiento son señalados en la Tabla 1.3.

TABLA 1.3 *Características físicas de radioisótopos usados en braquiterapia HDR⁹*

HDR		
Isótopo	Energía Promedio del Fotón	Periodo de semidesintegración (T _½)
Ir-192 Co-60	397 KeV	73.83 días
	1250 KeV	5.25 años

1.3 Sistema de ultrasonido

El ultrasonido es una técnica de imagen no invasiva y accesible. Tiene como principal ventaja, con respecto a otras técnicas de imagen médica, que no somete al paciente a radiación ionizante y su principal desventaja es ser operador-dependiente.

El ultrasonido es un método útil para la visualización del tracto genitourinario y en concreto en el estudio de la próstata. Esta técnica se basa en la utilización de ondas de pulso de ultrasonido cortas que se transmiten hacia el interior del cuerpo. Estos pulsos se denominan de ultrasonido ya que poseen frecuencias >20 kHz.

1.3.1 Fundamentos físicos

El ultrasonido se define como ondas mecánicas longitudinales cuya frecuencia se ubica sobre los 20 kHz. Estas se generan por la vibración de un cuerpo (cristal) mediante el fenómeno de la piezoelectricidad y se propagan por el medio (tejido). El ultrasonido diagnóstico opera dentro del rango de frecuencias que van desde 1 a 20 MHz¹⁰.

El ultrasonido viaja a través del medio a una determinada velocidad, según las características del material; densidad y compresibilidad. La relación de la velocidad de propagación del ultrasonido con la densidad es directamente proporcional; a mayor densidad del material, la velocidad de propagación será mayor, a su vez la relación entre la velocidad de propagación con la compresibilidad es inversamente proporcional.

Cuando una onda ultrasonido atraviesa un tejido ocurren varios fenómenos; uno de ellos es la reflexión de los haces de ultrasonido hacia el transductor. Una reflexión ocurre en el límite o interfase entre dos materiales con diferente impedancia acústica. Se define como impedancia acústica (Z) a la resistencia que opone un medio a las ondas que se propagan sobre este, corresponde al producto de la densidad (ρ) de un medio por la velocidad de propagación (c) del sonido en dicho medio (ecuación 1.1)

$$Z = c\rho \tag{Ecuación 1.1}$$

La magnitud de la onda reflejada se relaciona con las intensidades de los haces incidente y reflejados, su valor depende de la diferencia de impedancia acústica entre dos medios y está dada por:

$$\alpha_r = \frac{[Z_2 - Z_1]^2}{[Z_2 + Z_1]^2} \quad \text{(Ecuación 1.2)}$$

Donde α_r es el coeficiente de reflexión, Z_1 y Z_2 es la impedancia del material.

Cuando dos materiales tienen la misma impedancia acústica, no existe reflexión o eco (coeficiente de reflexión α_r es igual a cero). Si la diferencia en la impedancia acústica es pequeña se producirá un eco débil; por otro lado, si la diferencia es amplia, se producirá un eco fuerte y si es muy grande se reflejará todo el haz de ultrasonido. Cuando se emplea la escala de grises, las reflexiones más intensas o ecos reflejados se observan en tono blanco (hiperecoicos) y las más débiles, en diversos tonos de gris (hipoecoicos) y cuando no hay reflexiones, en negro (anecoicos).

1.3.2 Equipo de ultrasonido

1.3.2.1 Transductor de ultrasonido

Un transductor es un dispositivo capaz de transformar un determinado tipo de energía de entrada en otra diferente de salida.

En el caso de los transductores de ultrasonido, el haz de ultrasonido es originado en el transductor, el cual contiene un cristal que es deformado por aplicación de un voltaje exterior o campo eléctrico, a este fenómeno se le denomina “efecto piezoeléctrico”, este fenómeno es reversible, es decir, que el transductor además de emitir el haz de

ultrasonido, es capaz de recibir el haz de ultrasonido reflejado o eco y este deforma el cristal producto del efecto de presión de la onda de ultrasonido generando una carga eléctrica¹¹, la cual luego es amplificada y procesada para la posterior generación de la imagen.

Existen diversos tipos de transductores, que difieren en la cantidad y la disposición (matriz) de cristales piezoeléctricos.

1.3.2.2 Transductor transrectal

Los transductores transrectales utilizados como guía para la braquiterapia incorporan dos matrices de cristales piezoeléctricos de forma ortogonal, una matriz dispuesta de forma longitudinal para visualizar el plano sagital y una matriz curva para obtener imágenes de la próstata en plano axial, figura 1.2. Este tipo de transductores operan en un rango de frecuencias entre los 3-10 MHz¹².

El transductor se ubica dentro de un cilindro y en su extremo distal posee una cúpula, de esta forma puede ser introducido por el recto y no generar daño durante la inserción.

La ubicación del transductor en la porción más distal del cilindro permite que quede cerca del órgano de interés.

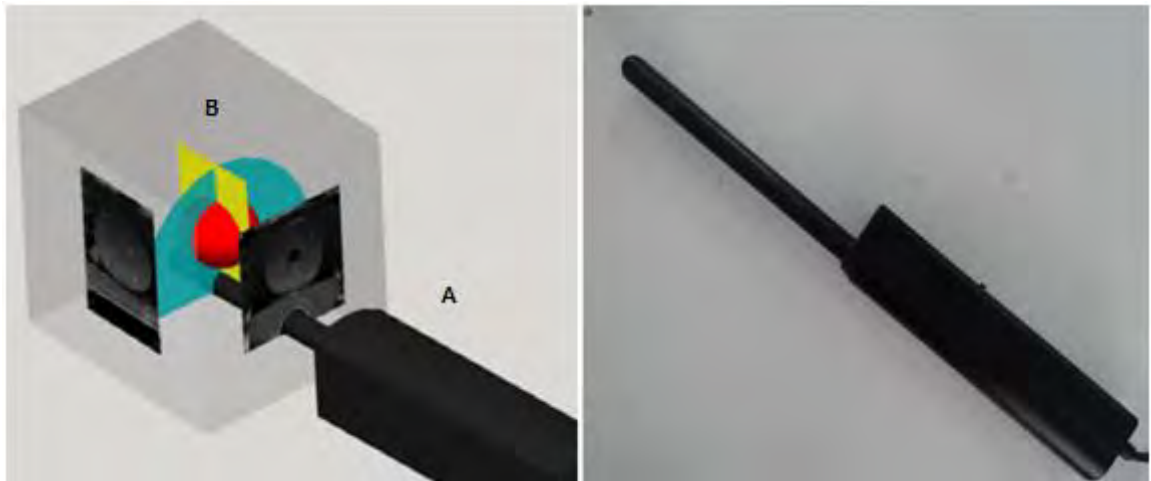


FIGURA 1.2 *Transductor transrectal para Braquiterapia. Izquierda- vista esquemática del transductor (A) y los planos generados (B). Derecha- transductor transrectal TARGETSCAN TS360P (Envisioneering medical technologies)*

1.3.1.3 Rol del ultrasonido como guía en braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis

En braquiterapia, el ultrasonido cumple un rol fundamental en la localización, visualización del volumen prostático y uretra, la posición y distribución de las agujas intersticiales y eventualmente plan dosimétrico de tratamiento en tiempo real.

La colocación del transductor cerca del órgano de interés y la utilización de frecuencias de ultrasonidos más altas permite aumentar la resolución y visualizar cambios sutiles en el tejido¹³. El despliegue de imágenes en planos ortogonales facilita la precisión de los límites de la próstata y mejora la interpretación espacial de la glándula, proporcionando una mejora en la calidad de las imágenes obtenidas¹⁴.

Una de las funciones importantes que proporciona el sistema de ultrasonido como guía de braquiterapia, es la reconstrucción 3D de la próstata a partir de una serie de imágenes obtenidas en planos axiales y parasagitales (Figura 1.3).

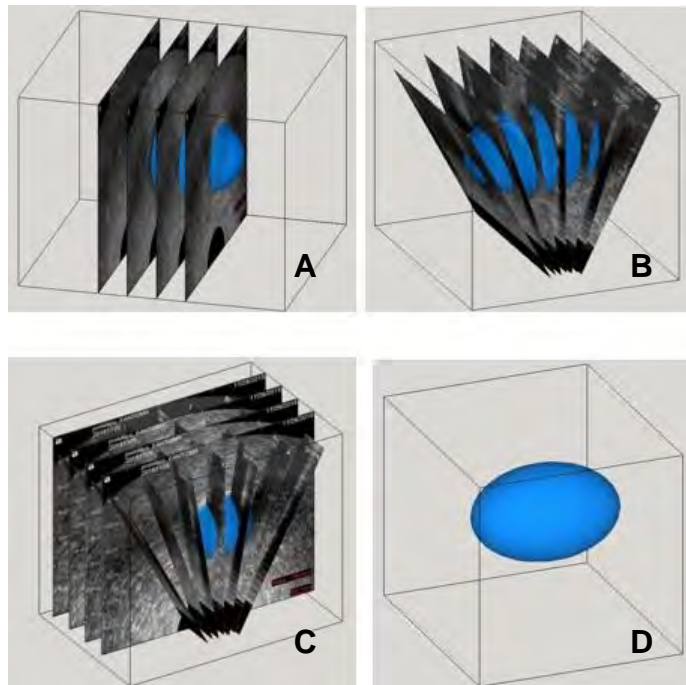


FIGURA 1.3 Representación de la formación de un volumen a partir de la suma de imágenes adquiridas en planos axiales y radiales. a) Suma de imágenes en plano axial b) Suma de imágenes radiales c) Suma de imágenes en ambos planos d) Volumen generado a partir del conjunto de imágenes.

1.3.2 Control de calidad de sistema de ultrasonido utilizado como guía en braquiterapia intersticial prostática

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define garantía de Calidad en Radioterapia como “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento” (OMS, *Quality Assurance in Radiotherapy*, 1988).

La Organización Internacional de Estandarización ha definido Garantía de Calidad como “Todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente” (ISO-6215-1980)¹⁵.

El correcto funcionamiento de la guía ecográfica en el procedimiento de braquiterapia está estrechamente relacionado con el tratamiento al minimizar los errores en la planificación y administración de la dosis al paciente.

1.3.2.1 Pruebas de control de calidad

Para un correcto funcionamiento del equipo de ultrasonido se deben realizar pruebas que consideren aspectos asociados a la calidad de imagen, como precisión en las mediciones de distancia, área y volumen, resolución de contraste y resolución espacial.

Los errores en las medidas o la pérdida en la calidad de imagen en los sistemas de ultrasonido utilizados como guía para la braquiterapia intersticial prostática, se pueden producir de manera gradual y pasar inadvertidas para el operador, conduciendo a un tratamiento que no sería el óptimo. Es por esto que el funcionamiento del equipo sea el correcto, la AAPM en su reporte 128 “*Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems*” propone un conjunto de pruebas de control de calidad, frecuencia de realización y rangos de acción orientadas a sistemas de ultrasonido utilizados como guía en procedimientos de braquiterapia intersticial prostática (Tabla 1.4).

TABLA 1.4 *Pruebas recomendadas por la AAPM TG 128 “Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems”*

Prueba	Frecuencia Mínima	Rangos de acción
Visibilidad de escala de grises	Anual	Cambia > 2 pasos o un 10% del valor inicial
Penetración en profundidad	Anual	Cambia > 1 cm del valor inicial
Resolución axial y lateral	Anual	Cambia > 1 mm del valor inicial
Exactitud de medición de la distancia axial	Anual	Error > 2 mm o un 2 %
Exactitud de medición de la distancia lateral	Anual	Error > 3 mm o un 3 %
Exactitud de medición del área	Anual	Error > 5 %
Exactitud de medición del volumen	Anual	Error > 5 %
Alineamiento de la cuadrícula de agujas	Anual	Error > 3 mm
Exactitud del volumen de plan de tratamiento*	Test de Aceptación	Error > 5 %

(*) Solo si se realiza el plan de tratamiento sobre las imágenes de ultrasonido.

1.3.2.2 Errores asociados a las mediciones de control de calidad

Una medición tiene imperfecciones que dan lugar a un error que puede ser clasificado como; errores aleatorios y errores sistemáticos. El error es un concepto idealizado y no se pueden conocer con exactitud¹⁶.

Error aleatorio, matemáticamente se define como resultado de una medición menos la media que resultaría de un número infinito de mediciones, llevada a cabo en condiciones de repetibilidad¹⁶.

En la práctica, algunos ejemplos que generan errores aleatorios son; operador dependiente del uso del sistema de ultrasonido (variación en la ubicación de la herramienta de medición, subjetividad de la medición, etc.), alteración de la forma del fantoma en el transcurso de las pruebas.

El **error sistemático** como el aleatorio, no puede ser eliminado, pero se puede reducir. Puede ser cuantificado y si el tamaño de la muestra es significativo con respecto a la requerida es más precisa la medición. Se puede mejorar el error sistemático con el factor de corrección, al aplicarse se compensa el error aumentando la expectativa.

Error sistemático es el resultado de un número infinito de una serie de mediciones repetitivas que matemáticamente es igual al error, menos el error aleatorio¹⁶. Ejemplos que generan este tipo de error en las mediciones:

- Sistema de ultrasonido descalibrado.
- Mala fabricación del fantoma.
- Condiciones experimentales no apropiadas (temperatura del agua inestable).
- Desnivel del lugar de medición, fantoma queda desalineado con transductor.

1.3.4 Fantoma para control de calidad en sistema de ultrasonido utilizado como guía en braquiterapia intersticial prostática

El término fantoma se utiliza en ultrasonido para describir un material cuya estructura simula importantes propiedades de los tejidos biológicos con el fin de proveer una imagen cercana a la realidad.

Existen dos tipos de fantomas: *geométricos*, los cuales simulan las propiedades físicas del tejido humano frente al ultrasonido pero reducen la complejidad de

morfología de la anatomía humana a geométricas esféricas, cilíndricas, elipsoidales, etc; y *antropomórficos*, que además de simular características físicas de los tejidos, imitan los contornos externos e internos de los tejidos humanos¹⁷.

1.3.4.1 Requerimientos y diseños

En ecografía es importante que el fantoma sea confeccionado con materiales que simulen las propiedades físicas del tejido biológico promedio, como velocidad del sonido, coeficiente de atenuación acústica y coeficiente acústico de retro dispersión.

La AAPM en su reporte 65 “*Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures, Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1*” sugiere que un fantoma, que realice un control de calidad completo sea confeccionado con materiales que posean las siguientes características físicas (Tabla 1.5):

TABLA 1.5 *Características físicas del fantoma sugeridas por la AAPM RPT 65*

Velocidad del sonido	Coefficiente de atenuación
1540 ±10 m/s a 22°C	0,5-0.7 dB cm ⁻¹ MHz ⁻¹

La inconsistencia en la velocidad del sonido a través del fantoma puede producir errores en la formación del haz de ultrasonido, generando artefactos en la imagen. Mientras que la variación en el coeficiente de atenuación y el de retrodispersión afecta a la ecogenicidad de la imagen¹⁸.

Estos materiales son compuestos en base de agua, siendo el principal inconveniente que muchos de éstos se deshidratan, perdiendo así sus propiedades, tales como la velocidad del sonido y su coeficiente de atenuación¹⁹.

Además de los requerimientos físicos, el diseño del fantoma debe considerar diferentes elementos con distribución espacial, medidas y geometría conocidas que permitan realizar las pruebas de control de calidad.

CAPÍTULO 2. HIPÓTESIS

Los materiales utilizados en la confección del fantoma, cumplen los requerimientos para la realización de pruebas de control de calidad recomendados por la AAPM TG 128 “*Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems*”.

CAPÍTULO 3. OBJETIVO GENERAL

Confeccionar un fantoma, que permita realizar los controles de calidad a sistema de ultrasonido utilizado como guía en braquiterapia intersticial prostática, basados en las recomendaciones del AAPM TG 128: “*Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems*”

CAPÍTULO 4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar todos los parámetros del AAPM TG 128
“*Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems*”.
- Confeccionar fantoma para control de calidad, que sea reutilizable, confiable y que permita realizar todos los test recomendados por la AAPM en el mismo instante.
- Validar mediciones al realizar controles de calidad basados en el *AAPM TG 128* a sistema de ultrasonido *TARGETSCAN TOUCH™*, utilizando el fantoma elaborado.

CAPÍTULO 5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 Prueba de materiales

Se probaron diversos materiales donde posteriormente se seleccionaron los más aptos para la confección del prototipo y diseño final del fantoma. Todos los materiales analizados fueron sumergidos en agua potable con una temperatura entre 19°-22°C dentro de un recipiente plástico.

Se confeccionó un prototipo de fantoma con los materiales seleccionados y se realizaron en una sola oportunidad las pruebas de control de calidad propuestas del AAPM TG 128.

TABLA 5.1 *Equipos utilizados*

Equipo	Marca
Ecógrafo	Envisioneering, TARGETSCAN TOUCH™ 3D Ultrasound System
Transductor	Envisioneering, TARGETSCAN TS360P
Unidad de Procesamiento	Envisioneering, TARGETSCAN TS360UU
Software	Envisioneering, TARGETSCAN Application 1.9.8.3449
Sistema operativo (S.O)	Microsoft® windows XP embedded
Pantalla	DELL (LCD resolución 1680x1050)
Brazo mecánico	Geomed

TABLA 5.2 *Instrumentos*

Instrumentos	Marca
Termómetro	Vitta
Vaso precipitado	Normax
Soporte para celular	SS Pro*
Caja organizadora plástica	Kendy

TABLA 5.3 *Materiales probados para la confección del fantoma y estructuras internas*

Material	Marca
Espuma fenólica de célula abierta	Sahara M.R de Flora Center M.R
Espuma de poliuretano	ShenzenLian da esponja producto co. Ltd
Espuma de poliuretano densidad 30	Espumatex
Espuma fenólica Oasis flor seda	SaharaM.R de Flora Center M.R
Espuma de poliuretano	SAMFOAM
Guantes de látex y nitrilo	TOP GLOVE
Gradillas para puntas blancas	BARRIERTIPS
Esféras	Casa Bonita
Mostacillas	Sin marca
Agua Corriente	Sin marca

TABLA 5.4 *Materiales complementarios*

Materiales	Marca
Agujas de 19G	BD PrecisionGlide™
Jeringas de 5 mL	BD Plastipak™
Mondadientes	Lider
Hilo de nylon de 0,4 mm	Espezies
Alcohol gel	NEXCARE
Gel fijador de pelo	Alberto VO5
Gel de ecografía	AALEN
Escuadra	Maped
Transportador	Proarte
Bisturí	Sin marca
Pie de metro plástico de 6"	Karson
Fierro de cortina	Sin marca
Corta cartón	Isofit
Cuchillo	Sin marca
Tijera	Sin marca

5.2 Confección de prototipo 1

Se utilizó un bloque de espuma fenólica de célula abierta (*STANDARD OASIS™ floral foam*) de 10 cm de ancho, 7,5cm de alto y 23 cm de largo. En un sector de la espuma se moldeó el diámetro del transductor de forma vertical en todo su alto y en la superficie se ubicaron mostacillas de 2,6 mm de diámetro y 5,5 mm de largo que se introdujeron de forma vertical en la espuma dispuestas cada una a 1 cm a partir del borde anterior del transductor.

Luego con una grilla se impresionaron dos filas de 8 agujeros a 6 mm de distancia cada uno a cada lado de las mostacillas. En el otro extremo de la esponja se moldeó espacio para introducir el transductor y un cilindro a 1 cm desde su borde anterior. Dentro de este se ubica una esfera de plástico de 2,8 mm de diámetro rellena con agua (área 6,379 cm² y volumen de 12,12 ml).



FIGURA 5.1 *Prototipo de fantoma 1, con alineación del eje x e y pero no cumple con elementos de alineación en eje z (eje de movimiento de plano axial).*

5.3 Confección de prototipo 2

El segundo prototipo se confecciona con un bloque de espuma fenólica de célula abierta. Se modifica la orientación de los agujeros a los lados de la hilera de mostacillas; dos filas de agujeros a +20°, +35° y otra a -45° de la fila dispuesta en el plano sagital medio. Los ángulos de las filas de agujeros se definen desde el borde anterior del espacio donde se ubica el transductor.

La espuma se corta perpendicular y a 3 cm de profundidad en el eje longitudinal (Z), se ubican dos mostacillas con igual distancia y posición a la primera y cuarta mostacilla del bloque superior para determinar la alineación de los bloques y el eje Z. Entre las dos mostacillas del bloque inferior se sitúa una esfera de plástico de las mismas características mencionadas anteriormente.



FIGURA 5.2 *Prototipo de fantoma 2*

5.4 Diseño final

El diseño del fantoma de control de calidad para ecógrafo transrectal utilizado como guía en braquiterapia intersticial se realiza con el software de modelado 3D SketchUp Pro 2015 (*Version* 15.0.9350 © 2015 Trimble Navigation Limited). El plano para determinar las dimensiones del fantoma se realiza con el software de dibujo 2D LayOut de SketchUp Pro 2015. Las dimensiones del fantoma se definen según la ubicación, campo de visión y rango de movimiento de las piezas piezoeléctricas del transductor transrectal.

Las especificaciones técnicas del transductor transrectal propuestas por el fabricante en cuanto a penetración y movimientos de los planos de visualización son:

Plano axial: haz en abanico de 180° con una penetración de 63. El plano se moviliza 60 mm en eje Z cada 1 mm y 5 mm

Plano sagital: haz lineal de 60 mm de largo con una penetración (ancho) de 63 mm. El plano se moviliza desde el 0° a $\pm 90^\circ$ cada 1° y 5° (figura 5.8.)

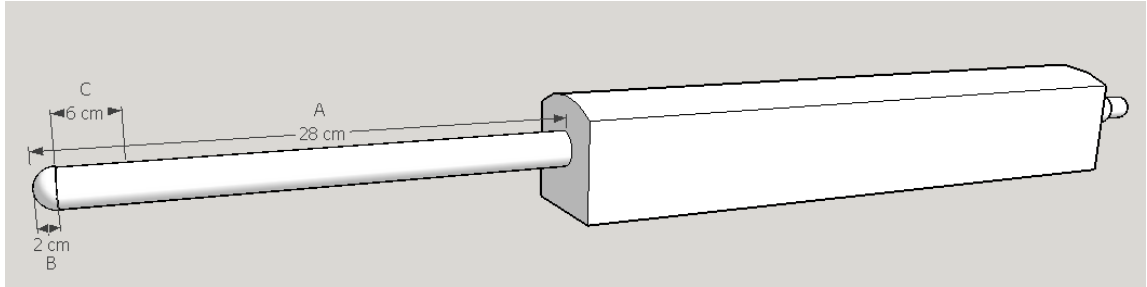


FIGURA 5.3 Vista esquemática del transductor transrectal. Las piezas piezoeléctricas se encuentran a partir de los 2 cm de la estructura de soporte (C) y abarcan 6 cm de los 28 cm totales (A) que mide el transductor, la punta roma (B) mide 2 cm desde la punta hasta el lugar donde se encuentran las piezas piezoeléctricas.

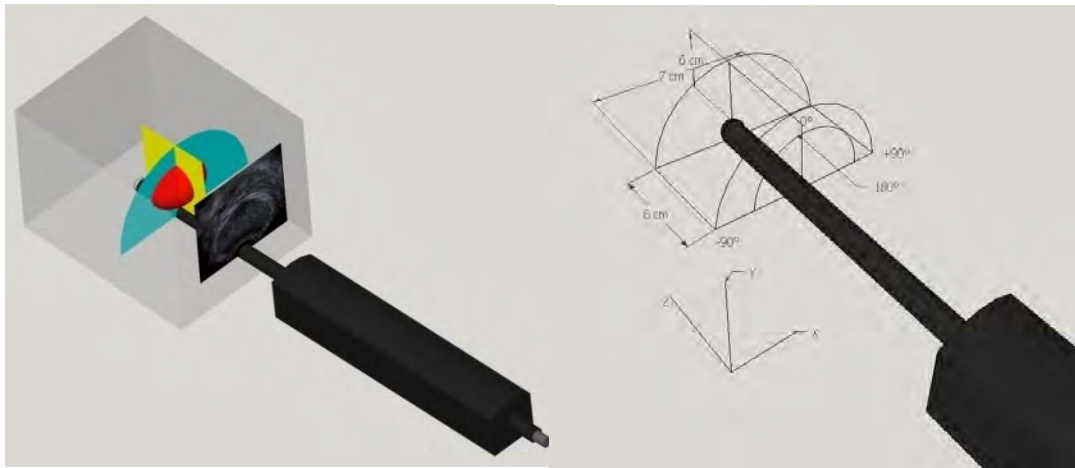


FIGURA 5.4 Vista esquemática de los planos de corte. La imagen de la derecha muestra los planos de corte axial (celeste) y sagital (amarillo), la imagen de la izquierda muestra los rangos de movimiento de los planos en los diferentes ejes, radio de movimiento del plano sagital, rango de movimiento del plano axial.

5.4.1 Materiales utilizados en la confección del diseño final

Los materiales de confección del fantomas se escogieron después de una serie de pruebas (ANEXO pruebas de material), y se determinó que el material adecuado para el fantoma es la espuma fenólica de célula abierta (*STANDARD OASISTM floral foam*) sumergida en una cubeta con agua, los elementos dispuestos dentro del fantoma, su geometría y configuración se determinan según las recomendaciones propuestas por la

AAPM TG 128. Los elementos seleccionados y dispuestos en el fantoma son; mostacillas y esfera de plástico rellena con agua.

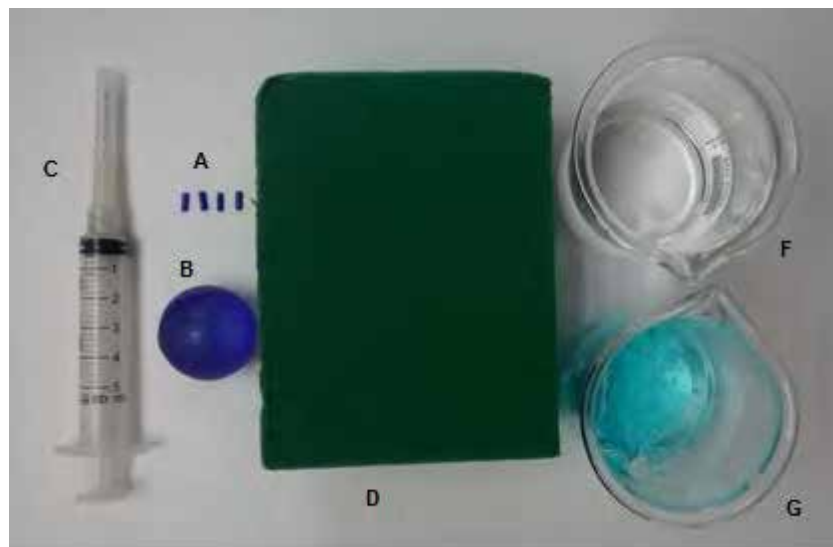


FIGURA 5.5 Elementos seleccionados para la elaboración del fantoma. A) Mostacillas B) Esfera de plástico C) Jeringa de 5ml y aguja de 19 G para rellenar esfera de plástico D) Espuma fenolica de célula abierta F) Agua para rellenar esfera de plástico G) Gel ecográfico para rellenar esfera de plástico (opcional).

5.4.2 Diseño del fantoma

Posee un agujero para alojar el transductor. Se divide en dos bloques, uno superior que posee una línea central de mostacillas a 0° , ubicadas cada 1 cm desde el borde del agujero del transductor y una adicional a 0,5 cm del mismo.

Se mide desde la posición central en ángulos $+20^\circ$, $+40^\circ$ y -30° del transductor para determinar los ángulos a los cuales se ubicaron las filas de agujeros.

El bloque inferior se encuentra a 3 cm desde la superficie del bloque superior y aloja dos mostacillas en el centro; una a los 0,5 cm en 0° desde el transductor que permite la alineación en profundidad según la primera mostacilla en el bloque superior. La otra

mostacilla se ubica a los 5 cm desde el centro (posición 6) que se alinea con la mostacilla en posición 6 del bloque superior. Para mejorar la alineación de ambos bloques se dispuso además, de dos agujeros a la izquierda de la línea media (-30°), los cuales coinciden con los agujeros 1 y 3 de la línea de agujeros a -30° del bloque superior.

En el bloque inferior anterior a la primera mostacilla se ubicó una esfera de plástico rellena de agua de con una sección transversal de 2,8 cm de diámetro, área 6,379 cm² y volumen de 12,12 ml. la mitad de la esfera queda impresa en el bloque superior y la otra en el bloque inferior. Ambos bloques se unen mediante mondadientes para evitar su separación una vez sumergido en agua.

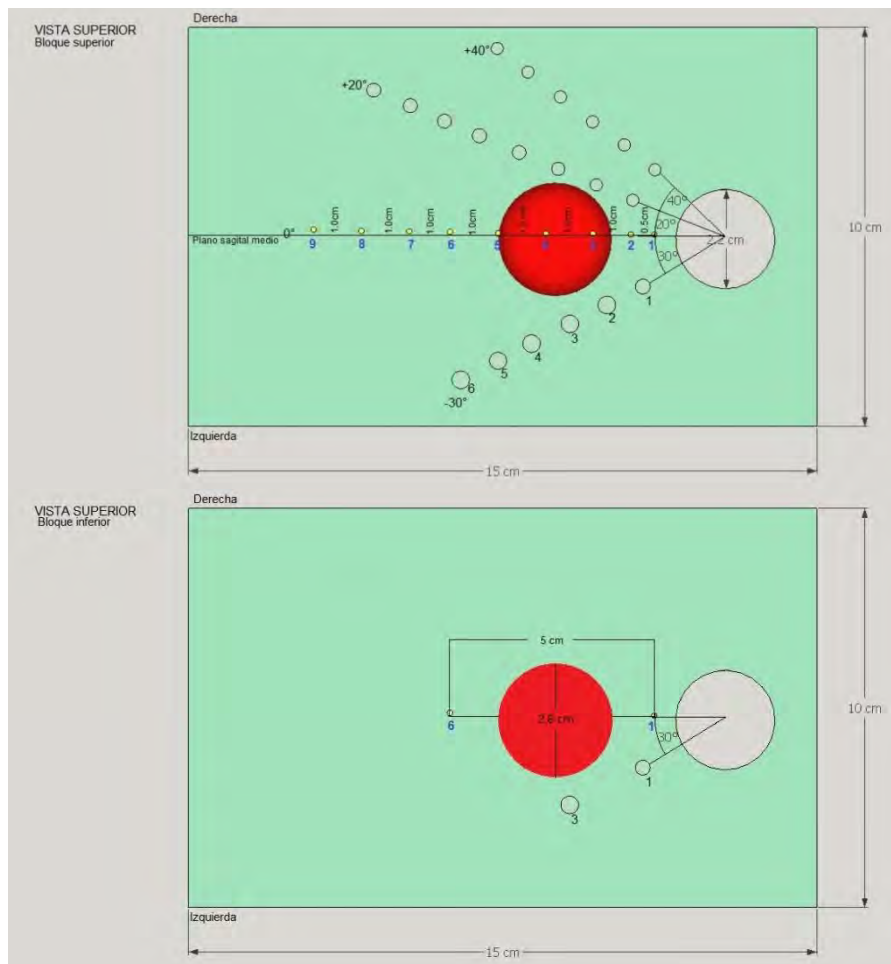


FIGURA 5.6 Vista superior de ambos bloques que componen el fantoma y la disposición de los elementos dentro de los bloques.

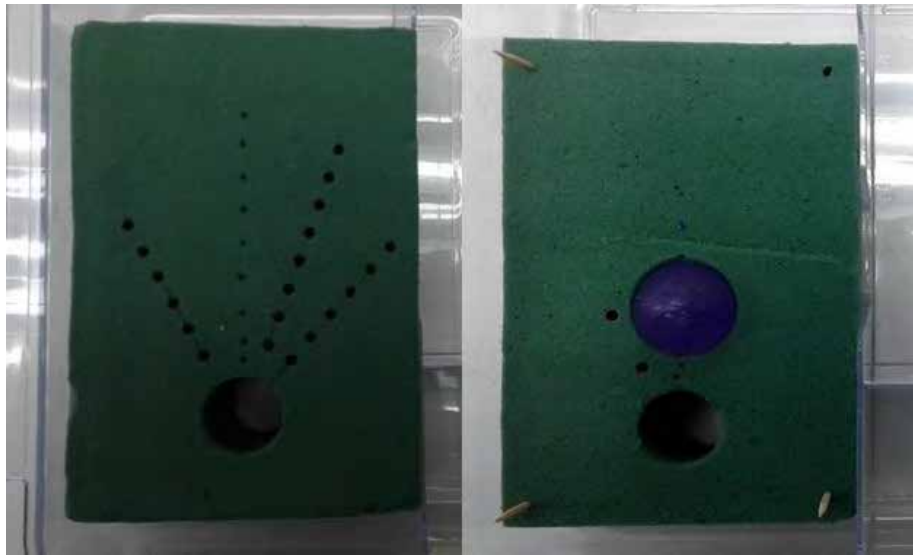


FIGURA 5.7 *Visión superior de los bloques del diseño final del fantoma, bloque superior (derecha), bloque inferior (izquierda)*

5.4.3 Elementos y pruebas

Una vez determinada la posición de los elementos del fantoma se determina que prueba de control de calidad se realizará con cada elemento o conjunto de estos. (Tabla 5.5)

TABLA 5.5 *Relación de elementos del fantoma con prueba de control de calidad*

Elementos	Prueba de control de calidad asociada
Fila de mostacillas a 0°	Resolución axial y lateral
Fila de agujeros a $+20^\circ$	Penetración en profundidad
Esfera de plástico	Exactitud de medición de distancia, área y volumen

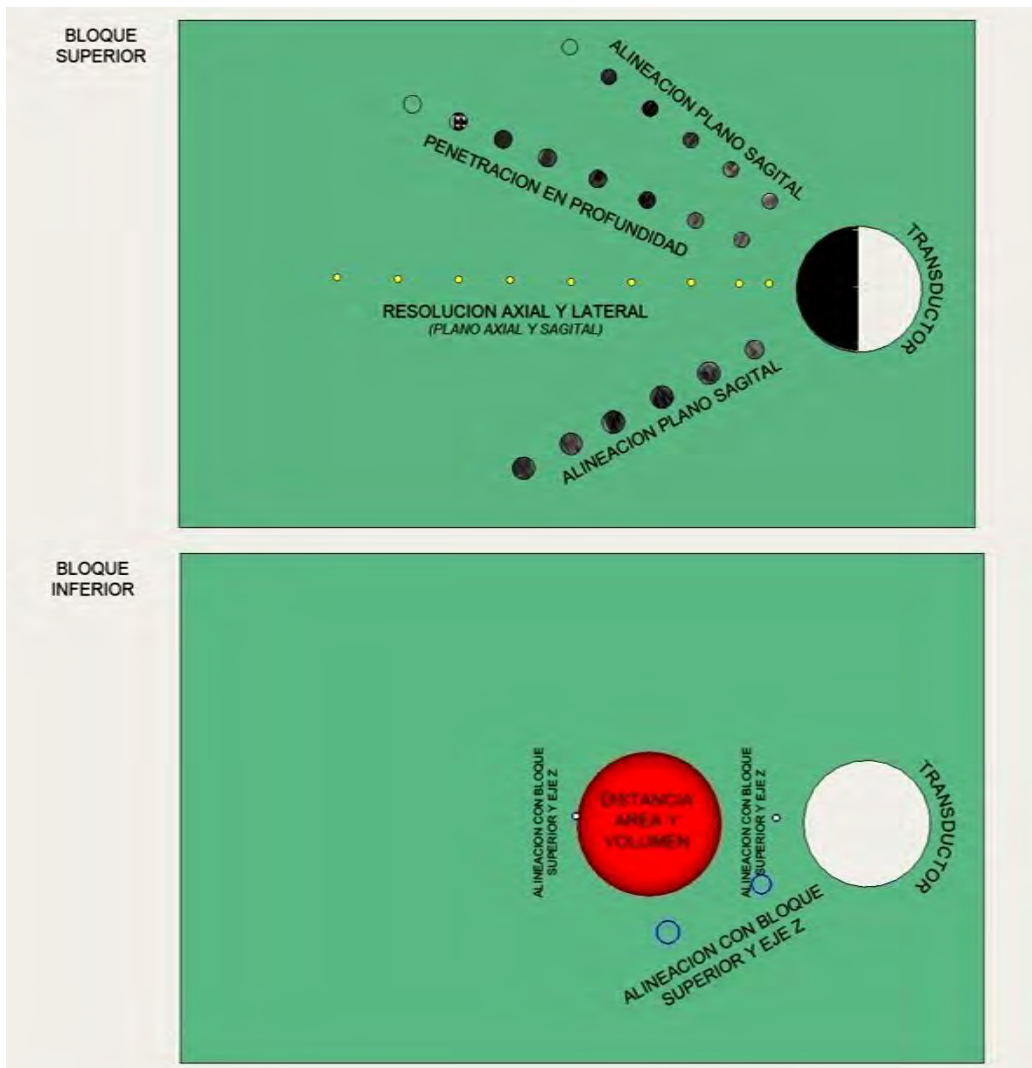


FIGURA 5.8 Vista superior de ambos bloques del fantoma con la *disposición de los elementos dentro de este, asociado a las prueba de control de calidad.*

5.4.3 Pruebas realizadas con fantoma elaborado

5.4.3.1 Resolución axial y lateral

Se consideraran las mostacillas en posición 1 y 5 (Figura 5.6) para hacer la prueba de resolución axial y lateral en ambos planos.

Para la medición de ambas resoluciones, se ubican las mostacillas 1 y 5 en la imagen desplegada por el sistema de ultrasonido, con *caliper* medir dimensiones de las mostacillas en direcciones axial y lateral en ambos planos. Finalmente se compara la medida real de la mostacilla con la obtenida con el sistema de ultrasonido.

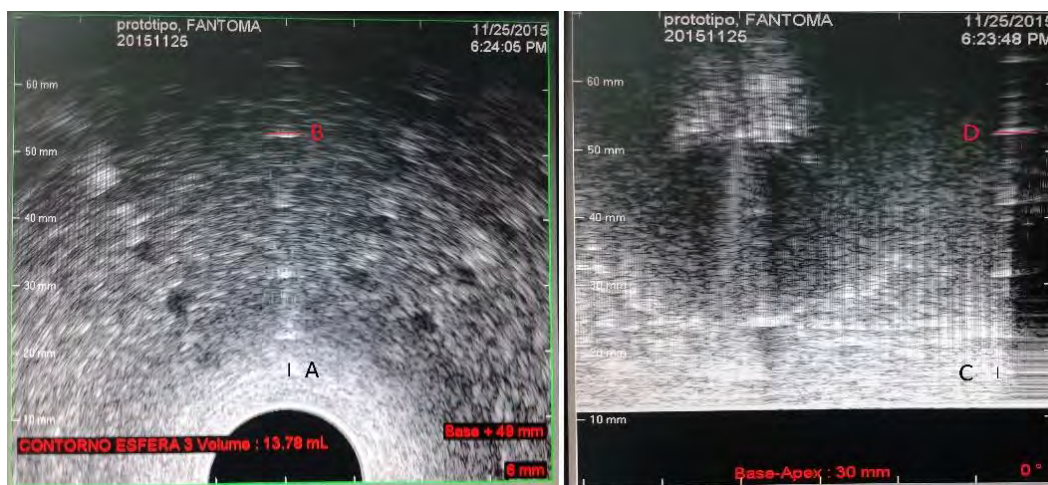


FIGURA 5.9 Posición de caliper para la medición de resolución axial y lateral en ambos planos. A) Resolución axial de mostacilla proximal del plano transversal B) Resolución lateral de mostacilla distal del plano transversal C) Resolución axial de mostacilla proximal del plano sagital D) Resolución lateral de mostacilla distal del plano sagital.

5.4.3.2 Distancia axial y lateral

Para determinar la distancia axial y lateral se ocupa el volumen de la esfera de 2,8 cm de diámetro ubicada en el fantoma a 3 cm de profundidad desde la superficie y analizamos dos variantes; distancia de arriba abajo (eje Y) y distancia de izquierda a derecha (eje X). Para realizar las mediciones se utiliza la imagen en plano axial de la esfera desplegada por el sistema de ultrasonido. (Figura 5.10).

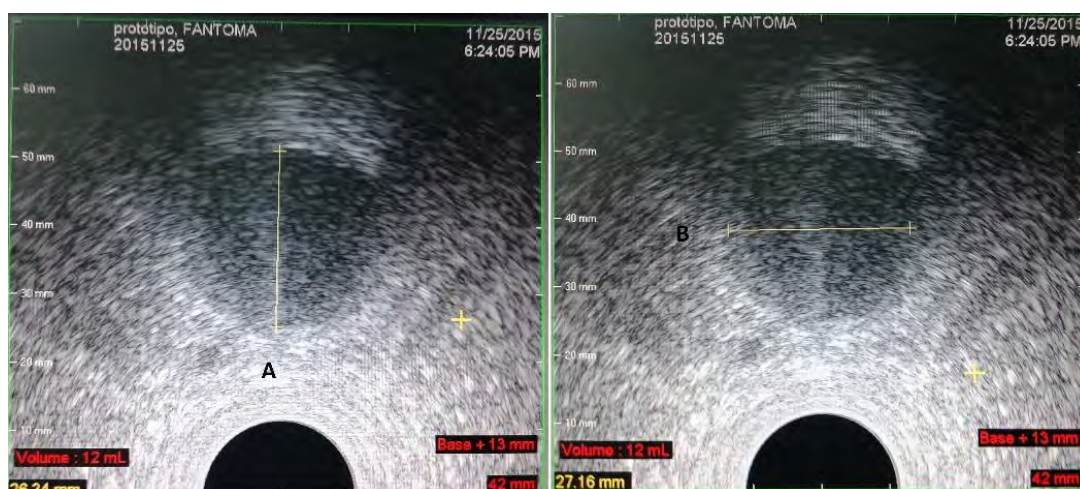


FIGURA 5.10 A) Distancia axial de arriba abajo B) Distancia lateral de izquierda a derecha

5.4.3.3 Exactitud de medición de área

La medición de área utiliza la esfera de 2,8 cm de diámetro y área de $6,379 \text{ cm}^2$. Se selecciona el corte axial ecuatorial a 3 cm de profundidad desde la superficie del fantoma. Para realizar la medición, se selecciona la herramienta de medición de área del equipo, manualmente se traza un contorno en la circunferencia de la imagen obtenida.



FIGURA 5.11 Trazado del contorno en el corte axial ecuatorial para la medición de área

5.4.3.4 Exactitud de medición de volumen

El volumen de la esfera se determina mediante un cálculo automático generado por el sistema de ultrasonido y un cálculo volumétrico manual. Se establece la diferencia entre cálculos.



FIGURA 5.12 Medición de volumen automático. Línea amarilla corresponde al plano ecuatorial de la esfera, líneas celestes corresponden a límites de los cortes para la generación del volumen. A) Plano sagita. B) Plano transversal

5.4.3.5 Penetración en profundidad

Para estimar la penetración en profundidad se rota el fantoma, dejando en 0° la fila de agujeros huecos + 20° .

Con herramienta de medición de distancia se mide desde el centro del borde anterior del transductor hasta el último agujero visible en el plano transversal y sagital.



FIGURA 5.13 Penetración en profundidad con fantoma rotado en $+20^\circ$ A) Plano sagital B) Plano transversal

5.5 Tipo de estudio

Observacional: Estudios de carácter estadístico, sin intervención por parte del investigador y que solo se limita a medir las variables que define en el estudio.

5.6 Lugar de realización

Laboratorio de Tecnología Médica, República #252, comuna de Santiago, Región Metropolitana, Chile.

5.7 Definición de variables a estudiar

- a. Ecogenicidad de materiales: Variable independiente.
- b. Penetración en profundidad: Variable dependiente.
- c. Resolución axial y lateral: Variable dependiente.
- d. Exactitud de medición de la distancia axial: Variable dependiente.
- e. Exactitud de medición de la distancia lateral: Variable dependiente.
- f. Exactitud de medición del área: Variable dependiente.
- g. Exactitud de medición del volumen: Variable dependiente.

5.8 Sistema de recolección de información

- **Descriptivo:** Los estudios descriptivos se centran en recolectar datos que describan la situación tal y como es.
- **Analítico:** Este método permite conocer más del objeto de estudio, con lo cual se puede: explicar, hacer analogías, comprender mejor su comportamiento y establecer nuevas teorías.

CAPÍTULO 6. RESULTADOS

Posterior a las pruebas de control de calidad, se recopilaron los resultados para su análisis. Con los datos obtenidos en cada prueba, se obtuvieron los siguientes resultados:

6.1 Penetración en profundidad

En el plano axial, las 6 mediciones que se realizaron, el 100% estuvo bajo el límite de acción que corresponde a 1 cm. En el plano longitudinal, de los 6 datos obtenidos, 5 de ellos cumplen con el límite de acción, que equivale a un 83,33% de los datos, a excepción de uno que obtuvo una diferencia absoluta de 1,63 cm, equivalente a 16,67% de los datos en ese plano.

En la diferencia absoluta en el plano axial (Gráfico 6.1), se obtuvo un promedio de 0,932 cm y una desviación estándar de 0,044 cm, por lo tanto, se infiere una homogeneidad en los datos. Por otro lado, la diferencia absoluta en el plano sagital (Gráfico 6.2), se consiguieron datos heterogéneos con un promedio de 0,997 cm y una desviación estándar de 0,319 cm.

GRÁFICO 6.1 *Medida Penetración en Profundidad. Diferencia Absoluta Plano Axial*

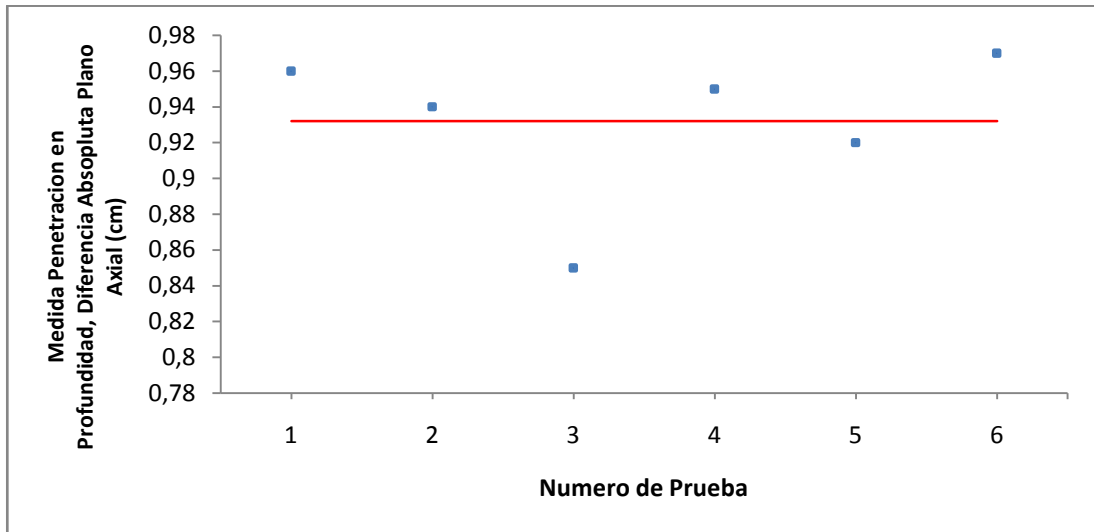
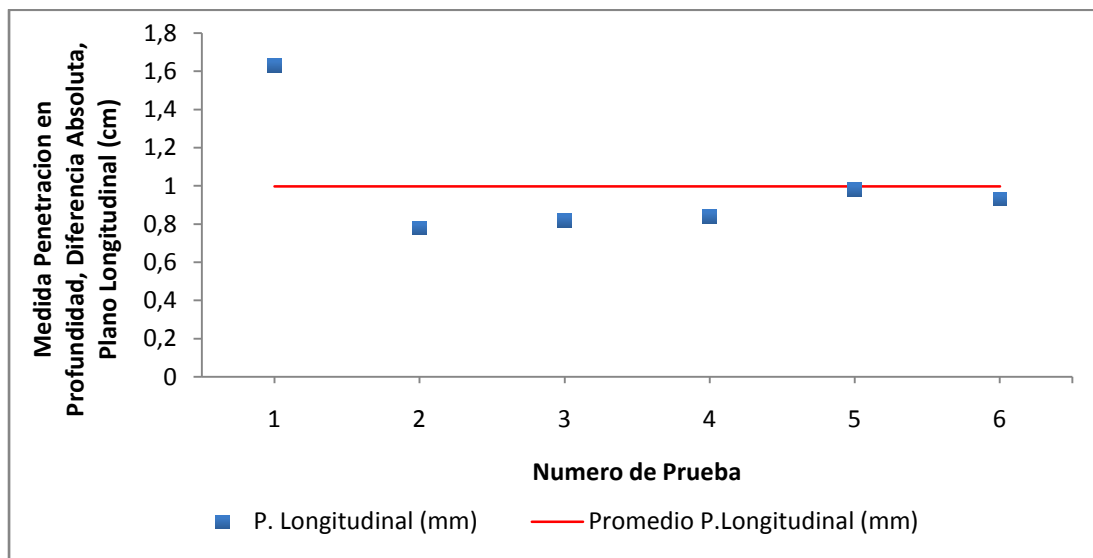


GRÁFICO 6.2 *Medida Penetración en Profundidad, Diferencia Absoluta Plano Sagital.*



6.2 Resolución axial y lateral

En el plano axial, la resolución axial en las dimensiones proximal y distal, el 41,67% está dentro de los límites de acción, con una diferencia absoluta menor a 1 mm. El

58,33% de las mediciones está por sobre el límite de acción. En la resolución lateral sus medidas proximal y distal el 91,67% está dentro de los límites de acción, con valores menores a 1 mm en su diferencia absoluta y un 8,33% de los datos está por sobre el límite de acción siendo mayor a 1 mm en su diferencia absoluta.

En el plano longitudinal, tanto en la resolución axial como la resolución lateral, con sus medidas proximales y distales, el 100% de los datos tiene una diferencia absoluta por sobre el límite de acción de 1 mm.

En el plano axial, la resolución axial obtuvo valores de 0,290 mm para su medida proximal y 0,352 mm para la distal. Por otro lado, en la resolución lateral se obtienen valores similares de 0,257 mm y 0,305 mm en sus medidas proximal y distal respectivamente, por lo tanto, tiene un comportamiento heterogéneo.

En la agrupación de datos en el plano axial de la resolución axial, en la medida proximal, el 66,67% está dentro de la primera desviación estándar con valores cercanos al promedio, y en la medida distal se concentra el 33,33% de los datos dentro de la segunda desviación estándar. El 83,33% de los datos está dentro de la primera desviación estándar y solo el 16,67% en la segunda desviación estándar, justificado en el gráfico 6.3. En las medidas de resolución lateral del plano axial, en su medida proximal, tenemos una agrupación de datos, con un 83,33% agrupado dentro de la primera desviación estándar y un 16,67% en la segunda desviación estándar. En la medida distal, de la resolución lateral, del plano axial, un 66,67% de los datos está agrupado dentro de la primera desviación estándar más cercana al promedio y un 33,33% dentro de la segunda desviación estándar siendo más alejados al valor promedio, demostrado en el gráfico 6.5.

En su resolución axial, en el plano sagital, se obtuvo una desviación estándar de 0,232 mm y 0,316 mm, en sus medidas proximal y lateral respectivamente. Y la resolución lateral que está mismo plano, con una desviación estándar de 0,322 mm y 0,285 mm en sus medidas proximal y distal. Por lo tanto, ambas pruebas tienen un

comportamiento heterogéneo. En este mismo plano, en la medida proximal, de la resolución axial, un 66,67% de los datos están agrupados dentro de la primera desviación estándar más cercana al promedio y un 33,33% dentro de la segunda desviación estándar, por consiguiente, más alejada del promedio, como se visualiza en el gráfico 6.4.

En la medida distal, la resolución axial se comporta de la misma manera, con un 66,67% de los datos agrupados dentro de la primera desviación estándar más cercanos al promedio y un 33,33% de los datos agrupados dentro de la segunda desviación estándar alejada del promedio. Dentro de la resolución lateral, en el plano sagital, en su medida proximal, un 83,33% de los datos están agrupados dentro de la primera desviación estándar cercanos al promedio, y un 16,67% de los datos dentro de la segunda desviación estándar. En su medida distal, el 50% de los datos se encuentra dentro de la primera desviación estándar cercanos al promedio y el otro 50% están agrupados los datos en la segunda desviación estándar lejanos al promedio, como se puede ver en el gráfico 6.6.

GRÁFICO 6.3 *Medida Resolución Axial Diferencia Absoluta en Plano Axial*

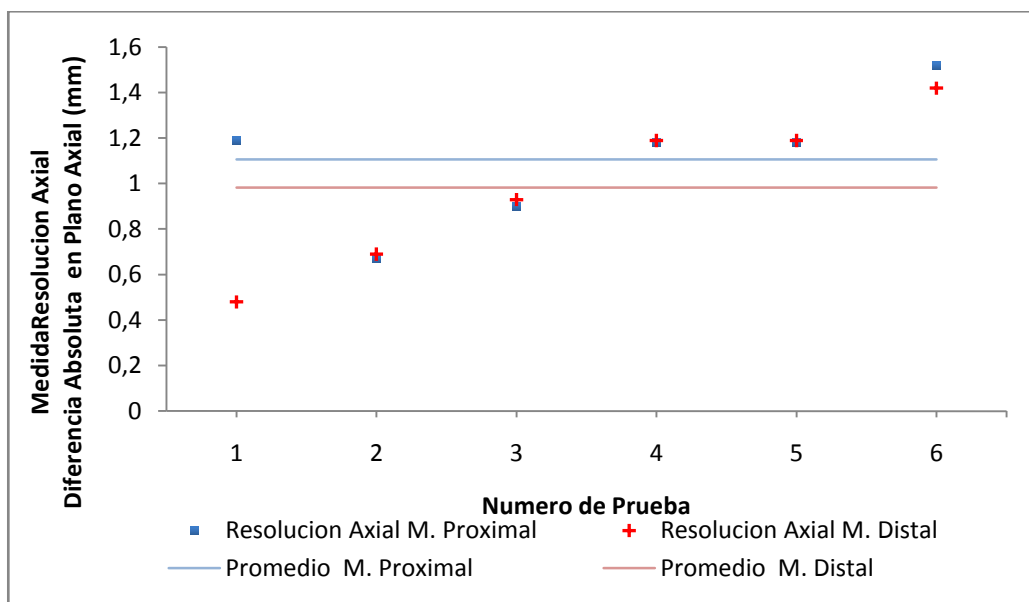


GRÁFICO 6.4 *Medida Resolución Axial Diferencia Absoluta en Plano sagital*

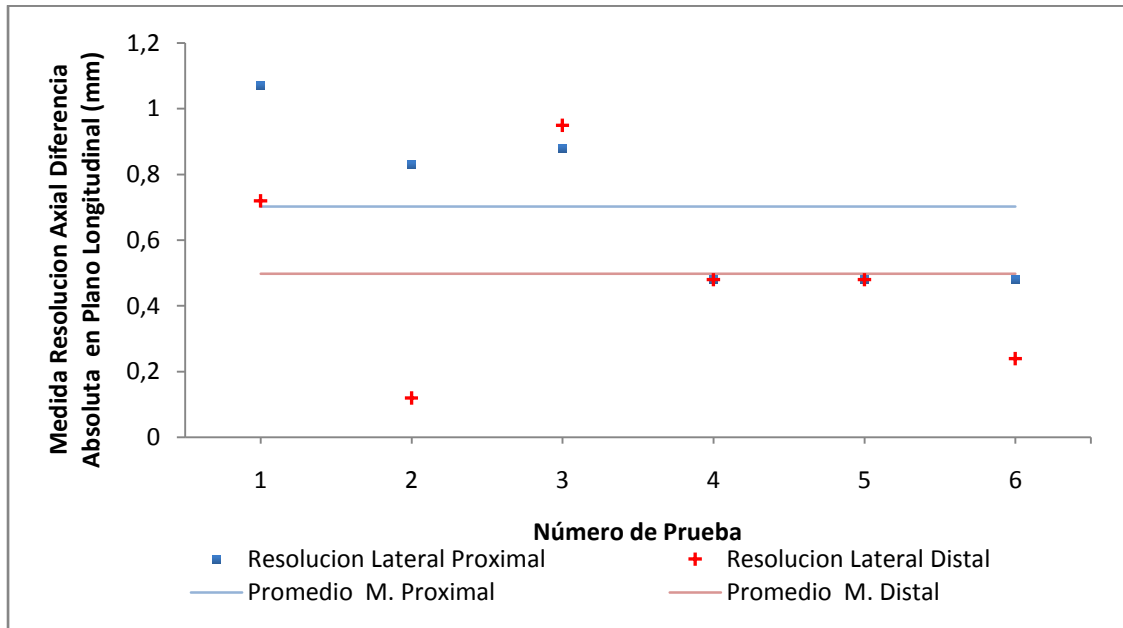


GRÁFICO 6.5 *Medida Resolución Lateral Diferencia Absoluta en Plano Axial*

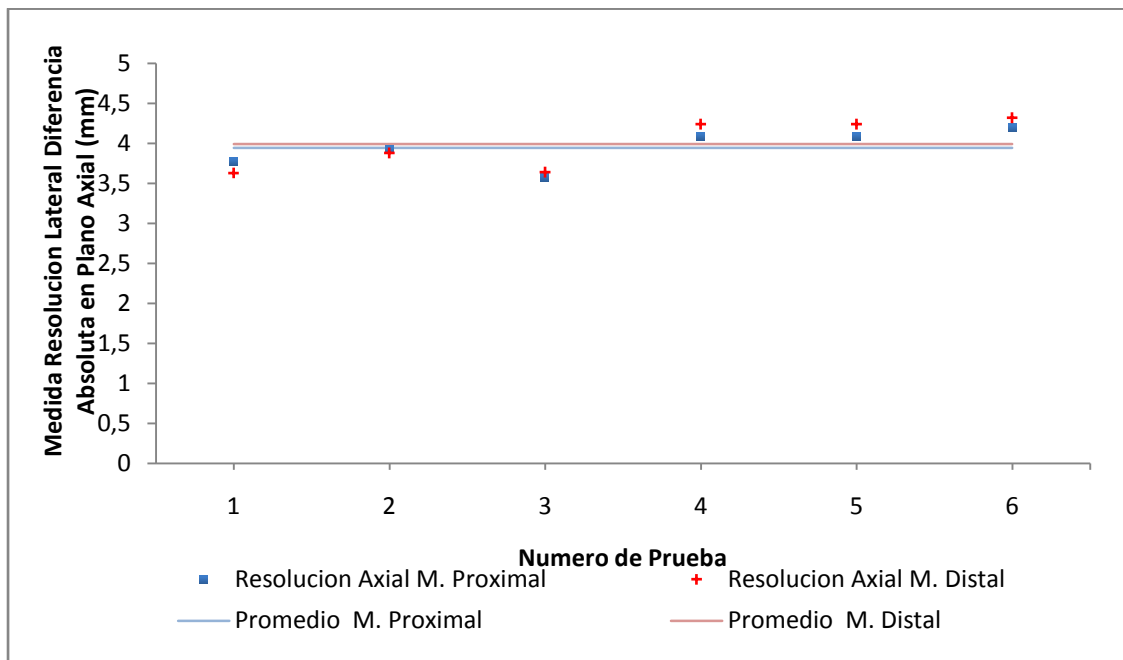
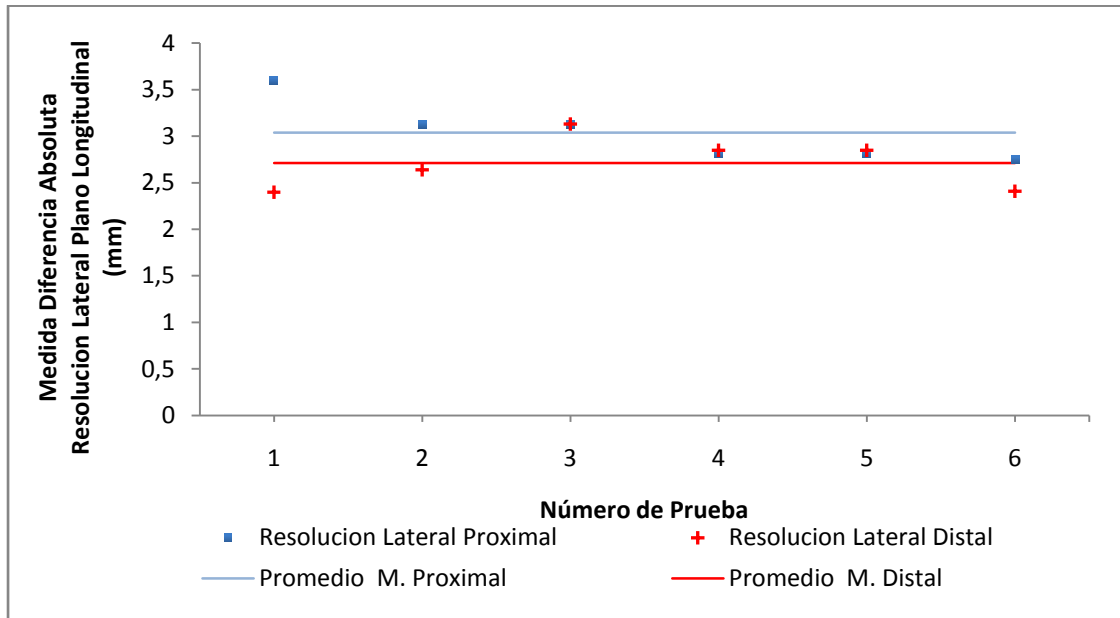


GRÁFICO 6.6 *Medida Resolución Lateral Diferencia Absoluta en Plano Longitudinal*



6.3 Exactitud de medición de distancia

De un total de 6 mediciones obtenidas para la prueba de exactitud de medición de distancia en axial, su diferencia absoluta, el 100% de los datos medidos tuvieron valores menores a 2 mm que es el límite de acción para esta prueba y en su diferencia porcentual, de un total de 6 medidas, 5 de ellos, que equivalen a un 83,33%, tuvieron valores en su diferencia porcentual menores a 2%, excepto una medida, que equivale a un 16,67%, estuvo por sobre el límite de acción con una diferencia porcentual de un 3,21%.

De un total de 6 mediciones obtenidas para la prueba de exactitud de medición de distancia en lateral, su diferencia absoluta, el 100% de los datos medidos obtuvieron valores menores a 3 mm, que es el límite de acción para esta prueba, al igual que la diferencia porcentual obtenida de las mediciones, un 100% de los datos, estuvo por debajo del 3% de la diferencia porcentual, para el límite de acción.

Comparando sus desviaciones estándar, se puede apreciar que a pesar de que las medidas brutas, que son las medidas directas obtenidas del ecógrafo, tanto en la exactitud de medición de distancia axial y lateral, se mantuvieron en un valor muy similar, de un 0,414 mm para la exactitud de medida de distancia en axial y 0,483 mm para la medida de exactitud de medición en lateral, sin embargo, hay cambios significativos al comparar sus diferencias porcentuales. En la exactitud de medición de distancia axial se tiene un 0,011 de desviación estándar en contradicción con el 0,009 que obtuvo la desviación estándar la exactitud de medición de distancia lateral en su diferencia porcentual, por lo tanto, a pesar de que hay una diferencia en ambas mediciones, podemos inferir su homogeneidad, aunque la diferencia porcentual de la medida de distancia en lateral denota más homogeneidad en sus datos. Ahora, de lo contrario, si se ve la desviación estándar en las diferencias absolutas, estas tienen valores de 0,267 mm y 0,383 mm para la distancia axial y lateral respectivamente, donde podemos inferir heterogeneidad en los datos.

Comparando su agrupación de la desviación estándar de la diferencia absoluta, en la medida de distancia axial, un 83,33% está dentro de la primera desviación estándar, y un 16,67% de los datos están agrupados en la tercera desviación estándar muy por encima del promedio, como se puede ver en el gráfico 6.7. En la diferencia porcentual, en la medida axial, un 83,33% de los datos están agrupados dentro de la primera desviación estándar cercana al promedio, y un 16,67% está en la tercera desviación estándar lejano al promedio. Dentro de la diferencia porcentual en la medida lateral, el comportamiento es de un 83,33% de los datos que están agrupados dentro de la primera desviación estándar cercana al promedio, en cambio un 16,67% esta agrupado dentro de la segunda desviación estándar lejano al promedio, como se puede ver en el gráfico 6.8.

GRÁFICO 6.7 *Exactitud de Medición de Distancia, Diferencia Absoluta*

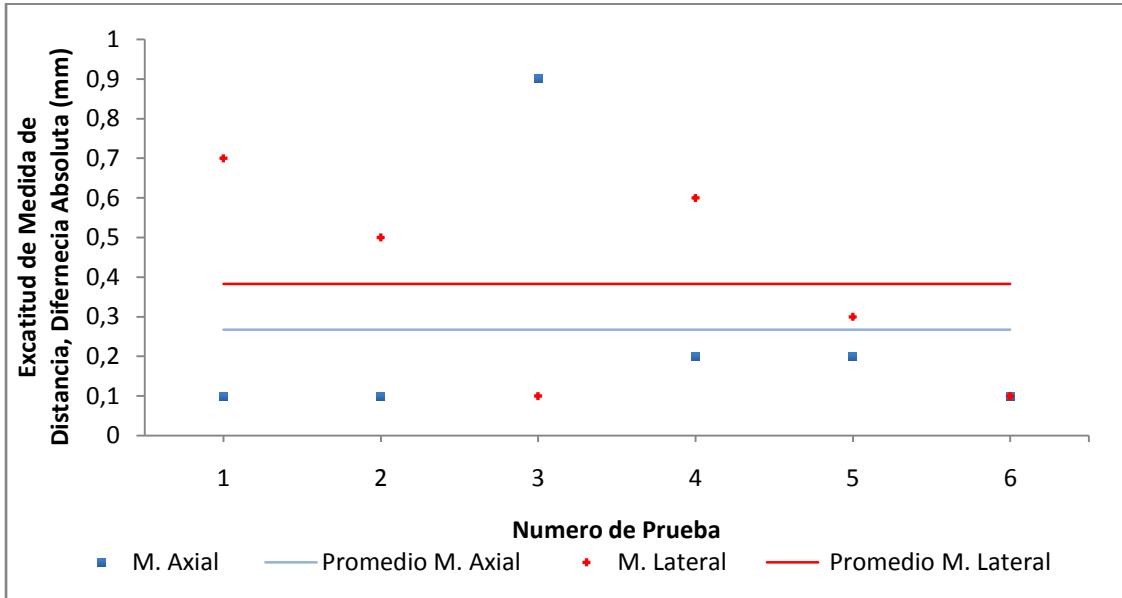
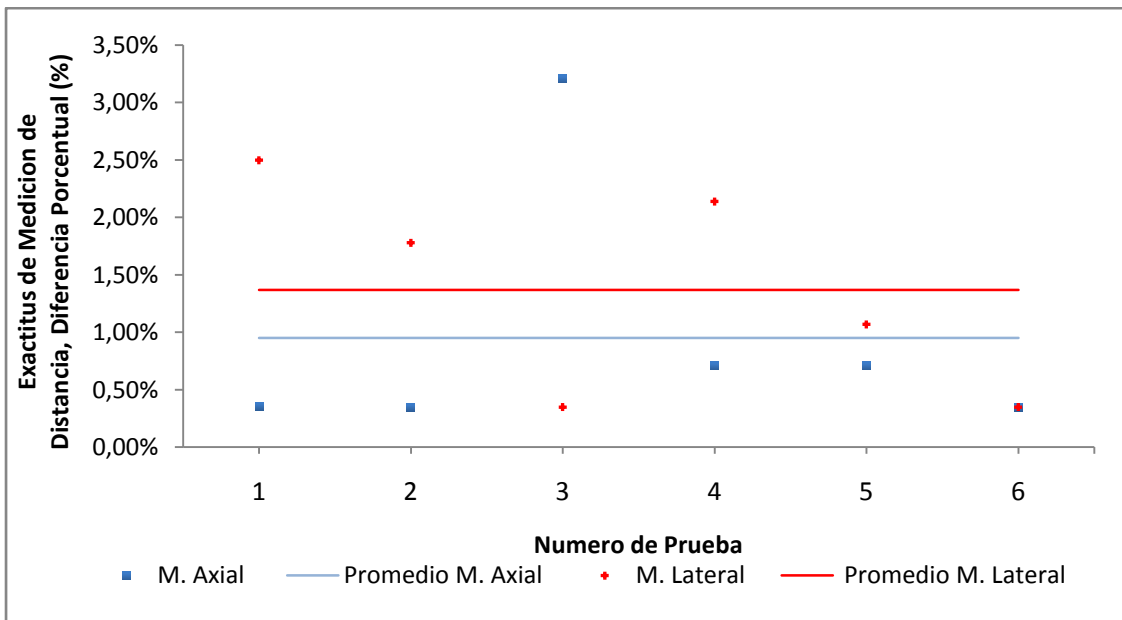


GRÁFICO 6.8 *Exactitud de Medición de Distancia, Diferencia Porcentual*



6.4 Exactitud de medición de área y volumen

Para la exactitud de medición de área, de un total de 6 mediciones, 4 de estas, que equivalen a un 66,67% del total de datos, están por sobre el límite de acción que es de un 5%, y solo 2 medidas que equivalen un 33,33% de los datos, están por debajo del 5% del límite de acción de esta prueba. Para la exactitud de volumen automático, que es el volumen que genera el equipo, solo un 33,33% está dentro de los rangos aceptables como límite de acción de un 5%.

En la agrupación de los datos en la medida de exactitud del área, en su diferencia porcentual, un 66,67% de los datos agrupados dentro de la primera desviación estándar están cercanos al promedio y un 33,33% están agrupados dentro de la segunda desviación estándar alejados del promedio (Gráfico 6.9). En las medidas relacionadas con el volumen automático, en su diferencia porcentual, un 83,33% de los datos se agrupa dentro de la primera desviación estándar cercano al promedio, y un 16,67% está dentro de la segunda desviación estándar lejano al promedio (Gráfico 6.10) y en la medición del volumen manual, en su diferencia porcentual, un 66,67% de los datos está dentro de la primera desviación estándar cercano al promedio y un 33,33% de los datos esta agrupado en la segunda desviación estándar lejano al promedio (Gráfico 6.11).

GRÁFICO 6.9 *Exactitud de Medición de Área, Diferencia Porcentual*

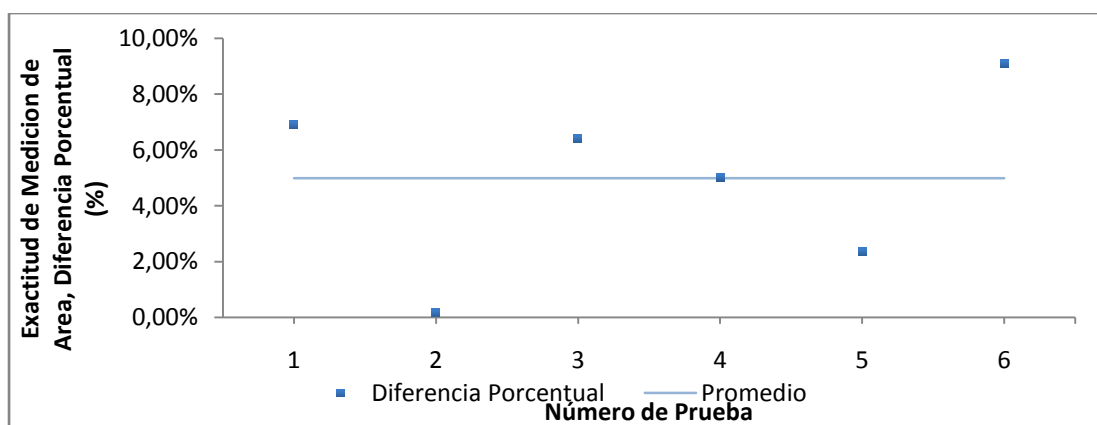


GRÁFICO 6.10 *Exactitud de Medición de Volumen Automático, Diferencia Porcentual*

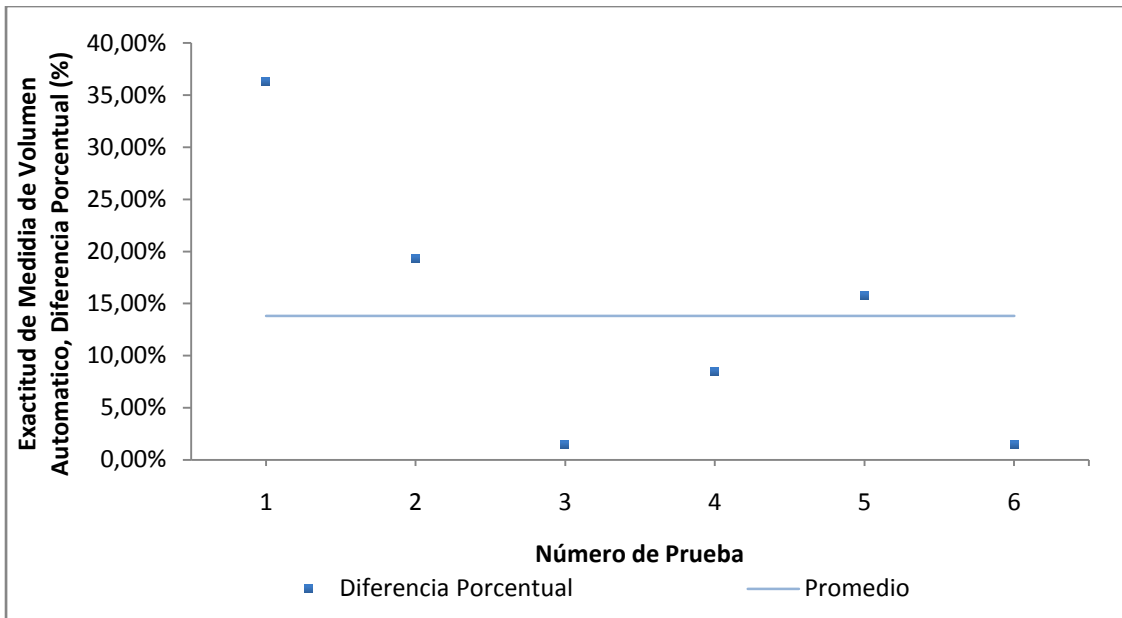
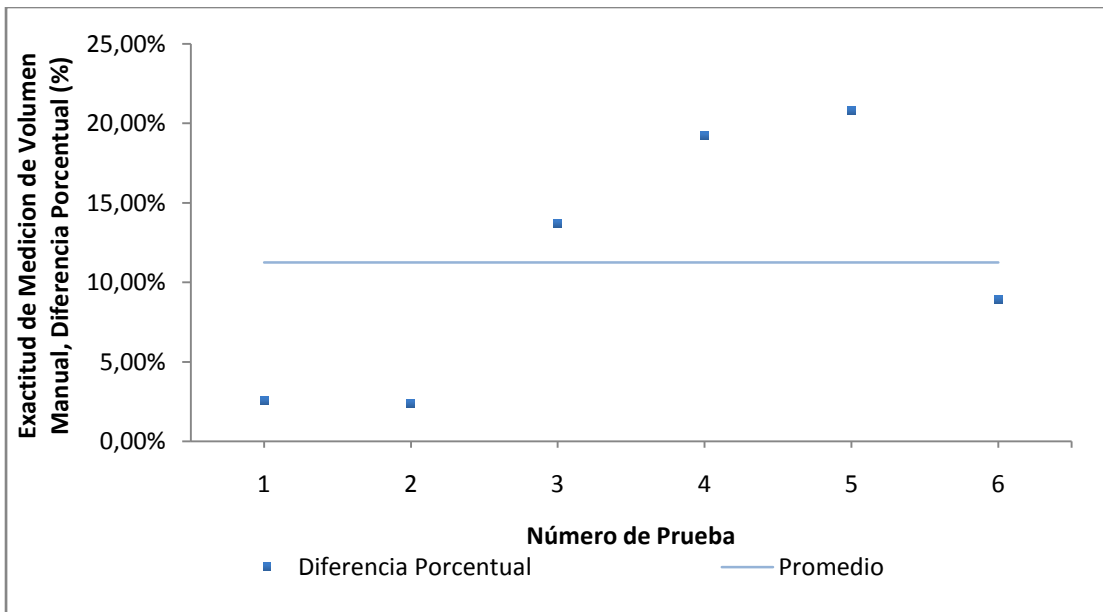


GRÁFICO 6.11 *Exactitud de Medición de Volumen Manual, Diferencia Porcentual*



CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN

Las posibles fuentes de errores que producen alteración en los resultados poseen dos componentes; un componente aleatorio y sistemático.

7.1 Errores aleatorios

7.1.1 Oscilación del transductor

El transductor genera una vibración constante, producto del movimiento de las piezas mecánicas dentro del el, que produce una pérdida en un cambio en el corte de plano, y dificulta una correcta valoración en la medición de la resolución espacial, ya sea en el plano axial o sagital.

7.1.2 Inestabilidad del brazo mecánico

El brazo mecánico que sostenía el transductor tenía una baja fijación en el sentido vertical, que repercutió en la mala orientación del transductor.

7.1.3 Errores relacionados al operador

Una de las características de la técnica de ultrasonido es la dependencia del operador, esto provoca variabilidad en los resultados de las pruebas, el operador determina subjetivamente la colocación de la herramienta de medición en los elementos

visualizados en la imagen de ultrasonido, si los elementos aparecen definidos, los errores en las mediciones no debieran ser groseros.

7.1.4 Manipulación del fantoma

La constante manipulación del fantoma durante las pruebas provoca la deformidad y fragmentación del material, la entrada y salida del transductor más el movimiento del fantoma para la correcta alineación provocan que el agujero de entrada del transductor aumente su radio, dejando un espacio de líquido entre el transductor y la superficie de exploración, esto se traduce ecográficamente en errores en la medición de distancia en profundidad.

7.2 Errores sistemáticos

7.2.1 Errores de elaboración

El posicionamiento inadecuado de los elementos dentro del fantoma provoca que no queden perpendiculares al plano de corte axial ni paralelos al plano sagital. Esto provoca imágenes elongadas, generando medidas incorrectas. Los elementos deben quedar equidistantes, de lo contrario pueden quedar fuera del plano de corte. (Figura 7.2)

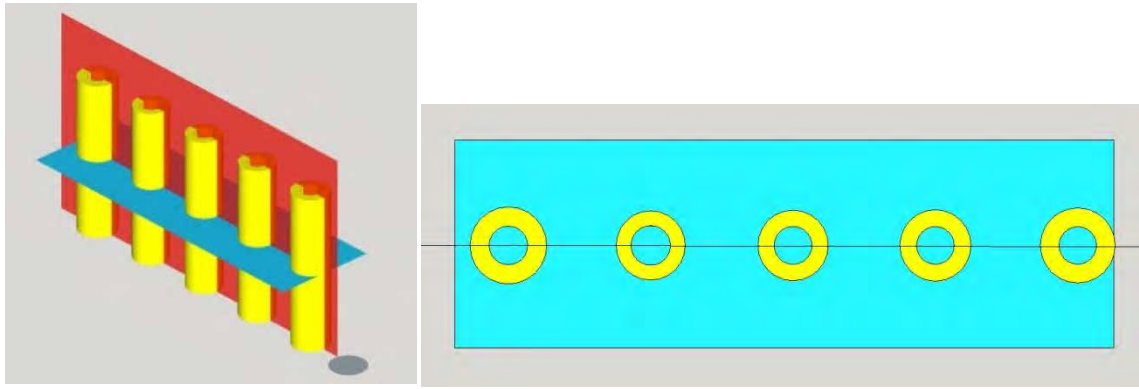


FIGURA 7.1 Esquema de la posición ideal de los elementos del fantoma

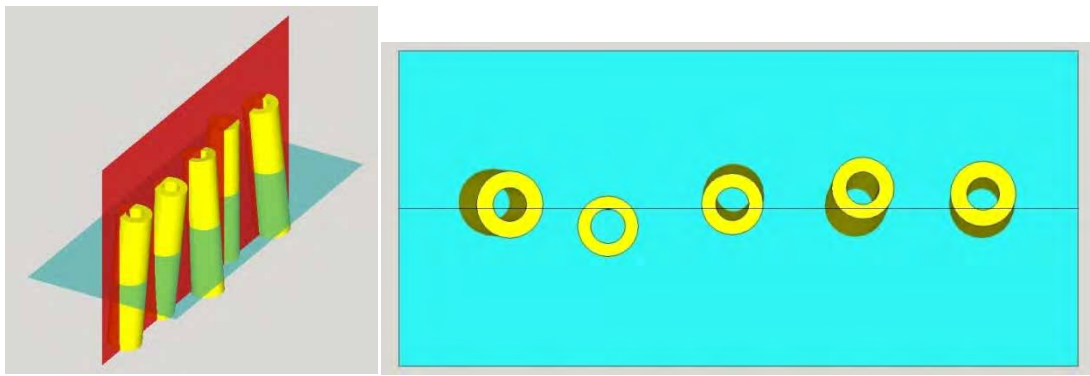


FIGURA 7.2 Posición incorrecta de los elementos del fantoma.

7.2.2 Errores de manejo de fantoma

Los errores asociados al manejo del fantoma incluyen un inadecuado proceso de hidratación y constante manipulación de este.

7.2.3 Proceso de hidratación

El proceso de hidratación del material del fantoma debe ser el correcto, respetando los tiempos indicados por el fabricante y la forma en que este debe ser hidratado.

Sumergir forzosamente o hidratar de forma directa bajo el chorro de agua genera espacios de aire dentro del material. Esto se traduce en una pérdida de la calidad de imagen debido a artefactos provocados por las interfases aire-liquido, dificultando la visibilidad del operador

El fantoma debe quedar totalmente sumergido para evitar que zonas que queden fuera del agua se deshidraten.

7.2.4 Errores por orientación del transductor

Otra fuente de error del operador está relacionada a la orientación del transductor. El plano de exploración debe ser perpendicular a la superficie a explorar, el incorrecto posicionamiento del plano de exploración puede conducir a graves errores de medición de resolución axial, lateral, distancia y área ya que la sección transversal representada no se corresponde con la dimensión conocida. (Figura 7.3)

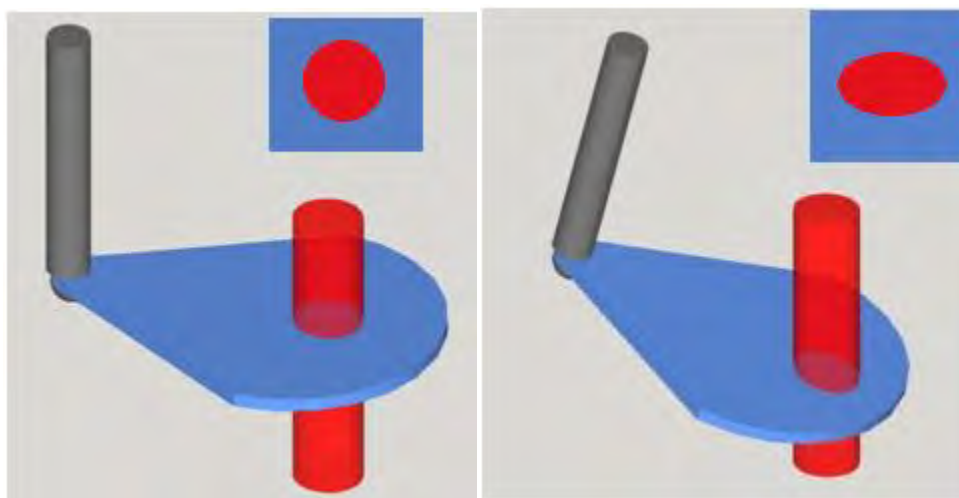


FIGURA 7.3 Orientación del transductor. La imagen izquierda muestra la sección transversal circular del cilindro cuando el plano de exploración es perpendicular al eje del objetivo. La imagen derecha muestra una imagen alargada debido a la orientación del transductor. Mediciones de distancia, área y resolución axial se verán alteradas por la incorrecta orientación del transductor.

7.2.5 Error por orientación del fantoma

El fantoma debe estar perfectamente alineado y sobre una superficie plana sin desnivel, de lo contrario genera errores similares a la incorrecta orientación del transductor.

CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES

La confección de fantoma para hacer un control de calidad a sistema de ultrasonido utilizado como guía en braquiterapia intersticial prostática, requieren de una gran precisión y exactitud, por lo tanto, materiales que tengan una densidad correspondiente para poder visualizarlos sin tener artefactos en la imagen que nos perjudiquen en la valoración.

Este proyecto sirvió para entender la importancia de un control de calidad completo, de tal manera que el sistema de ultrasonido se comporte como una herramienta imagenológica de apoyo y de esta manera otorgar al paciente un tratamiento confiable y efectivo.

Los materiales seleccionados permitieron la validación y realización del control de calidad al equipo de ultrasonido, además fueron prácticos para determinar cómo se visualizan bajo ultrasonido y definir una posible disposición espacial de los elementos dentro del fantoma, a futuro se recomienda una nueva metodología en la elaboración para disminuir los errores cometidos durante el proceso de fabricación del fantoma.


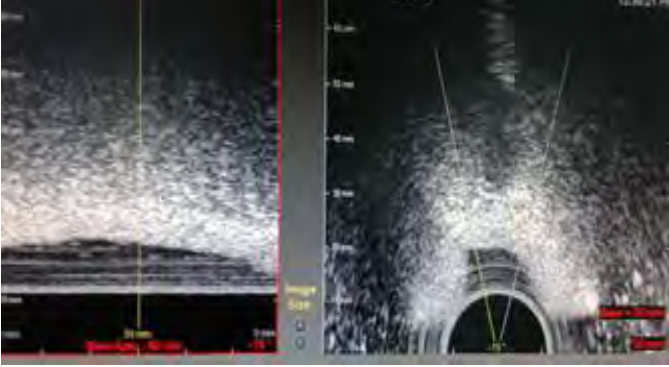


REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Brosed, A. (2011). Tema 1. Tipos y especificación de fuentes en Braquiterapia. In *Fundamentos de Física Médica. Volumen 5. Braquiterapia: Bases físicas, equipos y control de calidad* (Vol 5, p. 23). Madrid: Aula Documental de Investigación.
2. Pisansky TM, Gold DG, Furutani KM, et al. High-dose-rate brachytherapy in the curative treatment of patients with localized prostate cancer. *Mayo ClinProc* 2008;83(12):1364–72
3. Khan, F. (2003). PART II: CLASSICAL RADIATION THERAPY. In *The physics of radiation therapy* (3rd ed., pp. 387-389). Philadelphia: Lippincott Williams &Wilkins.
4. Khan, F. (2003). PART III: MODERN RADIATION THERAPY. In *The physics of radiation therapy* (3rd ed., pp. 543, 546). Philadelphia: Lippincott Williams &Wilkins
5. Podgorsak, E.B. Brachytherapy: Physical and Clinical Aspect. In: Podgorsak, E.B (ed.) *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna, Austria: IAEA; 2005. (pp. 451, 454).
6. Gregory S. Merrick, M.D., Michael J. Zelefsky, M.D., John Sylvester, M.D., Subir Nag, M.D., William Bice, Ph.D. (2008). AMERICAN BRACHYTHERAPY SOCIETY PROSTATE LOW-DOSE RATE TASK GROUP. 02 / 09 / 2015, de American Brachytherapy Society disponible en: http://www.americanbrachytherapy.org/guidelines/prostate_low-doseratetaskgroup.pdf
7. I-Chow Hsu, MD, Yoshiya Yamada MD, Eric Vigneault MD, Jean Pouliot, PhD. (2008). AMERICAN BRACHYTHERAPY SOCIETY PROSTATE HIGH-DOSE RATE TASK GROUP. 02 / 09 / 2015, de American Brachytherapy Society disponible en: <https://www.americanbrachytherapy.org/guidelines/HDRTTaskGroup.pdf>
8. Bidmead, M. (2004). AFTERLOADING EQUIPMENT. In *A practicalguide to quality control of brachytherapyequipment* (p. 13, 15). Brussels: ESTRO
9. Podgorsak E.B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna, Austria: IAEA.
10. Middleton, W., &Kurtz, A. (2007). *Física practica en Ecografía* (Reimp. ed., pp. 3, 4, 7). Madrid: Marbán.
11. Hofer, M. (2008). Conceptos básicos de física f técnica. In *Curso básico de ecografía: Manual de iniciación* (5ª ed. ampl. y rev., 1 reimp. ed., p. 7). Buenos Aires, Madrid: Panamericana.
12. Rpt 128 D. Pfeiffer, S. Sutlief, W. Feng, H. M. Pierce, and J. Kofler, “AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy US systems,” *Med. Phys.* 35, 5471–5489 (2008). Disponible en <http://dx.doi.org/10.1118/1.3006337>
13. Middleton, W., &Kurtz, A. (2007). *Física práctica*. In *Ecografía* (Reimp. ed., p. 3, 4, 7). Madrid: Marbán.
14. Fúnez, F., Barrilero, Á, Rodríguez, R., & Ocaña, C. (n.d.). Papel de la ecografía transrectal en crioterapia y braquiterapia prostáticas. *Archivos Españoles De Urología* (Ed. Impresa) Arch. Esp. Urol.
15. Organización internacional de energía atómica OIEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. (2000, Junio). (p. 3) Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1151_prn.pdf
16. BIPM, I., IFCC, I., & IUPAC, I. (2008). OIML. Basic concepts en *Evaluation of measurement data Guide to the expression of uncertainty in measurement JCGM 100: 2008 (GUM 1995 with minor corrections)*. (p. 5)
17. Papp, C. M. (2012). *Construcción de un fantoma antropomórfico para mediciones de dosis en manos en procedimientos de braquiterapia* (Doctoral dissertation, Universidad Nacional de Cuyo). (p. 27)

18. Cook, J, Bouchard, R, Emelianov, S. (27 oct 2011). Tissue-Mimicking Phantoms for Photoacoustic and Ultrasonic Imaging. BiomedicalOptics Express, 2, 3196.
19. BIPM, I., IFCC, I., & IUPAC, I. (2008). OIML. Basic concepts en Evaluation of measurement data Guide to the expression of uncertainty in measurement JCGM 100: 2008 (GUM 1995 with minor corrections). (p. 5)
20. Goositt, M, Carson, P, Witt, S, Hykes, D, Kofler Jr, J. (1998, Junio 3). Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1. AAPM Report, 65, 1387 - 1389.

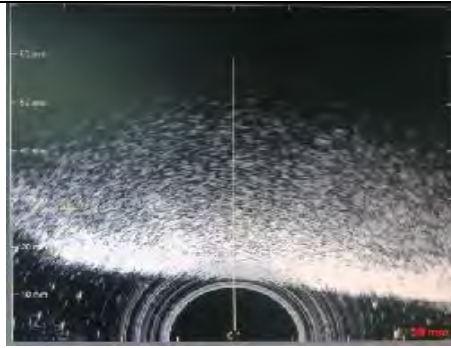
ANEXO A: ANÁLISIS DE MATERIALES

A.1 Materiales e imagen ecográfica

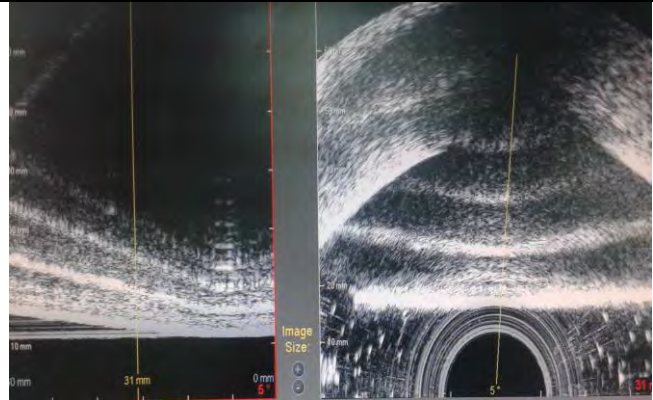
Material	Imagen ecográfica
 <p data-bbox="212 1114 623 1241">Espuma fenólica de célula abierta, Oasis standard, Sahara_{M.R} de Flora Center_{M.R}</p>	
 <p data-bbox="212 1560 623 1695">Espuma de poliuretano, ShenzhenLian da esponja producto co., Ltd</p>	



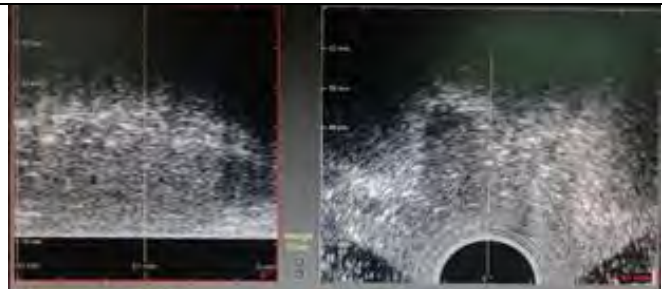
Espuma de poliuretano densidad 30,
Espumatex.



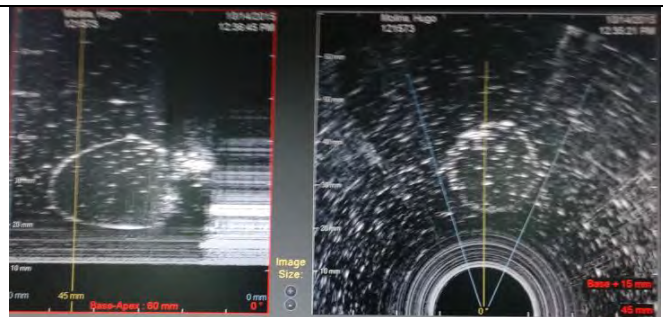
Espuma fenólica
Oasis flor seda, Sahara M.R de Flora
Center M.R



Esponja acústica de poliuretano



Látex relleno de agua

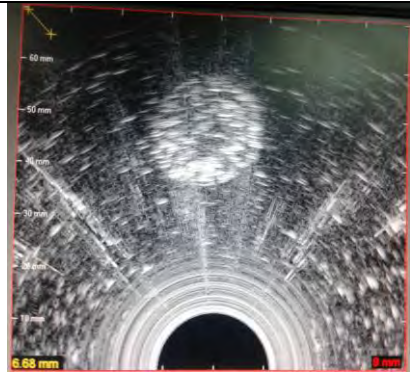




Látex con Gel fijador de pelo Alberto
VO5



Mostacillas



A.2 Descripción de materiales de soporte y criterios de exclusión

	Material	Características	Útil para la confección		Criterio de exclusión	Observaciones
			Si	No		
MATERIAL DE SOPORTE DE ELEMENTOS TARGET	Espuma fenólica de célula abierta <i>STANDARD OASIS</i>	Alta absorción de agua, fácil de moldear	X			Genera pequeños fragmentos, se deforma a lo largo del tiempo
	Espuma de poliuretano <i>ShenzenLian da esponja producto co. Ltd</i>	Alta absorción de agua, difícil de moldear		X	Requiere de compresión mecánica para la total hidratación	
	Espuma de poliuretano densidad 30, <i>espumatex</i>	Mediana absorción de agua, difícil de moldear		X	Requiere de compresión mecánica para la total hidratación, quedan espacios de aire	
	Espuma fenólica <i>Sahara Oasis</i>	No absorbe agua, fácil de moldear, rígida		X	Comportamiento hidrofóbico, imposibilidad de sumergir en agua.	
	Espuma de poliuretano <i>SAMFOAM</i>	Buena absorción de agua, difícil de moldear.		X	Requiere de compresión mecánica para la total hidratación, posee formas irregulares en la superficie.	

Cada material fue probado sumergido en agua potable a 20°-22°C

A.3 Materiales de elementos y criterios de exclusión

MATERIALES DE ELEMENTOS TARGET	Material	Características	Útil para la confección		Criterios de exclusión	observaciones
			Si	No		
	Guante de látex relleno de agua	Forma irregular, deformidad a la manipulación.		X	No mantienen una forma regular, imposibilidad de determinar área de la sección transversal	
	Guante de látex relleno con alcohol gel	Forma irregular, deformidad a la manipulación.		X	No mantienen una forma regular, imposibilidad de determinar área de la sección transversal	
	Guante de nitrilo relleno con alcohol gel	Forma irregular, deformidad a la manipulación.		X	No mantienen una forma regular, imposibilidad de determinar área de la sección transversal	
	Guante de látex relleno con gel fijador de cabello	Forma irregular, deformidad a la manipulación.		X	No mantienen una forma regular, imposibilidad de determinar área de la sección	
	Agujas 19 G BD <i>PrecisionGlide™</i>	Cilindro hueco de acero inoxidable, rígido.		X	Genera artefacto de reverberación en la imagen de ultrasonido.	
	Mostacillas canutillos	Cilindro hueco de plástico, rígido.	X			Producen leve artefacto de reverberación

Nylon de pesca 0,4 mm	Resistente a la tracción mecánica		X	calibre demasiado pequeño, no se logra visualizar en la imagen de ultrasonido	
Esfera de plástico	Forma regular, mantiene su forma	X			Debe ser llenada con agua y retirar burbujas de aire antes de la colocación en el fantoma

Cada material fue probado sumergido en agua potable a 20°-22°C

ANEXO B: CONFECCIÓN DEL FANTOMA

1. Se toma un bloque de esponja fenólica de célula abierta que tenga 10 cm de ancho, 7,5 de alto y 15 cm largo. En un extremo de la esponja formar un espacio para introducir de forma vertical el transductor, con una estructura rígida y cilíndrica de aproximadamente 2,2 cm de diámetro, de tal manera que el centro del espacio cilíndrico quede a los 5 cm del ancho de la esponja.
2. Luego con una regla y una aguja marcar una línea central, y desde la parte anterior del espacio cilíndrico donde irá el transductor ir incrustando mostacillas. La primera a 0,5 cm y la segunda a 0,5 cm de la primera y desde la tercera a la novena mostacilla a 1 cm de la mostacilla anterior. Cabe señalar que al introducir las mostacillas de debe ocupar la aguja como guía para que estas se distribuyan bien verticales dentro de la esponja y evitar que el transductor genere cortes oblicuos.
3. El siguiente paso es tomar un transportador y alinear el centro de él con el centro del espacio cilíndrico, de esta manera podremos trazar rectas con ángulos

determinados. En este caso a la derecha de la línea central donde están ubicadas las mostacillas se traza una línea a los 20° y otra a los 40° y a la izquierda una línea a los 30°. Tomar una grilla con agujeros que posean 0,6 cm de distancia entre ellos y con una tapa de aguja introducir en los agujeros de tal forma de dejar a la derecha de las mostacillas 8 agujeros huecos a los 20°, 6 agujeros a los 40° y a la izquierda 6 agujeros a los 30°.

4. Luego tomar el bloque completo, con alguna guía recta y un elemento filoso y rígido cortar la espuma en el largo que se estime conveniente de forma vertical, siendo como mínimo 10 cm desde la ubicación del transductor.
5. Terminando este proceso tomar el bloque ya cortado y desde la superficie medir 3 cm y cortar con una guía recta el bloque en su altura en dirección horizontal.
6. Tomar el bloque inferior de esponja y desde la zona anterior del espacio cilíndrico donde va ubicado el transductor trazar una línea recta al centro del bloque en su ancho y ubicar dos mostacillas, una a 0,5 cm y la otra mostacilla a 5 cm, de tal forma que coincida con la primera y la sexta mostacilla del bloque superior. .
7. Posteriormente tomar un transportador y desde el centro del espacio cilíndrico del bloque inferior donde va ubicado el transductor trazar una recta con 30° de angulación hacia la izquierda de la línea media e impresionar con una tapa de aguja un agujero hueco que coincida con el primer y tercer agujero del bloque superior.
8. Después de realizar todos los procesos anteriores tomar una esfera de dimensiones similares a la esfera con agua que ocuparemos, para poder moldear una semicircunferencia de 1,4 cm de radio en el bloque inferior que irá ubicado en el centro de la línea media entre las dos mostacillas, ubicando el centro de la esfera a los 2 cm de la zona anterior del transductor y también moldear otra

semicircunferencia en la zona inferior del bloque superior, de tal forma que al juntar ambos bloques quede el espacio preciso para que sea ubicada la esfera con agua.

9. Finalmente juntar ambos bloques y unirlos con 4 mondadientes en sus 4 esquinas.

ANEXO C: PASOS A SEGUIR PARA LA ALINEACIÓN DEL FANTOMA

Para comenzar el control de calidad, seguimos una cantidad de procedimientos previos para poder alinear el prototipo de fantoma con el transductor, de esta forma evitamos lo más posible a que el transductor no genere cortes oblicuos y las medidas fueran lo más cercanas a la realidad. Lo que se realizó fue lo siguiente:

1. Se llenó con agua potable a 20°C un recipiente de plástico con dimensiones similares al fantoma, de esta forma se sostiene y se evita que flote a la superficie. Se sumergió el fantoma en agua y se esperó aproximadamente 30 min para que la espuma se hidratara correctamente.



Fantoma sumergido en agua potable a 20°C

2. Luego se introdujo el transductor en el espacio cilíndrico para comenzar su alineación.
3. Ubicando el transductor en 90°, se verifica la alineación en el plano axial, la línea de mostacillas a 0° deben quedar alineadas con las líneas guía del equipo (*scan line*), de esta forma se corrobora la alineación en los ejes X e Y.
4. Para la alineación en el eje Z (profundidad), se ajusta la mostacilla N°1 del bloque superior con el inferior, adicionalmente se ajusta el agujero 1 y 3 a -30° de ambos bloques
5. Alineado el fantoma se miden los ángulos de los agujeros a +20° y +40°, corroborando de esta forma el correcto posicionamiento.
6. Finalizada la alineación del fantoma en todos sus ejes, se procede a la realización de las mediciones de control de calidad.

ANEXO D: FORMULARIO DE CONTROL DE CALIDAD

Operador: _____.

Sistema de ultrasonido Modelo _____ N/S _____

Transductor Modelo _____ N/S _____

Fecha ___/___/___

Penetración en Profundidad.

Medida Real		Medida Ecográfica		Diferencia Absoluta		Diferencia %	
Plano Axial	Plano Long.	Plano Axial	Plano Long.	Plano Axial	Plano Long.	Plano Axial	Plano Long.

Resolución Axial y Lateral.

	Plano Axial			Plano Longitudinal		
	Medida Actual	Línea Base	Diferencia (abs / %)	Medida Actual	Línea Base	Diferencia (abs / %)
Resolución Axial			/			/
Proximal			/			/
Distal			/			/
Resolución Lateral			/			/
Proximal			/			/
Distal			/			/

Exactitud de medición de distancia axial y lateral.

	Axial	Lateral
Distancia Esperada		
Distancia Medida		
Diferencia Absoluta		
Diferencia Porcentual		

Exactitud de medición de área y volumen.

	Área (cm²)		Volumen (mL)		Volumen (mL)
Medida Esperada		Medida Esperada		Medida Esperada	
Área Medida		Volumen Automático		Volumen Manual	
Diferencia Absoluta		Diferencia Absoluta		Diferencia Absoluta	
Diferencia Porcentual		Diferencia Porcentual		Diferencia Porcentual	

ANEXO E: RESULTADOS

E.1 Penetración en profundidad

Prueba	Medida Real	Medida Ecográfica		Diferencia Absoluta		Diferencia %	
	Plano Axial y Longitudinal (cm)	Plano Axial (cm)	Plano Longitudinal (cm)	Plano Axial (cm)	Plano Longitudinal (cm)	Plano Axial	Plano Longitudinal
1	6	5,04	4,37	0,96	1,63	16.0%	27,16%
2	6	5,06	5,22	0,94	0,78	15.66%	13,00%
3	6	5,15	5,18	0,85	0,82	14.16%	13,66%
4	6	5,05	5,16	0,95	0,84	15.83%	14,00%
5	6	5,08	5,02	0,92	0,98	15.33%	16.33%
6	6	5,03	5,07	0,97	0,93	16.16%	15.5%

E.2 Resolución axial

	Prueba 1				Prueba 2				Prueba 3				Prueba 4				Prueba 5				Prueba 6							
	Plano Axial				Plano Axial				Plano Axial				Plano Axial				Plano Axial				Plano Axial							
	Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral					
	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal				
Medida Real (mm)	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6	2,6
Medida Ecográfica (mm)	1,41	2,12	1,53	1,88	1,93	1,91	1,77	2,48	1,7	1,67	1,72	1,65	1,42	1,41	2,12	2,12	1,42	1,41	2,12	2,12	1,08	1,18	2,12	2,36				
Diferencia Absoluta (mm)	1,19	0,48	1,07	0,72	0,67	0,69	0,83	0,12	0,9	0,93	0,88	0,95	1,18	1,19	0,48	0,48	1,18	1,19	0,48	0,48	1,52	1,42	0,48	0,24				

E.3 Resolución lateral

	Prueba 1				Prueba 2				Prueba 3				Prueba 4				Prueba 5				Prueba 6							
	Plano Longitudinal				Plano Longitudinal				Plano Longitudinal				Plano Longitudinal				Plano Longitudinal				Plano Longitudinal							
	Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral		Resolución Axial		Resolución Lateral					
	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal	Proximal	Distal				
Medida Real (mm)	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5
Medida Ecográfica (mm)	1,72	1,87	1,9	3,1	1,58	1,62	2,37	2,86	1,92	1,86	2,37	2,37	1,41	1,26	2,69	2,65	1,41	1,26	2,69	2,65	1,3	1,18	2,75	3,09				
Diferencia Absoluta (mm)	3,78	3,63	3,6	2,4	3,92	3,88	3,13	2,64	3,58	3,64	3,13	3,13	4,09	4,24	2,81	2,85	4,09	4,24	2,81	2,85	4,2	4,32	2,75	2,41				

E.4 Exactitud de medición de distancia axial y lateral

	Prueba 1		Prueba 2		Prueba 3		Prueba 4		Prueba 5		Prueba 6	
	Axial (mm)	Lateral (mm)	Axial (mm)	Lateral (mm)	Axial (mm)	Lateral (mm)	Axial (mm)	Lateral (mm)	Axial (mm)	Lateral (mm)	Axial (mm)	Lateral (mm)
Distancia Esperada (mm)	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
Distancia Medida (mm)	27,9	28,7	27,9	27,5	28,9	27,9	27,8	28,6	28,2	27,7	27,9	28,1
Diferencia %	0,36%	2,50%	0,35%	1,78%	3,21%	0,35%	0,71%	2,14%	0,71%	1,07%	0,35%	0,35%

E.5 Exactitud de medición de área

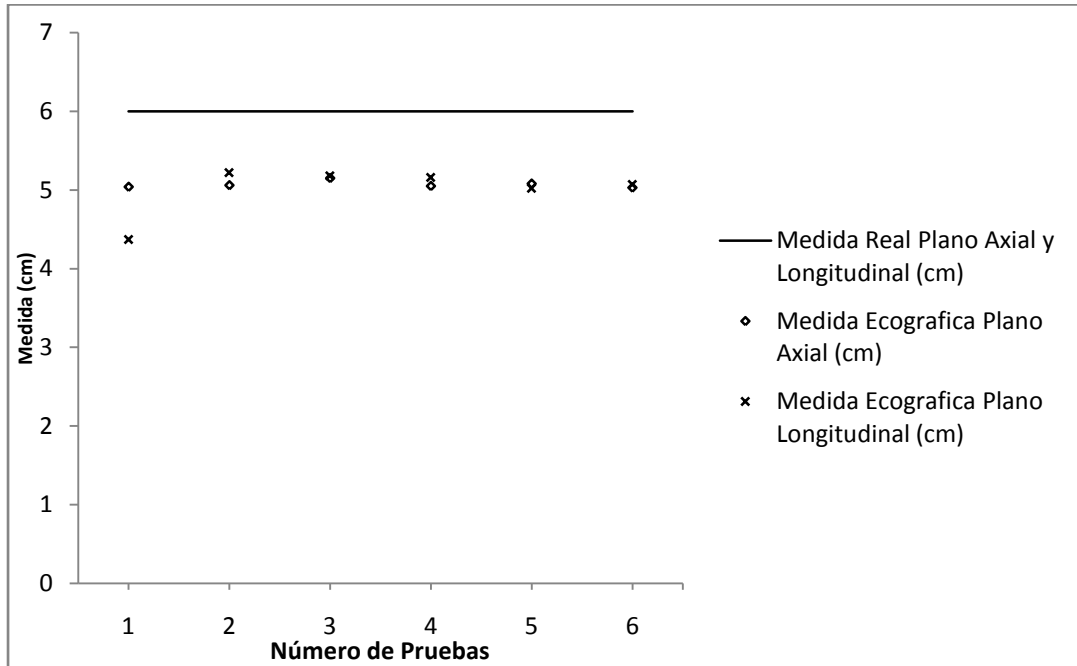
	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Prueba 4	Prueba 5	Prueba 6
	Área (cm ²)	Área (cm ²)	Área (cm ²)	Área (cm ²)	Área (cm ²)	Área (cm ²)
Medida Esperada (cm²)	6,379	6,379	6,379	6,379	6,379	6,379
Medida Ecográfica (cm²)	6,82	6,39	5,97	6,7	6,53	6,96
Diferencia Absoluta (cm²)	0,441	0,011	0,409	0,321	0,151	0,581
Diferencia %	6,91%	0,17%	6,41%	5,03%	2,36%	9,11%

E.6 Exactitud de medición de volumen

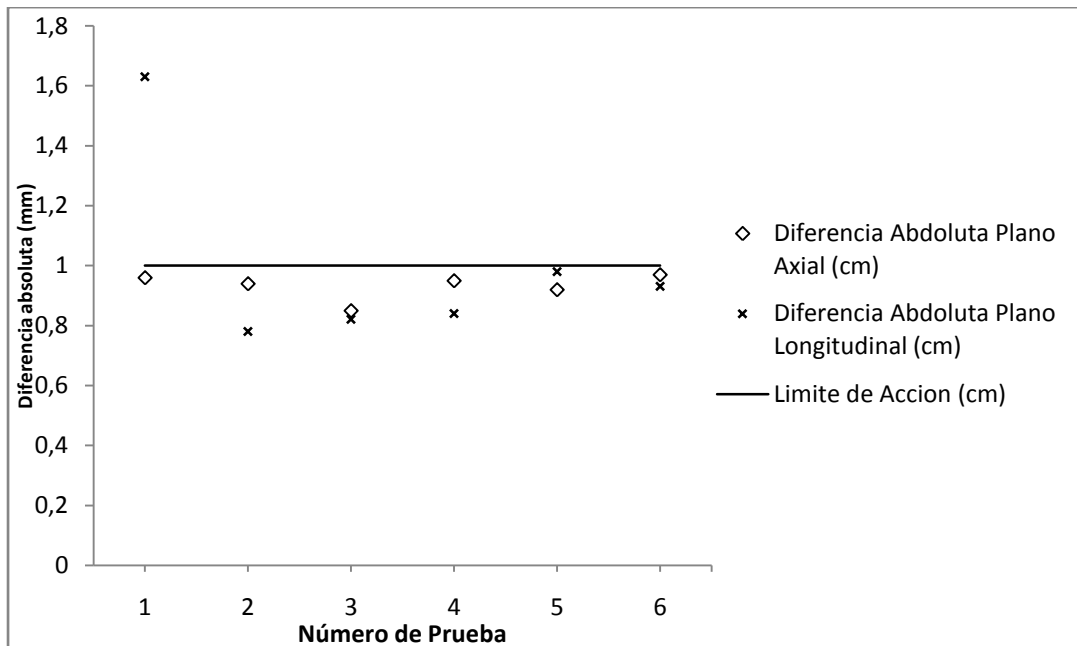
	Prueba 1		Prueba 2		Prueba 3		Prueba 4		Prueba 5		Prueba 6	
	Volumen Automático (mL)	Volumen Manual (mL)	Volumen Automático (mL)	Volumen Manual (mL)	Volumen Automático (mL)	Volumen Manual (mL)	Volumen Automático (mL)	Volumen Manual (mL)	Volumen Automático (mL)	Volumen Manual (mL)	Volumen Automático (mL)	Volumen Manual (mL)
Medida Esperada (mL)	12,12	12,12	12,12	12,12	12,12	12,12	12,12	12,12	12,12	12,12	12,12	12,12
Medida Ecográfica (mL)	16,52	12,43	14,46	11,83	12,3	13,78	13,15	14,45	14,03	14,64	12,3	13,2
Diferencia Absoluta (mL)	4,4	0,31	2,34	0,29	0,18	1,66	1,03	2,33	1,91	2,52	0,18	1,08
Diferencia %	36,30%	2,55%	19,30%	2,39%	1,48%	13,69%	8,49%	19,22%	15,75%	20,79%	1,48%	8,91%

ANEXO F: GRÁFICOS DE RESULTADOS

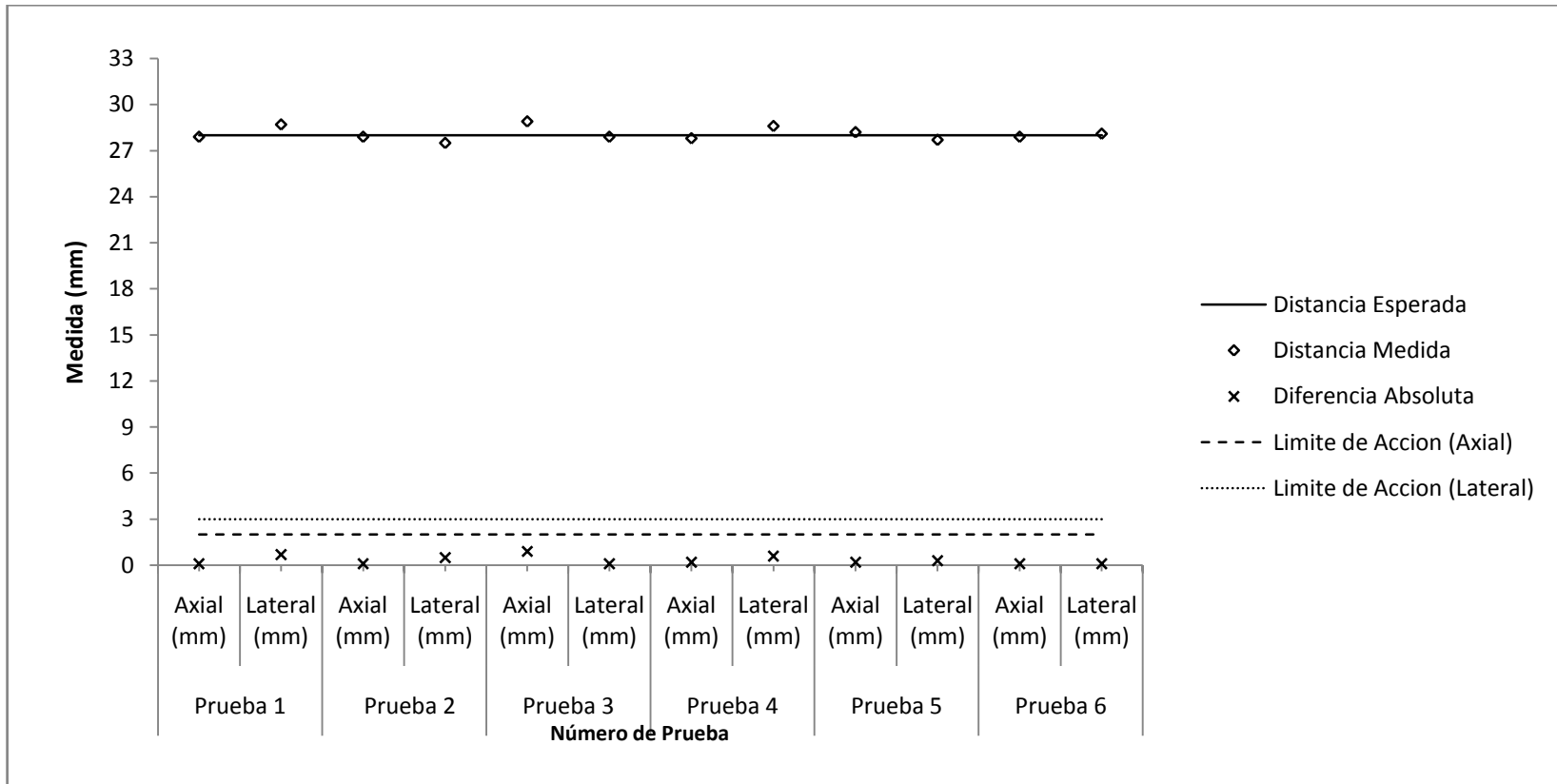
F.1 Penetración en profundidad (medida ecográfica)



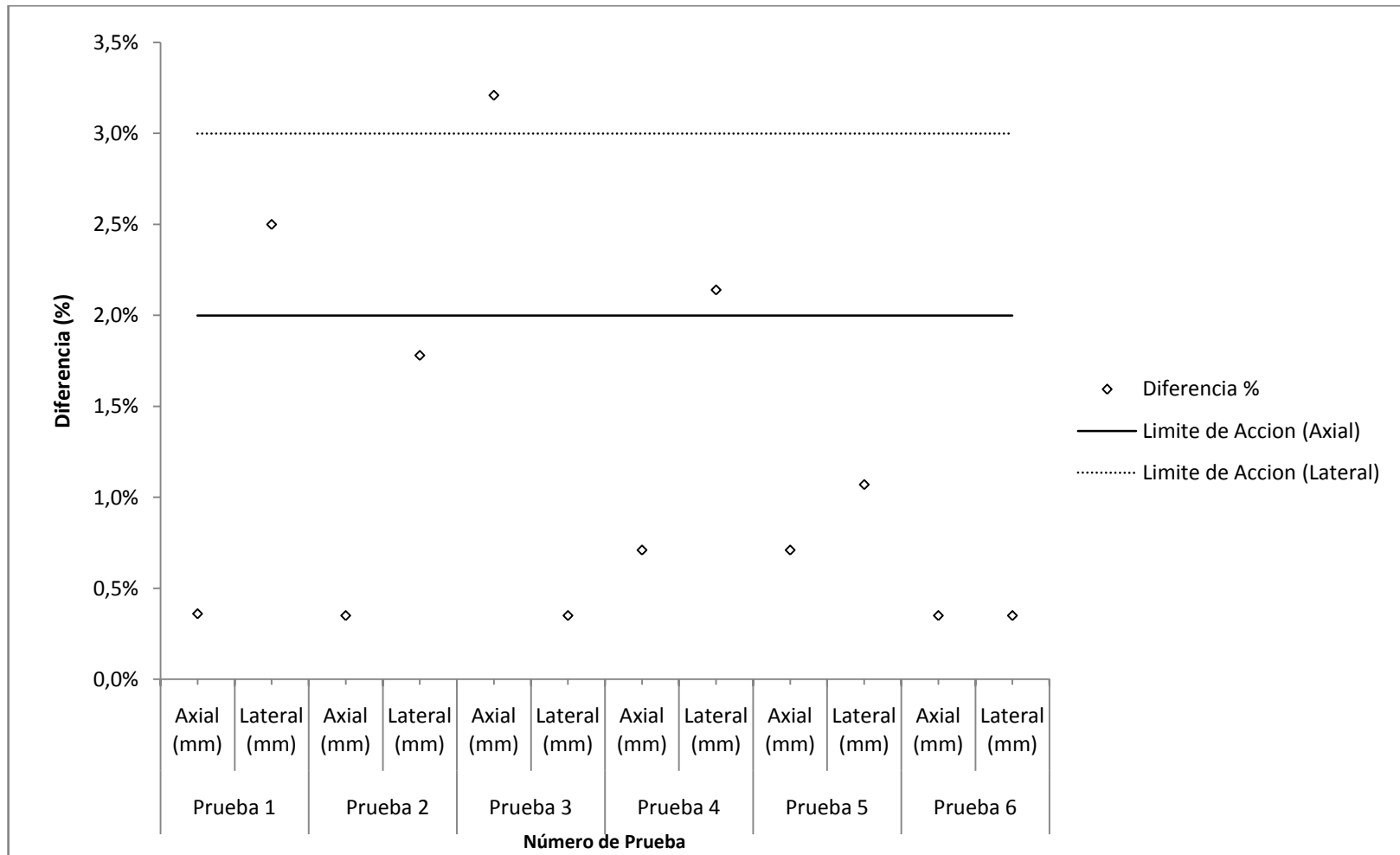
F.2 Penetración en profundidad (diferencia absoluta)



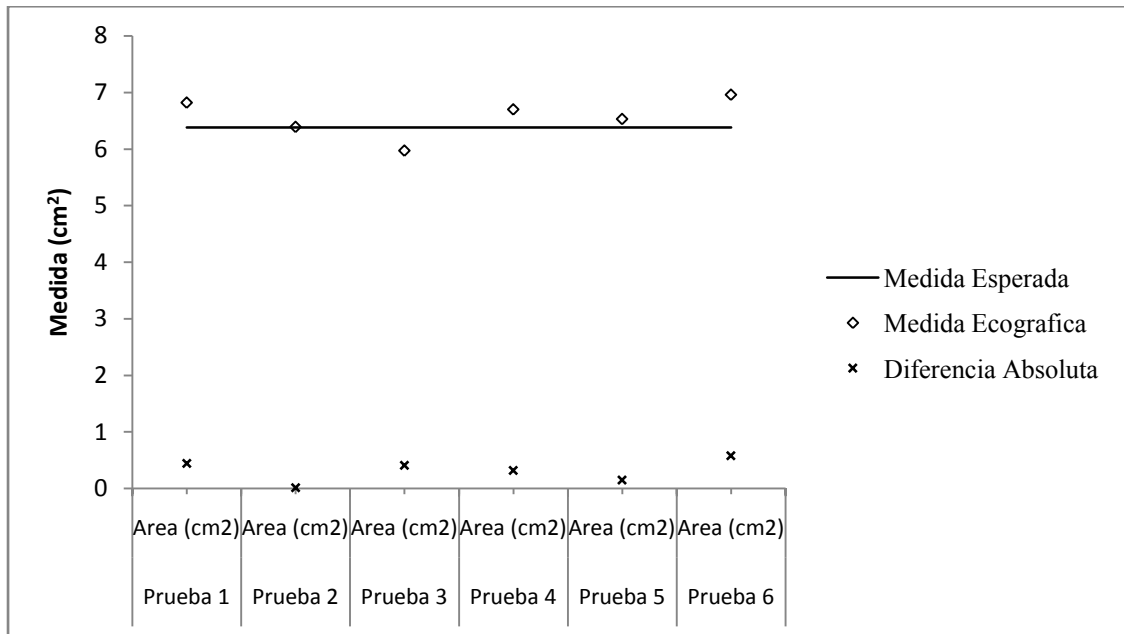
F.3 Resolución axial y lateral (diferencia absoluta)



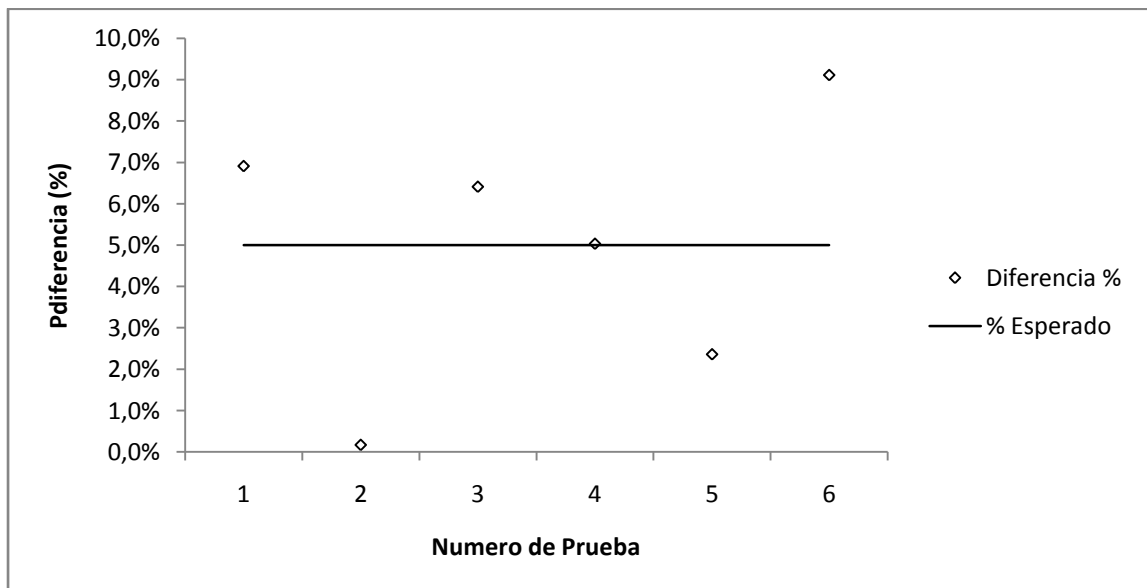
F.4 Exactitud de medición de distancia axial y lateral (diferencia porcentual)



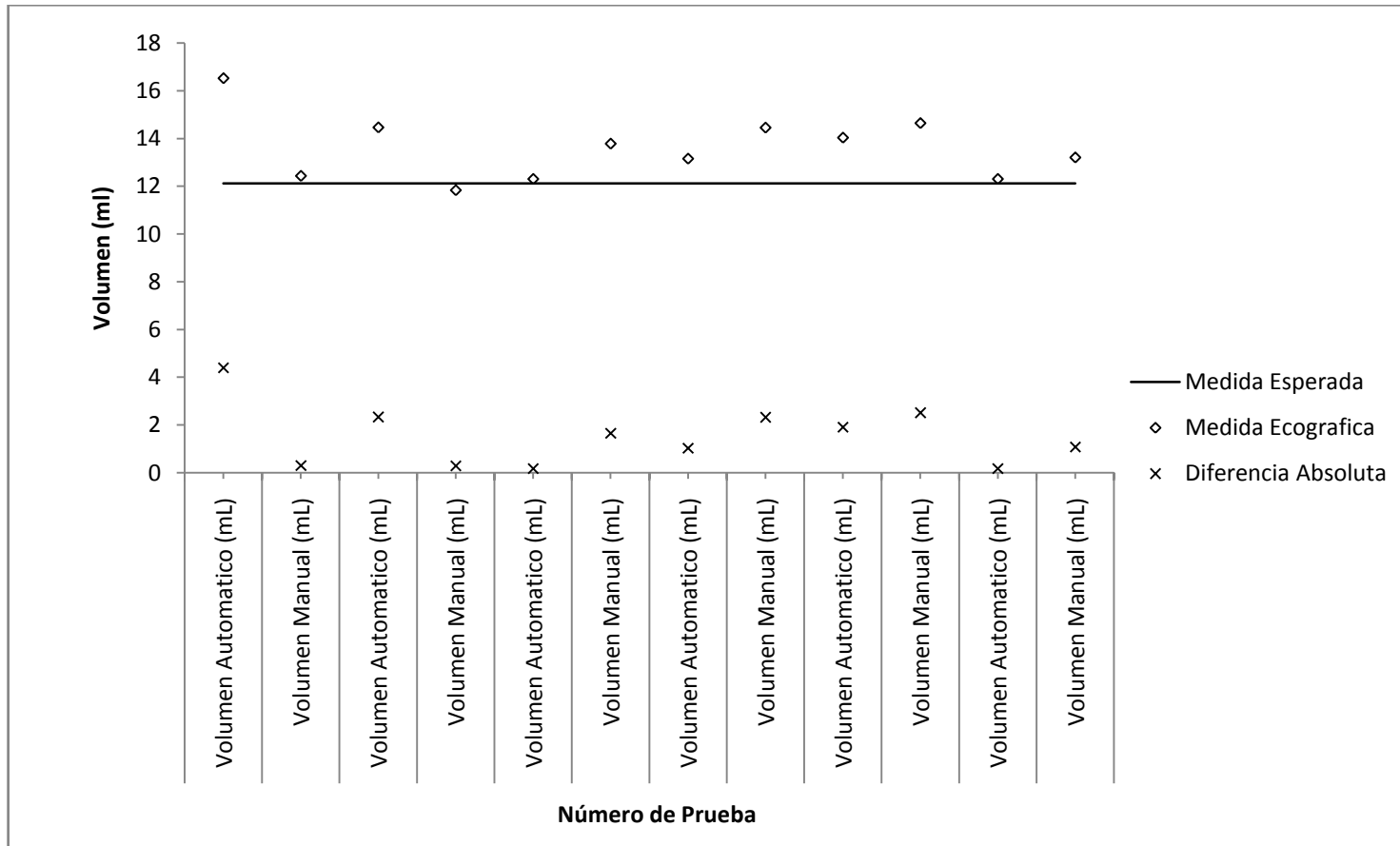
F.5 Exactitud de medición de área (diferencia absoluta)



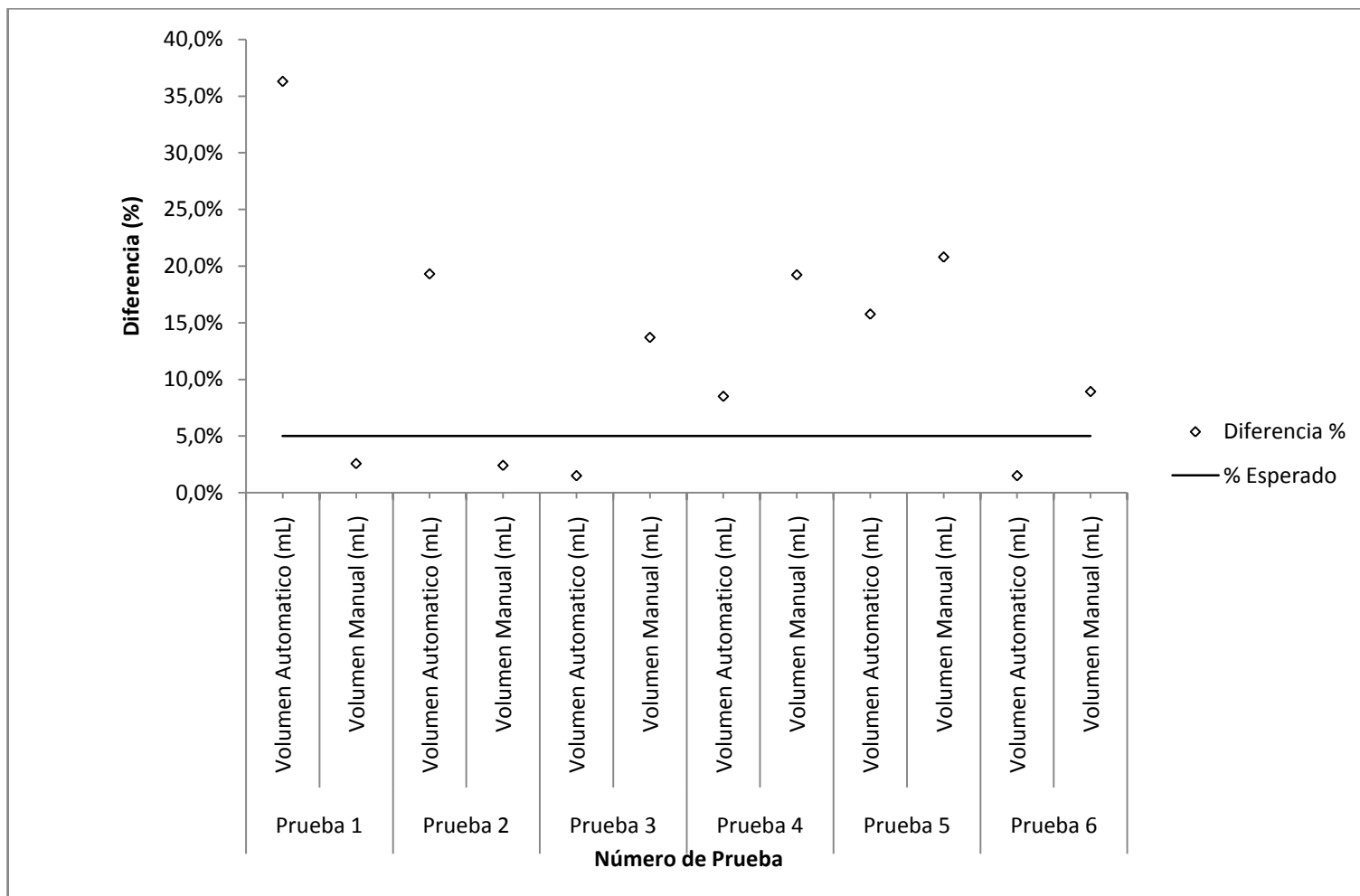
F.6 Exactitud de medición de área (diferencia porcentual)



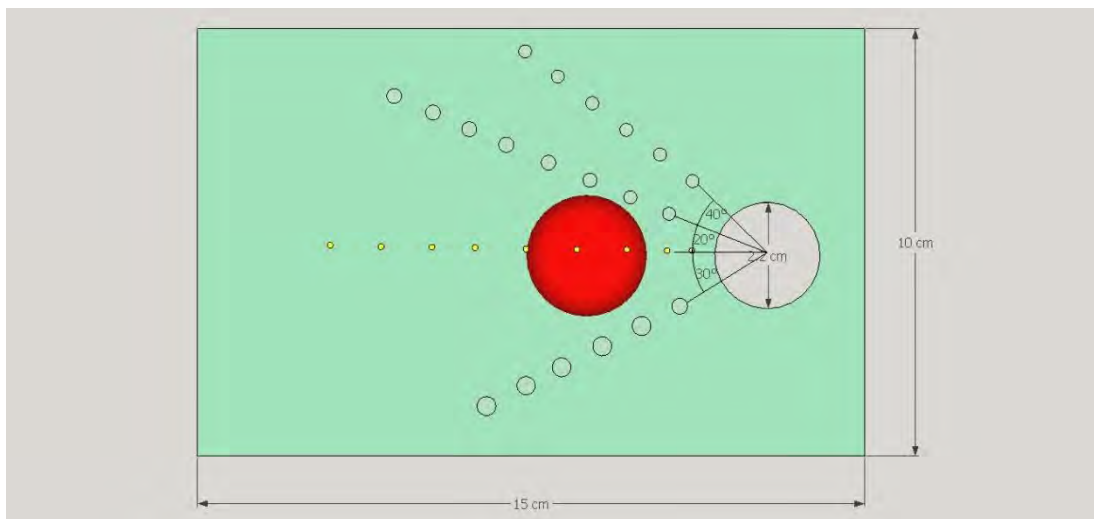
F.7 Exactitud de medición de volumen (diferencia absoluta)



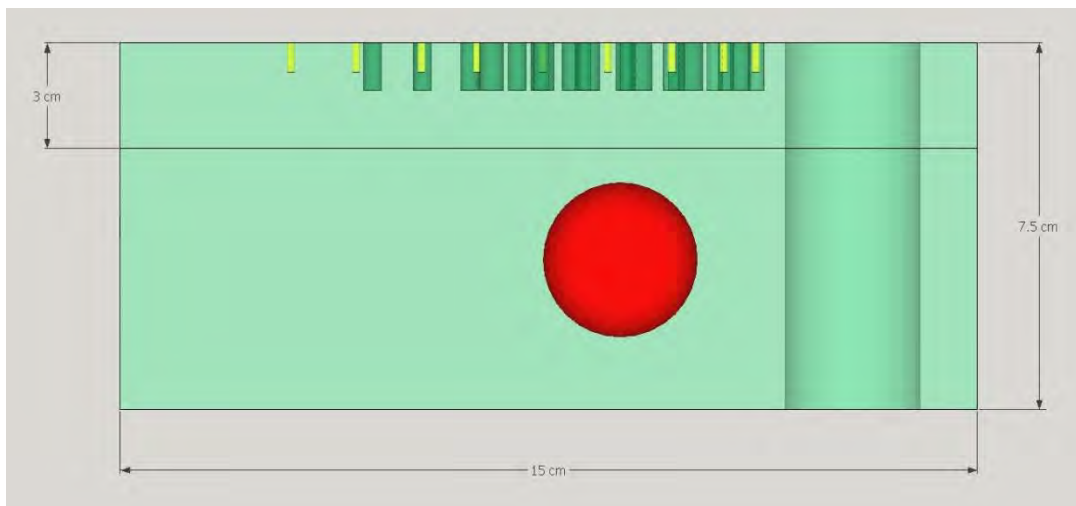
F.8 Exactitud de medición de volumen (diferencia porcentual)



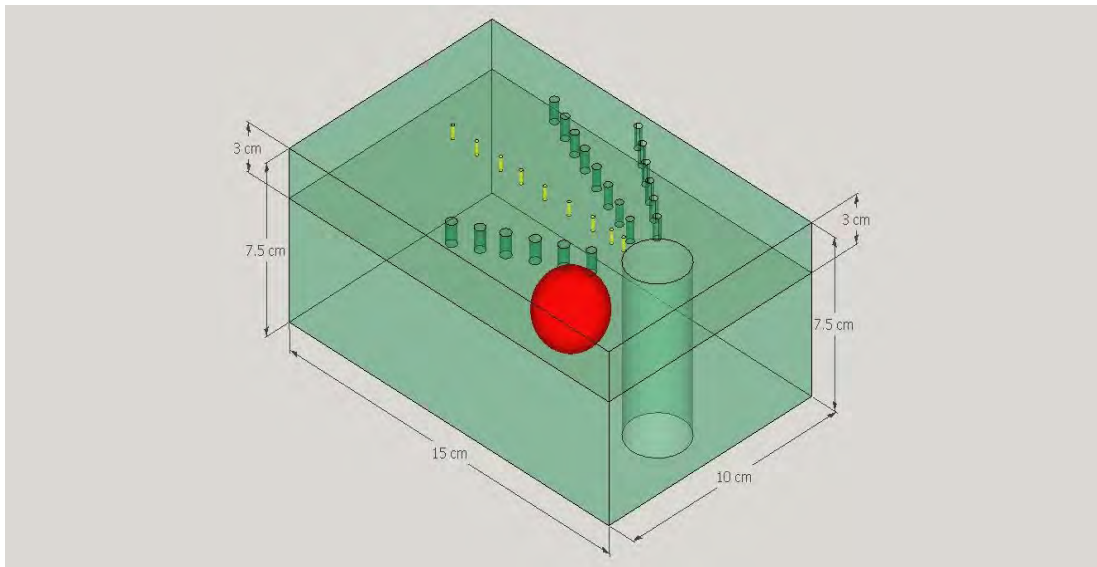
ANEXO G: DISEÑO DEL PROTITPO DE FANTOMA FINAL



Vista superior y dimensiones del fantoma



Vista lateral y dimensiones del fantoma.



Vista 3D y dimensiones del fantoma.

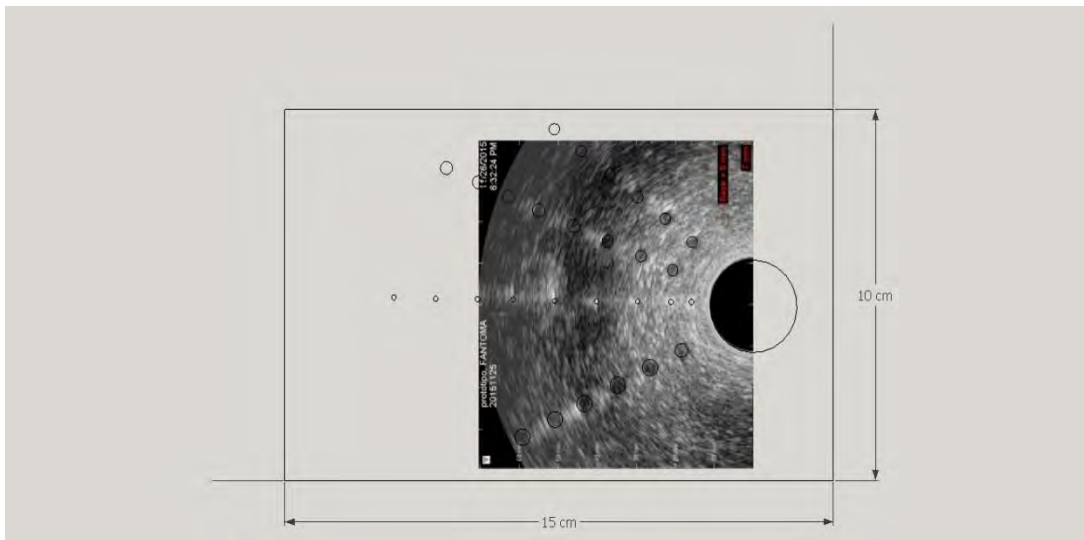


Imagen ecográfica (vista superior del fantoma) del bloque superior. Plano axial.

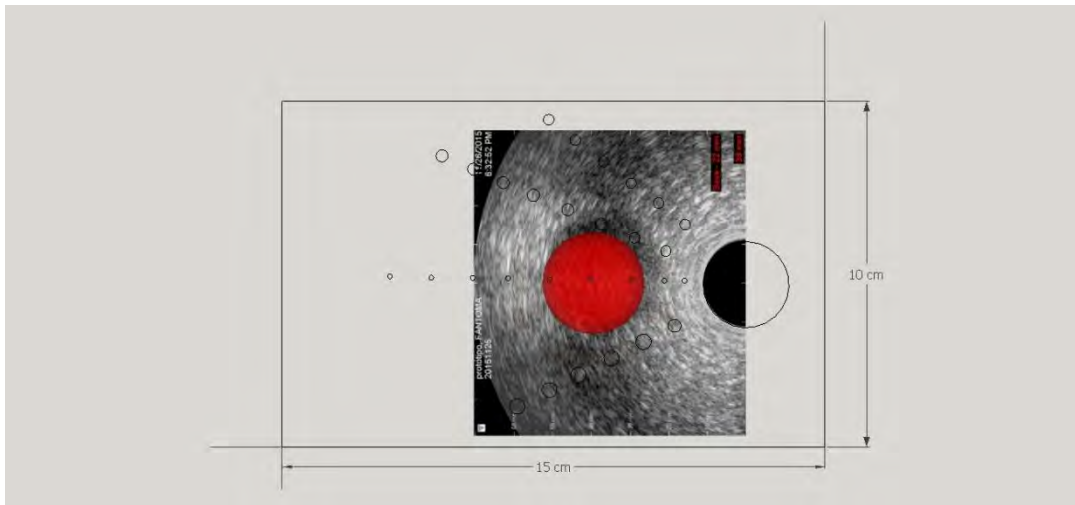


Imagen ecográfica (vista superior del fantoma) del bloque inferior. Plano axial

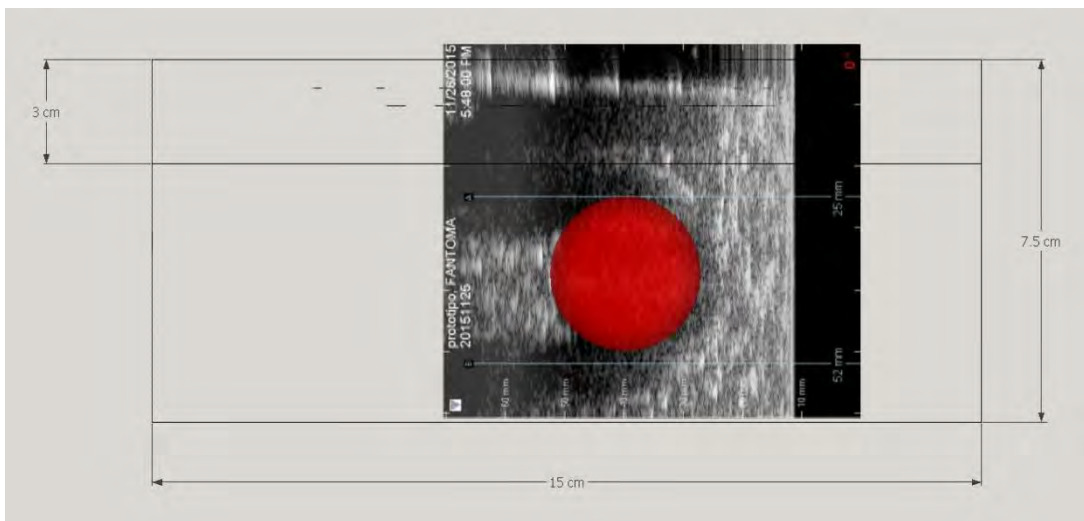
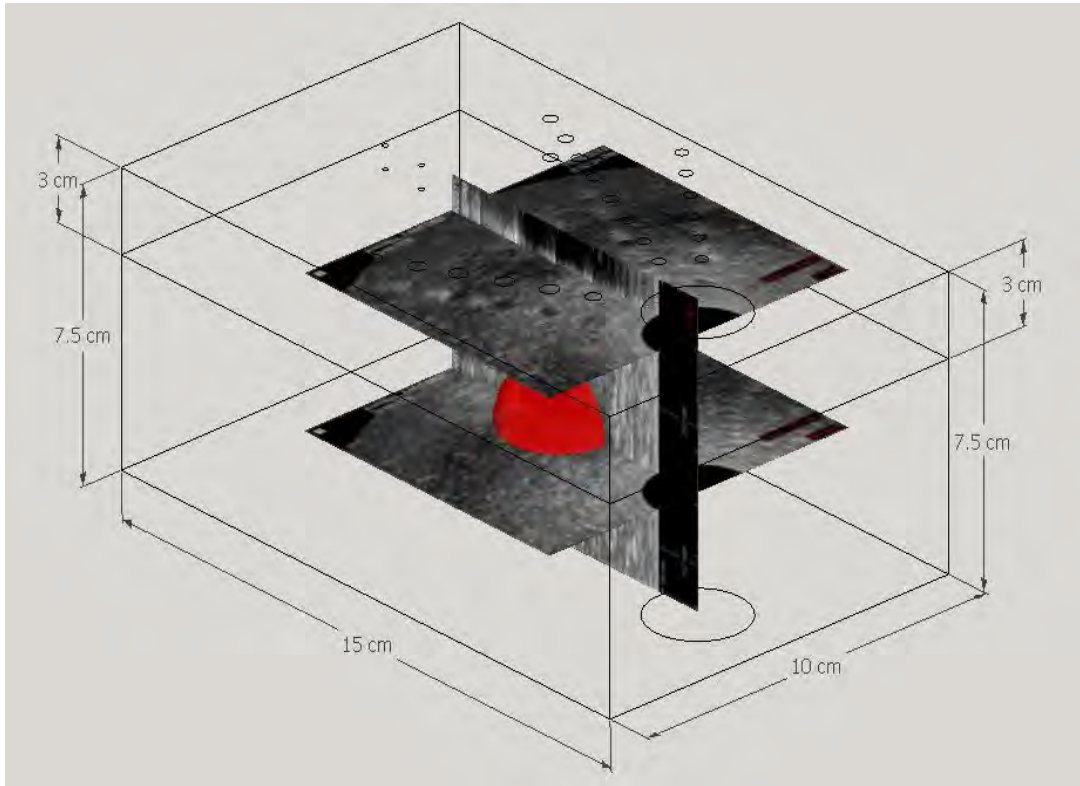


Imagen ecográfica (vista lateral del fantoma) Plano sagital.



Vista 3D, disposición de los planos axial y sagital, volumen (en rojo) y dimensiones del fantoma.