

ACTA DE EVALUACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL

Año académico 2018/19

DOCTORANDO: **MEDINA VALDES, LUIS**
D.N.I./PASAPORTE: ****0036V

PROGRAMA DE DOCTORADO: **D441-ELECTRÓNICA: SISTEMAS ELECTRÓNICAS AVANZADOS. SISTEMAS INTELIGENTES**

DPTO. COORDINADOR DEL PROGRAMA: **ELECTRÓNICA**

TITULACIÓN DE DOCTOR EN: **DOCTOR/A POR LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ**

En el día de hoy 14/12/18, reunido el tribunal de evaluación nombrado por la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado de la Universidad y constituido por los miembros que suscriben la presente Acta, el aspirante defendió su Tesis Doctoral, elaborada bajo la dirección de **JORGE JAIME CAMACHO SOSA DIAS // CARLOS FRITSCH YUSTA**.

Sobre el siguiente tema: *COMPOSICIÓN DE IMÁGENES ULTRASÓNICAS EN ÁNGULO COMPLETO PARA LA DETECCIÓN DE CÁNCER DE MAMA*

Finalizada la defensa y discusión de la tesis, el tribunal acordó otorgar la CALIFICACIÓN GLOBAL² de (no apto, aprobado, notable y sobresaliente): SOBRESALIENTE

Alcalá de Henares, 14 de DICIEMBRE de 2018

EL PRESIDENTE



Fdo.: ALVARO HERNÁNDEZ ALONSO

EL SECRETARIO



Fdo.: ICIAR GONZALEZ GÓMEZ

EL VOCAL



Fdo.: JOAQUÍN LÓPEZ HERRÁIZ

Con fecha 21 de enero de 2019 la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado, a la vista de los votos emitidos de manera anónima por el tribunal que ha juzgado la tesis, resuelve:

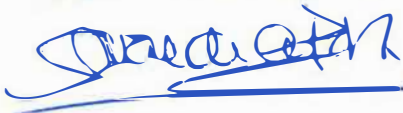
- Conceder la Mención de "Cum Laude"
 No conceder la Mención de "Cum Laude"

FIRMA DEL ALUMNO,



Fdo.: MEDINA VALDES, LUIS

La Secretaria de la Comisión Delegada



² La calificación podrá ser "no apto" "aprobado" "notable" y "sobresaliente". El tribunal podrá otorgar la mención de "cum laude" si la calificación global es de sobresaliente y se emite en tal sentido el voto secreto positivo por unanimidad.

INCIDENCIAS / OBSERVACIONES:

En aplicación del art. 14.7 del RD. 99/2011 y el art. 14 del Reglamento de Elaboración, Autorización y Defensa de la Tesis Doctoral, la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado, en sesión pública de fecha 21 de enero, procedió al escrutinio de los votos emitidos por los miembros del tribunal de la tesis defendida por *MEDINA VALDES, LUIS*, el día 14 de diciembre de 2018, titulada *COMPOSICIÓN DE IMÁGENES ULTRASÓNICAS EN ÁNGULO COMPLETO PARA LA DETECCIÓN DE CÁNCER DE MAMA*, para determinar, si a la misma, se le concede la mención "cum laude", arrojando como resultado el voto favorable de todos los miembros del tribunal.

Por lo tanto, la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado **resuelve otorgar** a dicha tesis la

MENCIÓN "CUM LAUDE"

Alcalá de Henares, 22 de enero de 2019
EL VICERRECTOR DE INVESTIGACIÓN Y TRANSFERENCIA



F. Javier de la Mata

F. Javier de la Mata de la Mata

Copia por e-mail a:

Doctorando: MEDINA VALDES, LUIS

Secretario del Tribunal: ICIAR GONZALEZ GÓMEZ

Directores de Tesis: JORGE JAIME CAMACHO SOSA DIAS // CARLOS FRITSCH YUSTA



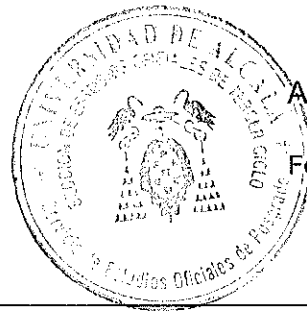
Universidad
de Alcalá

ESCUELA DE DOCTORADO.
Servicio de Estudios Oficiales de Posgrado

DILIGENCIA DE DEPÓSITO DE TESIS.

Comprobado que el expediente académico de D./D^a LUIS MEDINA VALDÉS
reúne los requisitos exigidos para la presentación de la Tesis, de acuerdo a la normativa vigente, y habiendo
presentado la misma en formato: soporte electrónico impreso en papel, para el depósito de la
misma, en el Servicio de Estudios Oficiales de Posgrado, con el n^o de páginas: 247 se procede, con
fecha de hoy a registrar el depósito de la tesis.

Alcalá de Henares a 19 de OCTUBRE de 2018



Aurora Juárez Abril

Fdo. El Funcionario

RESTAURAR

IMPRIMIR



COMPOSICIÓN DE IMÁGENES ULTRASÓNICAS EN ÁNGULO COMPLETO PARA LA DETECCIÓN DE CÁNCER DE MAMA

Tesis Doctoral presentada por

LUIS MEDINA VALDÉS

Directores:

DR. CARLOS FRITSCH YUSTA

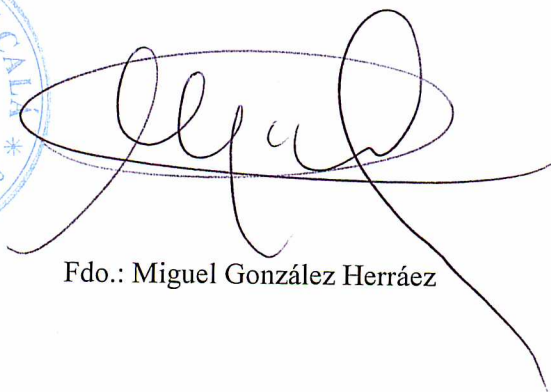
DR. JORGE CAMACHO SOSA-DIAS

Alcalá de Henares, 2018

Dr. D. Miguel González Herráez, coordinador de la Comisión Académica del Programa de Doctorado “ELECTRÓNICA: Sistemas Electrónicos Avanzados, Sistemas Inteligentes”.

INFORMA: Que la Tesis Doctoral titulada “Composición de imágenes ultrasónicas en ángulo completo para la detección de cáncer de mama”, presentada por D. Luis Medina Valdés, y dirigida por los doctores D. Carlos Fritsch Yusta y D. Jorge Camacho Sosa Dias cumple con todos los requisitos científicos y metodológicos para ser defendida ante un tribunal.

Alcalá de Henares, 15 de octubre de 2018



Fdo.: Miguel González Herráez



Dr. Jorge Camacho Sosa Dias, Doctor Contratado del CSIC,

Dr. Carlos Fritsch Yusta, Investigador Científico del CSIC,

Dr. Raúl Mateos Gil, Profesor Titular de la Universidad de Alcalá

INFORMAN : Que la Tesis Doctoral titulada “**Composición de imágenes ultrasónicas en ángulo completo para la detección de cáncer de mama**”, presentada por D. Luis Medina Valdés y realizada bajo nuestra dirección y tutela, dentro del campo **tecnología de ultrasonidos**, reúne los méritos de calidad y originalidad para optar al Grado de Doctor.

Alcalá de Henares, 15 de octubre de 2018

Como director/directores:

Fdo.: Jorge Camacho Sosa Dias

Fdo: Carlos Fritsch Yusta

Como tutor:

Fdo.: Raúl Mateos Gil

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo, como tantos otros, se encuentra jalonado por momentos difíciles, salpicado de pequeñas gratificaciones. A muchas personas les debo el que este documento sea por fin realidad, por no hablar del bagaje personal que ha supuesto esta etapa.

Las primeras personas a las que debo mencionar, son mis directores, Carlos Fritsch y Jorge Camacho, por el apoyo y energías que han puesto para hacer posible este trabajo. Sus observaciones, consejo y orientación han sido determinantes en el desarrollo de esta tesis.

Quisiera agradecer a Raúl Mateos su soporte como tutor. Además de él, muchas otras personas me han ayudado con sus palabras de aliento y consejos a sobreponerme a los diferentes obstáculos que me he ido encontrando. En el CSIC encontré grandes personas que consiguieron darme ánimos cuando más flaqueaban. El consejo de mis antiguos compañeros de la Universidad de Alicante también ha sido fundamental para llegar hasta aquí.

Por último, están las personas más importantes, responsables últimos de que todo esto sea realidad: Mis padres, mi pareja y mi familia. Ellos siempre dan sentido a todos mis sinsabores y esta no iba a ser una excepción.

RESUMEN

Los principales objetivos de esta tesis doctoral son determinar la calidad de la composición espacial de imágenes ecográficas de mama adquiridas a lo largo de una circunferencia en función de los parámetros del sistema, y proponer un método de composición sin distorsiones debidas a la refracción agua-tejido.

El contexto de este trabajo es el diseño de un tomógrafo ultrasónico multimodal, que pretende ser una herramienta alternativa en los programas de cribado de cáncer de mama. Estos equipos consisten en una camilla donde la paciente reposa en posición decúbito prono y se dispone de una vasija de agua que alberga la mama a examinar. En su interior, se dispone de un anillo de transductores que rodea a la mama. El anillo tiene la capacidad de desplazarse desde la superficie hasta el fondo de la vasija para adquirir tomogramas o secciones a lo largo de toda la mama. En particular, para la modalidad empleada en este trabajo, se adquieren imágenes ecográficas convencionales o ultrasónicas en pulso-eco desde aperturas distribuidas regularmente en torno al anillo. La composición espacial de todas ellas da lugar a un tomograma de reflectividad que se ha denominado composición circular.

Una de las motivaciones para diseñar estos aparatos es añadir a la capacidad de diagnóstico de la ecografía la automatización y repetitividad que los exámenes, manuales, hoy por hoy no proporcionan. De hecho, se están comercializando escáneres ultrasónicos que proporcionan repetitividad y, por tanto, posibilidad de seguir la evolución de las lesiones a lo largo del tiempo.

Sin embargo, los tomógrafos ultrasónicos, actualmente en desarrollo en múltiples grupos de investigación como en el que se ha desarrollado este trabajo, proporcionarán mejoras sensibles. En primer lugar, la intervención humana se reducirá al mínimo. En segundo lugar, superarán los estándares de calidad de la ecografía en aspectos que hoy la están relegando a ser una herramienta de último recurso en los programas de cribado. Estos son la resolución espacial, el contraste y la pérdida de calidad en general que se produce a medida que se profundiza en el tejido debido a fenómenos de absorción y dispersión del haz ultrasónico.

En este contexto, se ha propuesto un modelo derivado de la simulación en “onda pulsada” empleada para caracterizar la ecografía convencional, que permitió demostrar la mejora de resolución espacial, su isotropía y la homogeneidad de la composición circular. A la vez, permitieron observar el efecto de la longitud de las aperturas empleadas y el radio del anillo de transductores sobre estos parámetros.

Por otra parte, la diferencia entre la velocidad de propagación del ultrasonido entre el agua, que actúa como acoplante, y los tejidos de la mama, da lugar a distorsiones en la composición circular si no se corrigen las refracciones que tienen lugar en la interfaz agua-maniquí. Este

problema se ha solucionado con adquisiciones complementarias en transmisión que dan lugar a otra modalidad de imagen, los mapas de velocidad y atenuación. Su obtención exige el uso de dispositivos adicionales (espejos, transductores) y métodos numéricos recursivos que exigen gran capacidad de procesamiento.

En este sentido, se ha propuesto un método basado únicamente en las imágenes ecográficas o ultrasónicas en pulso-eco adquiridas, capaz de estimar la velocidad media de propagación en el interior de la mama, dato que se ha mostrado suficiente para obtener una imagen de calidad. La obtención se basa en dos pasos: El primero consiste en la correlación cruzada de líneas de barrido solapadas, adquiridas desde aperturas enfrentadas. El segundo aplica métodos de auto-enfoque basados en métricas de nitidez de la composición circular.

Por otra parte, se ha propuesto una caracterización de la interfaz global al contorno de la mama, que garantiza el cálculo coherente de la refracción incluso entre líneas de barrido de imágenes ecográficas parciales adyacentes. Además, el ajuste global permite tener en cuenta la anatomía de la mama, lo que confiere al proceso mayor robustez.

El trabajo finaliza con la verificación experimental de los métodos propuestos. Para ello se ha empleado el prototipo experimental de tomógrafo desarrollado en el grupo de investigación que ha permitido la realización de este trabajo. Se empleó una aguja de acero para obtener experimentalmente los resultados de resolución espacial, sensibilidad y homogeneidad dados por el modelo simplificado de composición circular. Para mostrar la corrección del método de composición circular propuesto se empleó un phantom de entrenamiento para biopsias.

ABSTRACT

This PhD. dissertation addresses the quality of the spatial composition of echographic images acquired along a circumference, as a function of the imaging system parameters, and defines a compounding method to avoid artefacts due to the refraction between water-tissue.

This work was developed as part of the design of a multimodal ultrasonic tomograph, aimed to provide an alternative for breast cancer screening. Such equipment will consist on a bed where patients lie in face-down or prone position, while the breast to be examined is placed in a water vessel. Inside the vessel, a transducer ring encircling the breast can be precisely driven, from top to bottom, along the sagittal plane of the breast, to acquire tomograms or coronal plane images. The modality considered in this work result from the spatial compounding of conventional echographies or pulse-echo ultrasonic images, acquired from apertures placed along the ring. The resulting tomogram is designated as circular composition.

One of the aims of designing ultrasonic tomographs is to provide automation and repeatability to currently hand-made echographic examinations. In fact, several ultrasonic scanners currently on the market provide repetitivity and therefore, the ability to monitor the evolutions of lesions.

However, ultrasonic tomographs currently under development in multiple research groups, as the one presented in this work, provide significative additional enhancements. Firstly, human intervention is reduced at a minimum. Secondly, echography quality standards, which currently relegate this imaging technique to a secondary resource in breast cancer screening programs, will be boosted. These are spatial resolution, contrast and the quality degradation with image depth, due to ultrasonic beam propagation through tissues, where absorption and scattering processes are observed.

In this context, a simulation model derived from the pulse-wave one used for conventional echography, has been proposed. Thus, spatial resolution, its isotropy and homogeneity improvements on circular composition images are anticipated. At the same time, simulations have shown the effect of the aperture size and the radius of the transducer ring over these quality parameters.

Moreover, the difference between speed of sound in coupling water and breast tissues yield into non-negligible artefacts at the two-media interface on circular compositions, when refraction is not considered. This problem is usually solved with alternative imaging modalities, such as speed and attenuation maps, which demand complementary transmission acquisitions. To achieve them, additional apparatus (mirrors, transducers) and recursive high-demanding processing numeric methods are required.

To overcome these drawbacks, the mean value of speed of sound of imaged breast tissues is estimated, employing the same pulse-echo acquisitions and echographic images used for the final composition. This method can be decomposed in two phases: The first step is based on the correlation of overlapped steering beams, acquired from opposed apertures. The second step applies auto-focusing methods based on sharpness metrics of the circular composition. The simplification of the heterogenous speed of sound into the mean value is sufficient for the circular composition modality.

Additionally, the breast section perimeter has been fully described, guaranteeing coherent refraction computation along the interface, even for steering beams from adjacent apertures. This adjustment considers breast anatomy, thus achieving more robustness.

Finally, dissertation ends with the experimental verification of the proposed methods, by means of the experimental prototype developed by the research group where this work was achieved. A steel nail was used to obtain experimental measures of spatial resolution, homogeneity and sensitivity, advanced by the simplified model of circular composition. The proposed method of circular composition was demonstrated with a breast phantom for biopsy trials.

ÍNDICE

A.	Índice	V
B.	Lista de Figuras	IX
C.	Lista de Tablas.....	XVIII
D.	Nomenclatura	XX
D.1.	Vectores.....	XX
D.2.	Alfabeto griego.....	XXI
D.3.	Alfabeto latino.....	XXIII
1	La Imagen para el diagnóstico de cáncer de mama	1
1.1	El cáncer de mama	1
1.2	Programas de cribado	2
1.3	La Ecografía convencional.....	4
1.4	Técnicas ultrasónicas para el cribado de cáncer de mama	12
1.5	Reseña histórica de la imagen por ultrasonidos aplicada a la mama.....	13
1.6	Estado actual de los ultrasonidos en el diagnóstico de cáncer de mama.....	16
1.7	Escáneres ultrasónicos de mama.	17
1.7.1	ASU-1004. Aloka, Tokio, Japón.....	20
1.7.2	Invenia ABUS, General Electric, EE.UU.....	22
1.7.3	ACUSON S2000 ABVS 3D, Siemens EE.UU.....	22
1.7.4	Sonociné AWBUS. Sonociné, Reno NV, EE.UU.....	24
1.8	La tomografía ultrasónica.....	25
1.8.1	Sofia 3D ATUS. iVu, Grapevine TX, EE.UU.....	28
1.8.2	Embrace 3D. Full Field Digital Ultrasound. Orison Corporation, Bristol TN, EE.UU. 29	
1.8.3	Warm Bath Ultrasound (WBU), TechniScan, Salt Lake City UT, EE.UU.	30
1.8.4	Softvue. Delphinus Medical Technology	31
1.8.5	3D USCT. Instituto Tecnológico de Karlsruhe, Alemania.....	32

1.8.6	Tomografía por composición espacial de imágenes. KMR, Bochum, Alemania.	
	33	
1.9	Conclusiones parciales	34
1.10	Antecedentes del grupo de investigación	35
1.11	Planteamiento de la tesis	35
1.12	Parámetros de calidad de imágenes ultrasónicas.....	38
1.13	Objetivos de la tesis.....	39
1.14	Organización de la memoria	40
2	Composición Circular de Imágenes.....	42
2.1	La composición espacial de onda plana.	42
2.2	La composición circular	43
2.3	Adquisición de imágenes sectoriales.....	44
2.4	Composición de imágenes sectoriales parciales.....	45
2.5	Modelo teórico de la composición circular de imágenes	48
2.5.1	Modelo simplificado de la <i>PSF</i>	49
2.5.2	Comparación con el modelo en onda pulsada.	54
2.6	Discretización de la imagen circular compuesta	57
2.7	Metodología para la obtención de la <i>PSFC</i> teórica.....	60
2.8	Parámetros de calidad de la composición espacial.....	62
2.9	Efectos del tamaño y del radio de giro sobre la resolución de la imagen.....	71
2.9.1	Efecto del radio de giro para un tamaño de apertura fijo.	72
2.9.2	Efecto del tamaño de la apertura activa en la calidad de la imagen.	74
2.10	Efecto del número de imágenes sectoriales empleadas en la composición.....	79
2.11	Homogeneidad angular de la imagen compuesta.	84
2.12	Conclusiones parciales.	90
3	Corrección de la refracción en la Composición Circular de Imágenes.....	92
3.1	El medio de propagación: El tejido biológico	92

3.2	Formación de la imagen ecográfica.....	96
3.2.1	Efectos de la atenuación en la imagen.....	96
3.2.2	Variaciones en la velocidad de propagación	96
3.2.3	Ruido estructural de fondo o <i>speckle</i>	97
3.3	Efecto de la refracción en la composición circular de imágenes.....	98
3.4	Composición circular con velocidades de propagación incorrectas.....	99
3.5	Formación de la imagen compuesta con corrección de trayectorias.	102
3.6	Estimación de la velocidad de propagación	104
3.6.1	Estimación por correlación de <i>A-Scans</i> de aperturas enfrentadas	104
3.6.2	Estimación mediante algoritmos de auto enfoque.....	107
3.7	Determinación del contorno	109
3.7.1	Detección de muestras del contorno y ajuste local de la interfaz.....	112
3.7.2	Ajuste global de la interfaz.....	118
3.8	Interpolación de <i>B-Scans</i> sobre la rejilla de reconstrucción.....	120
3.9	Resumen y conclusiones del capítulo.....	126
4	Resultados Experimentales.....	128
4.1	Entorno de experimentación.....	129
4.2	Procedimiento de calibración	131
4.2.1	Velocidad de propagación.....	132
4.2.2	Radio de giro y desalineamiento.	134
4.3	Caracterización de la imagen circular compuesta	135
4.3.1	Características y ubicaciones del reflector	135
4.3.2	Configuración del barrido electrónico.....	137
4.3.3	Errores de posicionamiento debidos a los elementos mecánicos.	137
4.3.4	Análisis de los <i>B-Scan</i> individuales.	138
4.3.5	Análisis de la imagen compuesta	139
4.3.6	Efecto del número de imágenes sectoriales parciales.....	141

4.3.7	Diagramas de calidad experimentales.	142
4.4	Experimentación con un maniquí de mama	149
4.4.1	Metodología general.....	150
4.4.2	Determinación de las regiones de medida.....	152
4.4.3	Medidas sobre imágenes sectoriales convencionales.	154
4.4.4	Medidas sobre imágenes compuestas sin corregir la velocidad de propagación. 163	
4.4.5	Aplicación de la metodología de corrección de la imagen.....	168
4.4.6	Análisis de la Composición Circular de Imágenes tras la corrección.	192
4.5	Conclusiones parciales	200
5	Conclusiones y Trabajos futuros	202
5.1	Conclusiones	202
5.2	Trabajos futuros:	203
6	Bibliografía.....	205
A.	Cálculo de la <i>PSF</i> conjunta	214

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 Detalle de la anatomía de la mama. Fuente: http://www.cancer.gov	2
Figura 1.2. Representación de un array lineal 1D. Definiciones geométricas.	5
Figura 1.3 Explicación intuitiva de la deflexión en la dirección θ_f (izquierda) y la focalización (derecha), mediante el retardo de la señales de excitación de los elementos (principio de Huygens).	7
Figura 1.4 Conformador de retardo y suma (izquierda) y Geometría empleada para el cálculo de las leyes focales (derecha).....	8
Figura 1.5 Composición espacial de imágenes ecográficas: Consiste en el promediado de barridos lineales con distintos ángulos de deflexión.	12
Figura 1.6 A la izquierda, el primer transductor destinado a caracterizar masas de la mama, diseñado por Wild en 1951. A la derecha, el Dr. Wild emplea la segunda versión, que data de 1952, en la primera aplicación en tiempo real de imagen ultrasónica. [Dempsey 04].	14
Figura 1.7 Evolución del primer escáner ultrasónico de mama desarrollado por el Ultrasonics Institute de Australia.	14
Figura 1.8 Izquierda. Vista general de Octoson, comercializado por Ausonics entre 1977 y 1982. Derecha, perspectiva de la apertura de transductores anulares.	15
Figura 1.9 Modelo comercializado por Labsonics, desarrollado en la Universidad de Indiana por la Dra. Kelly-Fry.	16
Figura 1.10 (Izq.) Posiciones anatómicas decúbito supino (boca arriba) y decúbito prono (boca abajo). (Dcha.) Planos anatómicos	19
Figura 1.11 a) Escáner ASU 1004 de Aloka, donde se ilustra la postura que debe adoptar la paciente durante el examen. b) Vista esquemática. c) Recorrido del transductor durante el examen para cubrir un área de 160x160 mm.	21
Figura 1.12 Izquierda. Escáner Invenia ABUS de GE. Derecha. Detalle del transductor.	22
Figura 1.13 (Izq.). Camilla y escáner ACUSON S2000 ABVS (Dcha.). Transductor y paciente durante el examen [Mus 11]......	24
Figura 1.14 (Izquierda).Equipo Sonociné AWBUS. (Derecha). Detalle de un examen.	25
Figura 1.15 (Izquierda) Camilla del tomógrafo ultrasónico SOFIA. (Derecha). Perspectiva de los transductores.....	29

Figura 1.16 (Izquierda) Tomógrafo Embrace 3D (Dcha.) Esquema de la vasija donde se realiza el examen.	30
Figura 1.17 (Izquierda) Camilla y tanque de agua del tomógrafo AWBU. (Derecha). Disposición de los arrays en el tanque. La mecánica de los arrays de transmisión y reflectividad se encuentran desacoplada entre sí.....	31
Figura 1.18 (Izquierda) Equipo SoftVue, (derecha) Anillo de 2048 transductores.....	32
Figura 1.19 (Izquierda) Apertura semi-elipsoidal de transductores del prototipo 3D-USCT (Derecha) Imagen del sistema completo.	33
Figura 1.20 Izquierda. Prototipo de tomógrafo ultrasónico desarrollado en el KMR. Derecha, representación esquemática. Fotografía obtenida de [Hansen 07b]	34
Figura 2.1 a) Adquisición de imágenes sectoriales de tipo B en torno al área de interés. b) Composición en una rejilla situada en el solape de las imágenes sectoriales.....	45
Figura 2.2 Esquema del algoritmo de interpolación.....	46
Figura 2.3 – (Izq.) Patrón lateral, (Centro) PSF y (Dcha.) Envolvente en la dirección axial para un reflector ubicado a 94 mm y -0.15° de ángulo de deflexión. El array es de 128 elementos, 3.2MHz de frecuencia central y ancho de banda del 50%.	50
Figura 2.4 – Patrón lateral de onda continua o Factor de Array ($FA(\theta)$) de una apertura de longitud $D = 28.16$ mm y distancia entre elementos $d = 0.22$ mm. Izquierda: Sin deflexión del haz. Derecha: Haz deflectado $\theta_f = 30^\circ$	51
Figura 2.5 (Izq.) Patrón lateral (Centro) PSF y (Dcha.) envolvente en la dirección axial para un reflector ubicado a 94 mm y -0.15° de ángulo de deflexión. En rojo la respuesta experimental y en negro la simulada. El array es de 128 elementos, 3.2MHz de frecuencia central y ancho de banda del 50%.	53
Figura 2.6 PSF simuladas para un sistema de imagen circular de radio $R = 94.3$ mm y un reflector ubicado a 70 mm del centro en el eje horizontal, obtenidas con un array de tamaño $D=28.16$ mm desde dos posiciones angulares (a) $\phi = 60^\circ$ y (b) $\phi = 150^\circ$	54
Figura 2.7 PSF de un reflector situado en el centro, a 40 mm del array. A la izquierda, según la simulación en onda pulsada, a la derecha el modelo planteado	55
Figura 2.8 PSF según la simulación en onda pulsada (izquierda) y según el modelo planteado (derecha) para un reflector situado a 40 mm y a un ángulo $\theta_f = 30^\circ$	56
Figura 2.9 Comparación del patrón del haz en onda continua ($FA(\theta)$) y la Lateral Spread Function (LSF).....	56

Figura 2.10 Izquierda: Distribución de puntos (en negro) de coordenadas polares (ρ_i, ϕ_i) para el cálculo de la PSFC, a partir de las PSF individuales calculadas sobre una rejilla local como la de la derecha. En colores, alrededor, diferentes posiciones del transductor. Gracias a la distribución uniforme de los transductores, la PSFC es periódica con ángulo γ58

Figura 2.11 Nomenclatura empleada para las resoluciones radial (Δr) y angular ($\Delta \phi$), en un punto de coordenadas polares (ρ, ϕ).....59

Figura 2.12 PSF simuladas para un reflector en la posición (70, 0) mm desde posiciones angulares (a) $\phi = 60^\circ$, (b) $\phi = 150^\circ$, (c) $\phi = 240^\circ$ y (d) $\phi = 330^\circ$. € Imagen compuesta con $M = 36$. (f) Cortes radial y angular de la PSFC, indicando en rojo la resolución a -6 dB.62

Figura 2.13 Análisis de la resolución radial. a) Mapa de resolución radial (b) Evolución con respecto a la coordenada angular c) Evolución con respecto a la coordenada radial64

Figura 2.14 Análisis de la resolución tangencial. a) Mapa de resolución tangencial (b) Evolución con respecto a la coordenada angular c) Evolución con respecto a la coordenada radial.65

Figura 2.15 Análisis de la amplitud normalizada. a) Mapa de amplitud normalizada (b) Evolución respecto a la coordenada angular c) Evolución respecto a la coordenada radial.66

Figura 2.16 Resolución radial (izquierda) y tangencial (derecha) en el anillo comprendido entre los 60 mm y los 90 mm de radio de imagen.....67

Figura 2.17 Efecto de las PSF individuales sobre la PSF conjunta para el punto ($\rho = 0, \phi = 0$) (a) PSFC (b) Corte de cada PSF con el eje horizontal. (c) Ancho del lóbulo principal de cada PSF en el eje horizontal (azul) y ancho del lóbulo de la PSF conjunta68

Figura 2.18 Efecto de las PSF individuales sobre la PSF conjunta para el punto ($\rho = 60, \phi = 0$) (a) Corte de cada PSF con el eje radial (b) Corte de cada PSF con el arco a $\rho = 60$ (c) PSFC de $M = 36$ imágenes.....70

Figura 2.19 (a) Mapa de excentricidad (b) Evolución en la coordenada angular para distintos radios. c) Evolución en la coordenada radial71

Figura 2.20 Parámetros de calidad de la imagen en función del radio normalizado y para distintos radios de giro del array (variable R/D) (a) Resolución radial (b) Resolución tangencial (c) Amplitud normalizada (d) Excentricidad.....74

Figura 2.21 Parámetros de calidad de la imagen en función del radio normalizado y para distintos tamaños del array con $R=100\text{mm}$ (a) Resolución radial (b) Resolución tangencial (c) Amplitud normalizada (d) Excentricidad.76

Figura 2.22 Parámetros de calidad de la imagen para aperturas submúltiplo del radio de giro (a) Resolución radial (b) Resolución tangencial (c) Amplitud normalizada (d) Excentricidad.....	78
Figura 2.23 PSF compuesta para un reflector en el centro de la imagen y (a) $M = 3$ (b) $M = 4$ (c) $M = 6$ y (d) $M = 8$	80
Figura 2.24 Mapa de resolución radial para a) $M = 8$ b) $M = 15$ c) $M = 24$ y d) $M = 36$	81
Figura 2.25 Mapa de resolución tangencial para a) $M = 8$ b) $M = 15$ c) $M = 24$ y d) $M = 36$. ..	82
Figura 2.26 Mapa de amplitud normalizada para a) $M = 8$ b) $M = 15$ c) $M = 24$ y d) $M = 36$. ..	83
Figura 2.27 Mapa de excentricidad (a) $M = 8$ (b) $M = 15$ (c) $M = 24$ y (d) $M = 36$	84
Figura 2.28 Variabilidad de los parámetros de calidad en la coordenada angular de la imagen en función de la distancia radial para $M = 8, 15, 32$ y 64 imágenes sectoriales. a) Resolución radial. b) Resolución tangencial c) Amplitud normalizada d) excentricidad	85
Figura 2.29 Mapa de resolución radial con (a) $M = 8$ (b) $M = 10$ (c) $M = 12$ y (d) $M = 14$	86
Figura 2.30 Mapa de resolución tangencial con a) $M = 8$ b) $M = 10$ c) $M = 12$ y d) $M = 14$..	87
Figura 2.31 Mapa de amplitud normalizada con (a) $M = 8$ (b) $M = 10$ (c) $M = 12$ y (d) $M = 14$	88
Figura 2.32 Variabilidad de los parámetros de calidad en a la coordenada angular de la imagen para $M = 8, 10, 12$ y 14 imágenes sectoriales. (a) Resolución radial. (b) Resolución tangencial (c) Amplitud normalizada. d) Excentricidad.....	89
Figura 2.33 a) Peor resolución esperada en la imagen B tomada desde $\phi=180^\circ$ y b) en la composición circular de $M = 24$ imágenes.....	90
Figura 3.1 B-Scan convencional adquirido desde la izquierda ($\phi=180^\circ$, escala en dB).	94
Figura 3.2 Barrido sectorial en un medio supuestamente homogéneo con mayor velocidad de propagación tras la interfaz. La línea de barrido inferior incide normalmente sobre la interfaz y sólo produce desviaciones dimensionales, mientras que la de arriba es refractada y produce, además, errores de posicionamiento.....	99
Figura 3.3 B-Scan adquiridos a $\phi = 180^\circ$ (a), $\phi = 90^\circ$ (b), $\phi = 0^\circ$ (c) y $\phi = 270^\circ$ (d).....	100
Figura 3.4 Composición espacial sin corregir	101
Figura 3.5 Distorsiones en la imagen en la composición circular con una velocidad de propagación incorrecta	102

Figura 3.6 B-Scans adquiridos en las posiciones $\phi = 180^\circ$ y 0° . La correlación es elevada en la región por donde se propagan los A-Scan enfrentados.	104
Figura 3.7 Representación esquemática de un reflector puntual (fondo rojo) observado desde dos aperturas enfrentadas con posiciones aparentes mostradas con fondo blanco.	105
Figura 3.8 Nomenclatura empleada para la ley de Snell en el cálculo de la refracción	109
Figura 3.9 A la izquierda, A-Scan correspondiente a la línea de barrido deflectada $\theta = -12^\circ$. En magenta, el resultado de la cola del pulser, en azul la zona correspondiente al agua, y en rojo la del phantom. A la derecha, región de la interfaz frente al transductor, situado en la posición $\phi = 110^\circ$	110
Figura 3.10 Arriba izquierda, línea de barrido a 0° . A la derecha, línea de barrido a 25° . Abajo, imagen en la posición 110°	111
Figura 3.11 Puntos para el ajuste local de la interfaz en cada línea de barrido.	113
Figura 3.12 Resultado del filtro de mediana (a) y del filtro de media móvil (b) para un número de muestras FM equivalente a 2.5 mm.	114
Figura 3.13 Resultado del filtro de mediana (a) y del filtro de media móvil (b) para un número de muestras FM equivalente a 10 mm.	114
Figura 3.14 Geometría para el ajuste local.	115
Figura 3.15 a) Detalle de la interfaz frente a la apertura situada a $\phi = 110^\circ$. b) Contorno y ajuste tras el paso a coordenadas cartesianas. c) Contorno y ajuste a polinomio de 2° grado en coordenadas polares centrales.	117
Figura 3.16 Polinomios de ajuste (en colores) y área delimitada por su intersección.	118
Figura 3.17 Geometría para el cálculo del punto de incidencia y rayo refractado	120
Figura 3.18 Dos rayos refractados adyacentes con las 4 muestras más próximas al pixel P ..	124
Figura 4.1 Esquema del entorno experimental.	130
Figura 4.2 Disposición de las aperturas en torno al centro de rotación del array.	132
Figura 4.3 Esquema de calibración de la velocidad del sonido en agua	133
Figura 4.4 A-Scan típico recibido durante la calibración.	133
Figura 4.5 Esquema de calibración de la orientación del array y el radio de giro.	134
Figura 4.6 B-Scan de la aguja situada en el centro del tanque, capturado desde la posición $\phi=180^\circ$	136

Figura 4.7 Distribución de las ubicaciones detectadas (negro) y centro de masas (rojo).....	138
Figura 4.8 Patrón axial (izq.) y lateral (dcha.) de un reflector ubicado en el centro de la imagen compuesta. En rojo los datos experimentales y en negro los simulados.	139
Figura 4.9 a) PSFC experimental y b) PSFC simulada para $M = 36$ con el array bajo estudio en un punto a 20 mm del centro y 180° de coordenada angular.....	140
Figura 4.10 PSFC del punto (20 mm, 180°) en la dirección radial a) y tangencial (b). La curva simulada (negro) se superpone a la experimental (rojo)	140
Figura 4.11 PSFC de un reflector en la posición (20.0) mm, con $M = 36$ (a), $M = 24$ (b), $M = 15$ (c) y $M = 8$ (c).....	141
Figura 4.12 Corte en la dirección radial(a) y tangencial (b) de las PSFC, para un reflector en (20.0) mm y distinto número de imágenes parciales.....	142
Figura 4.13 Error absoluto en las medidas de resolución radial para $M = 24$ (a) y $M = 15$ (b) imágenes parciales. Ídem para la resolución tangencial y $M = 24$ (c) y $M = 15$ (d).....	143
Figura 4.14 Resolución radial (a y b) y tangencial (c y d) medidos para $M=24$ (a y c) y $M=15$ (b y d).	144
Figura 4.15 Error relativo en la amplitud de la composición de a) $M= 24$ y b) $M=15$ imágenes.	147
Figura 4.16 Mapa de amplitud correspondiente a la composición espacial de a) $M=24$ y b) $M=15$ imágenes experimentales.....	148
Figura 4.17 Parámetros de adquisición	151
Figura 4.18 Regiones objeto de análisis de CR y CNR.....	152
Figura 4.19 Regiones de medida en los objetos de interés (amarillo) y en el fondo de la imagen dado por el speckle circundante (rojo).	153
Figura 4.20 B-Scans convencionales adquiridos a $\phi = 70^\circ$, b) $\phi = 130^\circ$ y c) $\phi = 270^\circ$ asumiendo un medio homogéneo de $c_0 = 1.468$ mm/ μ s.	154
Figura 4.21 Detalle de las muestras de fondo (rojo) empleadas para las medidas de CR de las microcalcificaciones uC1 y uC2, destacadas en amarillo, para las posiciones de la apertura a) $\phi = 70^\circ$, b) $\phi = 130^\circ$, c) $\phi = 270^\circ$	156
Figura 4.22 Detalles de las muestras de fondo (rojo) y quiste (amarillo) empleadas en las medidas de CR y CNR en los quistes QA y QB, para las posiciones de la apertura a) $\phi = 70^\circ$, b) $\phi = 130^\circ$, c) $\phi = 270^\circ$	159

Figura 4.23 Detalles de las muestras de fondo (rojo) y quiste (amarillo) empleadas en las medidas de CR y CNR en el quiste QC, para las posiciones de la apertura a) $\phi = 70^\circ$, b) $\phi = 130^\circ$, c) $\phi = 270^\circ$.	161
Figura 4.24 Composición espacial de a) $M = 36$ y b) $M = 12$ imágenes sectoriales sin corrección de la refracción.	163
Figura 4.25 Interpretación geométrica (a) y detalle de la composición circular sin corregir la velocidad de propagación en las microcalcificaciones uC1 y uC2 para b) $M=36$ y c) $M = 12$.	164
Figura 4.26 Detalle de la composición circular sin corregir la velocidad de propagación en los quistes QC (a) $M = 36$ imágenes, c) $M = 12$), y QA (b) $M = 36$, d) $M = 12$).	165
Figura 4.27 Regiones de medida en los objetos de interés (amarillo) y en el fondo de la imagen dado por el speckle circundante (rojo).	166
Figura 4.28 (a)Detalle del B-Scan, en escala logarítmica, adquirido a $\phi = 270^\circ$ con el contorno de la mama frente al transductor. (b) A-Scan deflectado $\theta = 2.04^\circ$ y filtrados de mediana de ventana 1.8 (azul) y 7 mm (negro). (c) A-Scan y filtrados de mediana de ventana 7 (negro) y 11 mm (azul).	170
Figura 4.29 a) Determinación del nivel de referencia en el agua b) Determinación del nivel de referencia en el maniquí	171
Figura 4.30 Punto de detección de la interfaz agua – maniquí en la línea deflectada $\theta = 2.04^\circ$ de la imagen B-Scan adquirida en la posición angular $\phi = 270^\circ$	172
Figura 4.31 a) Pendiente del flanco (dB/mm) entre agua y maniquí, para cada línea de barrido, y ajuste de segundo grado b) Para cada B-Scan, se grafica el ángulo de deflexión ($^\circ$) para el que se obtuvo el flanco más abrupto junto con su pendiente (dB/mm)	173
Figura 4.32 a) Detalle del contorno del B-Scan adquirido desde la posición $\phi = 270^\circ$ b) Muestras y curva de ajuste sobre el contorno c) Muestras y polinomio de 2º grado de ajuste en coordenadas polares globales sobre el contorno del phantom.	174
Figura 4.33 Muestras resultantes del ajuste local	175
Figura 4.34. Ajuste de las series de Fourier de $M_p = 1$ (a y b) y $M_p = 5$ (c y d) términos. La columna izquierda muestra el ajuste sobre una composición de 36 imágenes. La columna derecha compara el ajuste frente a los puntos empleados a tal fin en coordenadas polares.	176

Figura 4.35. Ajuste de las series de Fourier de $M_p = 9$ (a y b) y $M_p = 17$ (c y d) términos. Al igual que en el caso anterior se muestra el resultado sobre la imagen final y los puntos de ajuste.	177
Figura 4.36 Resultado de la correlación cruzada de los A-Scan no deflectados adquiridos desde las aperturas situadas en $\phi = 0^\circ$ y $\phi = 180^\circ$	178
Figura 4.37. Estimación de velocidades de propagación. Se muestra su valor medio (velocidad estimada) y la velocidad del acoplante (agua).....	180
Figura 4.38. Área de imagen empleada para las métricas de nitidez	181
Figura 4.39. Comparación de las métricas de nitidez para las composiciones de $M = 36$ imágenes sectoriales (a) y $M = 12$ imágenes sectoriales.....	182
Figura 4.40 a) Cuadrado de 20x20 mm centrado en el quiste QB. b) Resultado de las métricas de nitidez obtenidas.....	184
Figura 4.41. Curva de nitidez y dimensiones (criterio FWHM) para las microcalcificaciones uC1 y uC2.	185
Figura 4.42. Dimensiones (criterio FWHM) y Contraste para las microcalcificaciones uC1 y uC2.	186
Figura 4.43. Detalle de la composición espacial en la microcalcificación uC1 para las velocidades 1.440 mm/ μ s (a), 1.455 mm/ μ s (b) y 1.443 mm/ μ s.	187
Figura 4.44. Artefactos por mala estimación de velocidad media de propagación del tejido en uC1. Composición para la velocidad de tejido $c_1 = 1.471$ mm/ μ s (a) y $c_1 = 1.479$ mm/ μ s (b).	188
Figura 4.45 Detalle del quiste anecoico QB en las composiciones de velocidades a) $c_1 = 1.426$ mm/ μ s b) 1.471 mm/ μ s y c) 1.449 mm/ μ s. En rojo, región de medida del fondo. En amarillo, región de medida del quiste.....	189
Figura 4.46 a) Contraste e intensidad media normalizada al valor medio de las muestras efectuadas en los cuadrados de fondo (μ_f) y quiste (μ_q). b) Desviación típica en los cuadrados de fondo (σ_f) y quiste (σ_q)	190
Figura 4.47 Medidas de nitidez para composiciones con ajustes globales de contorno de $M_p = 5, 9$ y 17 términos.....	191
Figura 4.48 Composición espacial corregida ($c_1 = 1.4513$ mm/ μ s) de a) $M = 12$ imágenes y b) $M = 36$ imágenes	192

Figura 4.49 Valor medio y desviación típica de la intensidad del speckle, medido en los 36 B-Scan adquiridos y las composiciones espaciales de M imágenes sin corregir (SC) y corregidas.	194
Figura 4.50 Contraste (CR) de las microcalcificaciones y quiste hiperecoico, para los B-Scan y composiciones de M imágenes sin corregir (SC) y corregidas	196
Figura 4.51 Contraste (CR) en los quistes anecoicos QA y QB para los B-Scan y composiciones de M imágenes sin corregir (SC) y corregidas	197
Figura 4.52 Contraste a ruido (CNR) en los quistes anecoicos QA y QB para los B-Scan y composiciones de M imágenes sin corregir (SC) y corregidas	198
Figura 4.53 Detalle del elemento puntual estudiado para la composición espacial óptima ($c_1 = 1.449$). b) Medidas de Contraste (CR) y dimensiones (criterio FWHM).	199
Figura 4.54 Corte del elemento puntual en el eje de abscisas y en el de ordenadas	199
Figura A.1 Simplificación de la sección a -6 dB del lóbulo principal de la PSF de un array a una distancia r.	215
Figura A.2 Diagonal del rectángulo a partir del cual se estima las dimensiones de la rejilla de puntos sobre la que se calcula la PSF conjunta.	216
Figura A.3 Rejilla local de puntos sobre la que se computa la PSF.	217

LISTA DE TABLAS

Tabla 2.1 Parámetros del array utilizado en el prototipo	60
Tabla 2.2 Parámetros de adquisición.....	63
Tabla 2.3 Tamaño de la apertura y radio de giro del array en cada simulación.	72
Tabla 2.4 Parámetros de las simulaciones variando el tamaño de la apertura activa.....	75
Tabla 2.5 Tamaño de la apertura y radio de giro del array en cada simulación.	77
Tabla 4.1 Parámetros nominales del array de 3.2 MHz	131
Tabla 4.2. Resultado de la calibración para el presente experimento	135
Tabla 4.3 Parámetros de adquisición del barrido sectorial en phased-array para un reflector situado a profundidad r_f y ángulo de deflexión θ_f	137
Tabla 4.4 Valores máximo, mínimo y medio de la resolución radial para composiciones de $M = 24$ y 15 imágenes.....	145
Tabla 4.5 Variabilidad en la coordenada angular y global de la resolución radial.....	145
Tabla 4.6 Valores máximo, mínimo y medio de la resolución tangencial para composiciones de $M = 24$ y 15 imágenes.	146
Tabla 4.7 Variabilidad en la coordenada angular y global de la resolución tangencial	147
Tabla 4.8 Valores máximo, mínimo y medio de la amplitud para composiciones de $M = 24$ y 15 imágenes.....	148
Tabla 4.9 Variabilidad de la sensibilidad con las coordenadas angular y global.	149
Tabla 4.10 variabilidad en la coordenada angular y global de la sensibilidad, excluyendo $\rho=60$ mm	149
Tabla 4.11 Localización y contraste (CR) medidos para la microcalcificación uC1 en las imágenes sectoriales.....	157
Tabla 4.12 Localización y contraste medidos para la microcalcificación uC2 en las imágenes sectoriales.....	157
Tabla 4.13 Contraste (CR) y Contraste a ruido (CNR) medidos en el quiste anecoico QA para las imágenes sectoriales o B-Scan.....	160
Tabla 4.14 Contraste a ruido (CNR) y contraste (CR) medidos en el quiste anecoico QB.....	160
Tabla 4.15 Contraste (CR) medido en el quiste hiperecoico QC	162

Tabla 4.16 Valor medio y desviación típica de la intensidad del speckle en los 36 B-Scans adquiridos.....	162
Tabla 4.17 Valor medio y desviación típica de la intensidad del speckle en la composición espacial sin corregir.....	167
Tabla 4.18 Contraste medido en las microcalcificaciones uC1 y uC2, y en el quiste hiperecoico QC.....	167
Tabla 4.19 Contraste a ruido (CNR) y Contraste (CR) para los quistes anecoicos QA y QB.....	168
Tabla 4.20 Estimación de la velocidad media de propagación en el maniquí por correlación cruzada de A-Scan emitidos desde aperturas enfrentadas.....	180
Tabla 4.21 Valor medio y desviación típica de la intensidad del speckle antes y después de la corrección de velocidad.....	193
Tabla 4.22 Contraste en las microcalcificaciones uC1 y uC2, y en el quiste hiperecoico QC antes y después de la corrección de velocidad.....	195
Tabla 4.23 Contraste a ruido (CNR) y contraste (CR) para los quistes anecoicos QA y QB antes y después de la corrección de velocidad.....	196

NOMENCLATURA

D.1. VECTORES

Unidades	Definición / Descripción
\vec{a}_p	Vector de posición de la apertura respecto al centro de rotación del array.
$\vec{f}_{px} = (x_{fpx}, y_{fpx})$	Vector de posición del primer píxel de una fila.
\vec{n}	Vector unitario normal a la superficie del array, que apunta hacia el interior de la circunferencia de giro
$\vec{O}_i = (x_{oi}, y_{oi})$	Vector de posición del punto inicial del rayo i-ésimo respecto del centro de rotación del array.
\vec{p}	Vector desde el centro de la apertura al píxel de la rejilla de reconstrucción
\vec{p}_{CRA}	Vector de posición de un píxel de la rejilla de reconstrucción al centro de la imagen.
\vec{r}_i	Vector desde el elemento i-ésimo al foco del haz ultrasónico
\vec{r}_f	Vector desde el centro de la apertura al foco del haz ultrasónico
\vec{v}_{fpx}	Vector director de la fila de píxeles
\vec{v}_{ni}	Vector normal al rayo i-ésimo con sentido el del barrido de la imagen de tipo <i>B-Scan</i>
$\vec{V}_{Ri} = (v_{xRi}, v_{yRi})$	Vector director del rayo i-ésimo de una imagen de tipo <i>B-Scan</i>
\vec{v}_{Rinc}	Vector director del rayo incidente sobre la interfaz agua-tejido
\vec{v}_{Rrefr}	Vector director del rayo refractado sobre la interfaz agua-tejido
\vec{u}_n	Vector normal a la interfaz agua-tejido en el punto de incidencia del rayo
\vec{u}_t	Vector director de la recta tangente a la interfaz agua-tejido en el punto de incidencia del rayo
$\vec{\rho}$	Vector unitario en la dirección radial del sistema de referencia del centro de la imagen

D.2. ALFABETO GRIEGO

	Unidades	Definición / Descripción
A	Np/m	Coefficiente de absorción
B	°	Desviación angular de la apertura respecto a la dirección radial
Γ	°	Coordenada angular de la imagen
ΔH	mm	Separación entre hilos del phantom de calibración de velocidad
Δm		Separación entre muestras
Δr	mm	Resolución radial. Ancho del lóbulo principal de la <i>PSFC</i> en la dirección radial del sistema de imagen
Δt	mm	Resolución tangencial. Ancho del lóbulo principal de la <i>PSFC</i> en la dirección angular del sistema de imagen, en unidades de longitud
ΔToF	μs	Diferencia entre tiempos de vuelo a los hilos en el proceso de calibración de velocidad.
Δz	mm	Resolución axial. Ancho del pulso ultrasónico a -6 dB
$\Delta \alpha$	rad	Resolución lateral. Ancho del patrón lateral del array a -6 dB
$\Delta \theta$	°	Intervalo angular entre barridos lineales adquiridos desde una apertura fija
$\Delta \phi$	°	Resolución angular. Ancho del lóbulo principal de la <i>PSFC</i> en la dirección angular del sistema de imagen.
$\delta \phi$	rad	Resolución del algoritmo de minimización en la variable independiente.
E		Excentricidad. Relación entre la resolución radial y la resolución tangencial.
H		Factor de correlación entre imágenes
Θ	°	Coordenada angular respecto a la dirección normal a la apertura.
θ_a	°	Ángulo inicial de barrido de la imagen B
θ_b	°	Ángulo final de barrido de la imagen B
θ_f	°	Ángulo de deflexión del haz ultrasónico.
θ_j	°	Ángulo de deflexión de la línea de barrido (<i>A-Scan</i>) j-ésima
θ_{MAX}	°	Ángulo máximo de deflexión de los barridos lineales adquiridos desde una apertura fija
θ_p	°	Coordenada angular del píxel respecto a la dirección normal de la apertura
κ_i	rad	Ángulo del rayo incidente respecto a la normal de la interfaz agua-tejido (phantom)

	Unidades	Definición / Descripción
κ_r	rad	Ángulo del rayo refractado respecto a la normal de la interfaz agua-tejido (phantom)
Λ	mm	Longitud de la onda ultrasónica
μ_f		Valor medio del <i>speckle</i>
ξ_{ROi}	rad	Ángulo de rotación del vector radial empleado para hallar el vector director de la línea de barrido
ξ_{ROi}	rad	Ángulo de rotación del vector radial para obtener el vector director de la línea de barrido i -ésima que parte de la apertura.
P		Coordenada radial de la imagen
ρ_{inc}	mm	Coordenada radial del punto de incidencia del rayo i -ésimo
ρ_{prox_i}	mm	Distancia del origen al rayo i -ésimo. Ecuación del rayo en coordenadas polares
$\rho_{Ri}(\phi)$		Ecuación del rayo i -ésimo en coordenadas polares
τ_i^E		Retardo de emisión del elemento i de la apertura, relativo al proceso de focalización
τ_i^R		Retardo de emisión del elemento i de la apertura, relativo al proceso de focalización
Φ	rad	Fase de la onda ultrasónica
Φ	°	Posición angular de la apertura en el radio de giro
ϕ_0	°	Coordenada angular inicial de búsqueda del mínimo de la función $H_i(\phi)$
ϕ_1	°	Coordenada angular tal que $signo(H(\phi_1)) \neq signo(H(\phi_0))$
ϕ_{inc_i}	°	Coordenada angular del punto de incidencia del rayo i -ésimo
ϕ_{prox_i}	rad	Ángulo de la dirección radial que une el origen con el rayo i -ésimo. Ecuación del rayo en coordenadas polares.
ω_p	rad/s	Pulsación de la onda ultrasónica

D.3. ALFABETO LATINO

	Unidades	Definición / Descripción
t_i^E		Tiempo de vuelo de ida para el elemento i . Tiempo de propagación de la onda acústica entre el elemento i y el foco
t_i^R	s	Tiempo de vuelo de ida y vuelta para el elemento i . Suma del tiempo de propagación de la onda acústica emitida por el elemento i y el foco, y la requerida por un eco generado en esa posición hasta ese mismo elemento.
(x_c, y_c)	(mm,mm)	Coordenadas de la apertura respecto al centro de rotación
(x_p, y_p)	(mm,mm)	Coordenadas de un píxel de la rejilla de reconstrucción, referenciadas al centro de la apertura de adquisición de la imagen B
(x_R, y_R)	(mm,mm)	Coordenadas del reflector respecto al centro de la apertura en la calibración del radio de giro y el desajuste de la normal a la apertura con la dirección radial.
A		Amplitud máxima de la <i>PSFC</i>
A(t)		Envolvente del pulso ultrasónico, modelado como una función gaussiana
B		Parámetro dependiente del ancho de banda del transductor
B	%	Ancho de banda relativo a la frecuencia central del transductor
C	mm/ μ s	Velocidad de propagación de la onda ultrasónica
c_{agua}	mm/ μ s	Velocidad de propagación en el medio acoplante (agua)
Ceil		Función de redondeo hacia infinito
c_k		Coefficientes del polinomio trigonométrico empleado para parametrizar la interfaz agua-tejido (phantom).
CNR		Relación de contraste a ruido
c_{tejido}	mm/ μ s	Velocidad media de propagación en el tejido biológico / phantom
$c\theta_i$		En la matriz que contiene el <i>B-Scan</i> , columna que contiene las muestras correspondientes a la línea de barrido deflectada un ángulo θ_i
D	mm	Tamaño de la apertura
D		Distancia entre elementos del array
d_{pi}		Proyección del píxel en el rayo i -ésimo
DR	dB	Rango dinámico de una imagen
d_{spi}		Proyección del píxel sobre el rayo i -ésimo
$F(x_m, y_m)$		Función de intensidad de la imagen en la muestra (x_m, y_m)
FA		Factor de Array
F_{Bren}		Función de foco o Métrica de nitidez de Brenner

	Unidades	Definición / Descripción
f_c		Relación entre las velocidades de propagación del agua y del tejido (phantom)
Floor		Función de redondeo hacia cero
F_M		Longitud, en muestras, del filtro de media móvil empleado en la detección de la interfaz
f_{ri}		Índice de la fila donde se encuentran las muestras a la profundidad r_i en la matriz que contiene el <i>B-Scan</i>
F_{Ten}		Función de foco o Métrica de nitidez de Tenenbaum
F_{VarN}		Función de foco o Métrica de nitidez de Varianza Normalizada
<i>FWHM</i>		Full Width at Half Maximum. Criterio según el cual la resolución espacial se define como el ancho del lóbulo principal a la mitad del valor del máximo.
G	mm	Zona muerta entre los elementos del array
$G(\phi)$	mm	Parametrización de la interfaz agua-tejido (phantom) en coordenadas polares
G_n		Muestra n-ésima de la interfaz agua-tejido (phantom) para su parametrización global
H	mm	Altura del triángulo formado por la composición espacial de barridos lineales adquiridos desde una apertura fija
$H(\phi)$		Función de minimización para el cálculo del punto de incidencia en la interfaz.
$I()$		Intensidad estimada de la imagen
i_{x_R}		Índice de la muestra
i_{x_θ}		Índice de línea de barrido (<i>A-Scan</i>)
k_c	mm	Coseno del ángulo del rayo incidente con la normal a la interfaz agua-tejido (phantom)
k_f	mm	Distancia al primer píxel de la fila en la rejilla de reconstrucción
k_r	mm	Distancia al primer punto del rayo
L_A, L_B	mm	Dimensiones del rectángulo que contiene al lóbulo principal de la <i>PSF</i>
$l_{ai}(s)$		Polinomio de Lagrange de la muestra anterior a la proyección del píxel en el rayo i-ésimo
$l_{bi}(s)$		Polinomio de Lagrange de la muestra posterior a la proyección del píxel en el rayo i-ésimo
$l_i(r)$		Polinomio de Lagrange de la muestra situada a una distancia r_i del transductor
L_M	mm	Dimensiones de la rejilla local para el cómputo de la <i>PSF</i>
$l_{pi}(ds)$		Polinomio de Lagrange de la interpolación del rayo i-ésimo

	Unidades	Definición / Descripción
M		Número de <i>B-Scans</i> empleados en la composición espacial
M	mm/mm	Pendiente de la recta tangente a la interfaz agua-tejido.
$M_R()$		Matriz de rotación
N		Número de elementos de un array transductor
P		Pérdidas de propagación y absorción
<i>PSF</i>		Point Spread Function. Función de respuesta al impulso del sistema de imagen de tipo B.
<i>PSFC</i>		Función de respuesta al impulso del sistema de composición espacial de imágenes
R	mm	Distancia de propagación. Profundidad de la imagen ecográfica convencional o <i>B-Scan</i>
r_a	mm	Rango inicial de muestreo de un <i>B-Scan</i> o imagen B
r_b		Rango final de muestreo de un <i>B-Scan</i> o imagen B
R, r_c	mm	Radio de giro del array
R_f, r_f	mm	Profundidad de foco
r_i	mm	Profundidad de la muestra <i>i</i> -ésima de un <i>A-Scan</i> (línea de barrido)
r_p	mm	Profundidad de píxel (distancia entre el píxel y el centro de la apertura)
R_u	mm	Límite de campo cercano.
R_w	mm	Distancia recorrida por el frente de ondas desde el instante $t = 0$.
S		Sensibilidad angular del array
S_{ai}	mm	Distancia de la muestra anterior a la proyección del píxel sobre el rayo respecto del punto inicial
S_{bi}	mm	Distancia de la muestra posterior a la proyección del píxel sobre el rayo respecto del punto inicial
SF		
SNRs		Relación señal a ruido de <i>speckle</i> o ruido espacial
ToF_1, ToF_2	μs	Tiempos de vuelo al hilo 1 y 2 del phantom de calibración de la velocidad de propagación en el acoplante (agua)
T	s	Tiempo
t_1	ns	Tiempo de vuelo entre la apertura 1 y un dispersor. Estimación de la velocidad de propagación mediante la correlación cruzada
t_2	ns	Tiempo de vuelo entre la apertura 2 y un dispersor. Estimación de la velocidad de propagación mediante la correlación cruzada.

	Unidades	Definición / Descripción
t_{sa}	ns	Intervalo de muestreo en profundidad para cada línea de barrido (<i>A-Scan</i>)
W	mm	Ancho de los elementos en el plano de elevación, perpendicular al de imagen
$X(x,y)$		Imagen. Matriz de píxeles con un valor de intensidad asociado a cada uno
X_1	mm	Distancia aparente entre la apertura de referencia y un dispersor, según el tiempo de vuelo dado por la apertura 1. Estimación de la velocidad de propagación por la correlación cruzada
X_2	mm	Distancia aparente entre la apertura de referencia y un dispersor, según el tiempo de vuelo dado por la apertura 2. Estimación de la velocidad de propagación por la correlación cruzada
X_{error}	mm	Diferencia entre las distancias medidas con los tiempos de vuelo de las aperturas enfrentadas en la estimación de la velocidad de propagación mediante la correlación cruzada.
X_{max}		Intensidad máxima de una imagen
X_{min}		Intensidad mínima de una imagen

LA IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO DE CÁNCER DE MAMA

La mamografía es la técnica de imagen estándar de los programas de cribado de cáncer de mama. A pesar de ser cuestionada por diversos colectivos [Gotzsche 13], es una herramienta que ha demostrado su utilidad para el diagnóstico precoz de la enfermedad. Sin embargo, en los últimos años, ha crecido el interés por técnicas ultrasónicas, que no utilizan radiación ionizante. La clave está en sistemas automáticos de imagen ultrasónica 3D, en contraste con la ecografía convencional que proporciona imágenes 2D de forma manual. De este modo se aprovechan las ventajas de los ultrasonidos frente a la mamografía (mayor especificidad, válido para mamas radiográficamente densas, multimodalidad, imagen 3D) y se superan los inconvenientes de carencia de registros repetibles, adquisición por un radiólogo, tiempo de exploración e imagen global del órgano que presentan las técnicas manuales.

Esta Tesis se enmarca en los esfuerzos realizados por diversos grupos de investigación para obtener una alternativa al cribado estándar por rayos X (mamografía). En este primer capítulo se detallan los condicionantes de la aplicación, técnicas de cribado y estado del arte en cuanto a sistemas automáticos y técnicas de imagen ultrasónica dirigidas a la detección precoz del cáncer de mama.

1.1 EL CÁNCER DE MAMA

El cáncer de mama se encuentra entre los tumores malignos más frecuentes y es la primera causa de muerte prematura entre las mujeres de los países desarrollados. En el año 2008, fue el cáncer más diagnosticado, representando el 23% de los cánceres detectados y el 14% de las muertes causadas por esta enfermedad [Jemal 11].

Las causas que provocan el cáncer de mama (etiología) son por ahora desconocidas y los factores de riesgo conocidos no son modificables. La incidencia de la enfermedad está aumentando como consecuencia del envejecimiento de la población [De Angelis 09]. La menarquía precoz, menopausia tardía, tratamientos hormonales y la maternidad tardía son

también factores de riesgo [Fisher 98]. La mayor incidencia se concentra en Europa occidental, América del Norte, Australia y Nueva Zelanda, observándose un fuerte incremento en países como China o India [Kawamura 05], donde el historial personal y familiar es también un factor de riesgo. Los casos con mayor concentración de tejido radiológicamente denso, de difícil diagnóstico por mamografía, son también proclives al cáncer de mama [Ford 94] [Easton 97].

En una primera fase, las células cancerígenas se encuentran confinadas en los ductos o conductos lactíferos (carcinoma ductal *in situ*, *DCIS*) y lobulillos (carcinoma lobulillar *in situ*, *LCIS*). Los conductos lactíferos parten del pezón y se ramifican por el contorno de la mama (Figura 1.1). A su vez, cada conducto se ramifica en lobulillos, formados por alveolos encargados de segregar la leche y los ductúlos, que permiten verterla al ducto lactífero. El tejido conjuntivo conecta los lóbulos con el tejido adiposo que se encuentra en los espacios interlobulares. Los ligamentos de Cooper están formados por tejido conectivo y unen el tejido subcutáneo con el interior.

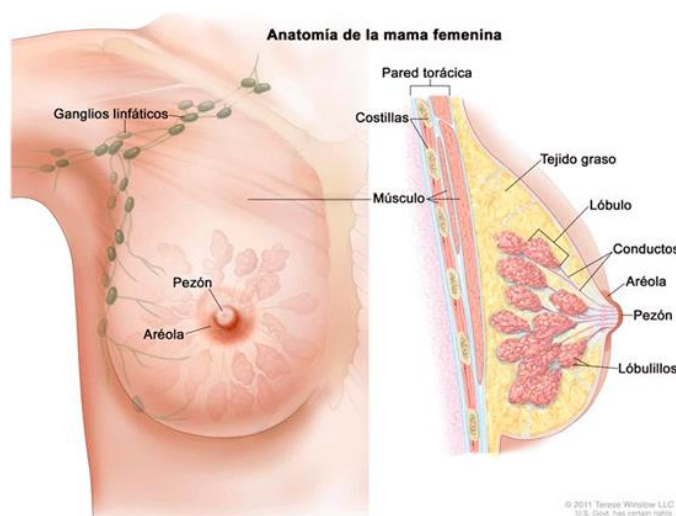


Figura 1.1 Detalle de la anatomía de la mama. Fuente: <http://www.cancer.gov>

1.2 PROGRAMAS DE CRIBADO

Un programa de cribado de cáncer de mama persigue la reducción de la mortalidad y la agresividad del tratamiento en caso de que fuera necesario, mediante la detección precoz de la enfermedad [Duffy 06]. Se aplica generalmente a toda una población de mujeres asintomáticas en un rango de edades específico.

Los mejores resultados se obtienen cuando se detecta el cáncer *in situ*, ya que puede ser suficiente combinar la extracción del tumor junto con tejido sano circundante (lumpectomía)

con radioterapia, descartando soluciones más dramáticas como la mastectomía [Soeteman 13]. La detección mediante técnicas no invasivas de imagen permite la localización precisa de las lesiones, algo especialmente útil para el tratamiento, biopsia o intervención quirúrgica.

En la actualidad, existe controversia sobre la edad de comienzo del cribado, situándose entre los 40 [Lee 10] y los 50 años [Tonelli 11]. La inmensa mayoría de las mujeres objeto del cribado nunca desarrollará la enfermedad. Además, el posible sobrediagnóstico y el coste que supone al sistema de salud, han puesto en cuestión la conveniencia del actual programa de detección precoz basado en mamografía [Gotzsche 13].

La mamografía es hoy la técnica de referencia para la detección precoz del cáncer de mama. Esta modalidad de imagen, basada en rayos X, tiene una efectividad demostrada en varios trabajos y presenta mínimos efectos adversos. La adquisición la puede realizar un técnico de manera ágil, consiguiendo un elevado rendimiento a bajo coste.

Los mamógrafos digitales han conseguido igualar en prestaciones a los de película, con el añadido de solventar las limitaciones en rango dinámico y contraste [Chevalier 10]. La digitalización permite, por otra parte, independizar la adquisición, el almacenamiento y la presentación de imágenes. Asimismo, se pueden emplear técnicas destinadas a mejorar la calidad de la imagen, como la tomosíntesis, realce de contraste por sustracción digital de imágenes o imagen por contraste de fase [Niklason 98].

Una mamografía tiene una resolución muy alta, equivalente a 50-100 μm . Proporciona una sensibilidad o probabilidad de detectar cáncer cuando existe entre el 85% y el 95%, y una especificidad o probabilidad de obtener un resultado negativo cuando no existe cáncer superior al 90%. Sin embargo, al ser escasa la proporción de la población que padece la enfermedad (baja prevalencia), el valor predictivo positivo es de un 5%-10%. Es decir, sólo un pequeño porcentaje de mujeres con diagnóstico sospechoso de tener cáncer realmente lo tendrán. Ello hace necesario el empleo de otras técnicas complementarias para confirmar el diagnóstico, como son la imagen por resonancia magnética (*MRI*), la ecografía y la biopsia.

La resonancia magnética es la técnica de imagen más cara de las empleadas en el cribado de cáncer de mama. La *ACR* (*American College of Radiology*) recomienda esta técnica sólo para mujeres con alto riesgo de padecer cáncer. Además, a pesar de su alta sensibilidad, lesiones de gran relevancia para la detección precoz como el *DCIS*, pueden apreciarse en la mamografía y son indetectables en la resonancia magnética.

Se ha demostrado en múltiples estudios la eficacia de los programas de detección precoz, que han medido la reducción de la mortalidad en un 20-30% [Smith 04]. No obstante, se estima que, por cada 2000 mujeres diagnosticadas por mamografía, una salvará la vida; en cambio, 10

mujeres serán tratadas a pesar de no haber desarrollado la enfermedad (sobrediagnóstico), mientras que a 200 de ellas se las volverá a llamar para un segundo examen sin necesidad (falso positivo), con la consiguiente tensión psicológica y costes añadidos para el sistema de salud [Gotzche 13].

En resumen, aunque los actuales programas de cribado por mamografía es la técnica estándar de cribado para esta enfermedad, todavía presenta problemas y limitaciones que han generado una cierta controversia respecto a su utilidad, llegando incluso a ser cuestionada (informe Cochrane, [Gotzche 13]).

1.3 LA ECOGRAFÍA CONVENCIONAL.

En los programas de cribado de cáncer de mama, la mamografía es la única técnica de eficacia probada. La ecografía se emplea mayoritariamente para la evaluación de lesiones, el guiado de biopsias y en el seguimiento de las lesiones durante el tratamiento neoadyuvante¹. Sin embargo, en algunos casos, como los de mama densa, la mamografía no da la selectividad y sensibilidad esperables, por lo que cobra sentido el empleo de la ecografía para la detección de lesiones. En cualquier caso, la ecografía es capaz de describir y caracterizar la mayoría de las lesiones localizadas previamente en la mamografía. De hecho, existe una clasificación paralela a la de las lesiones detectadas en la mamografía (*BI-RADS*), específico para la ecografía (*BI-RADS-ecografía* [Mendelson 13]).

La ecografía se basa en la técnica de *pulso-eco*. Valiéndose del efecto piezoeléctrico del transductor, se emite un pulso ultrasónico y se reciben los ecos producidos por los cambios de impedancia acústica del medio que se corresponden a variaciones de densidad y/o velocidad en los tejidos. Si se conoce la velocidad del medio, puede establecerse una correspondencia entre la profundidad o distancia al transductor y el tiempo en el que se registran los ecos (*tiempo de vuelo*, en ida y vuelta desde el transductor hasta el reflector).

Los ecógrafos emplean varios cristales piezoeléctricos dispuestos, por lo general, en un array lineal 1D. A diferencia del mono-elemento, que genera un haz ultrasónico fijo, definido por su geometría y su respuesta en frecuencia, un array permite deflectar y focalizar (enfocar) el haz, mediante el control electrónico del instante de excitación individual de los elementos y de los

¹ Quimioterapia administrada antes de la cirugía.

retardos aplicados a las señales de eco recibidas por cada elemento. Los arrays 1D realizan el enfoque en el plano de azimut o de imagen (xz de la Figura 1.2).

La imagen ecográfica convencional 2D se obtiene al realizar un barrido lineal o angular del haz. En el primer caso, se utiliza un subconjunto de elementos que se utiliza para obtener una única línea, desplazándose a lo largo de la apertura para generar las restantes líneas de la imagen. En el barrido angular, se modifican los retardos aplicados en emisión y recepción para producir haces deflectados que cubren un sector circular. Estos procesos se hacen en tiempo real, permitiendo visualizar el movimiento de los órganos y responder instantáneamente a la acción del operador sobre el transductor. Además, la ganancia de cada elemento puede controlarse para optimizar las características de radiación del array (apodización).

La Figura 1.2 muestra la geometría de un array 1D. El foco F programado por los retardos de enfoque se sitúa en las coordenadas polares (R_f, θ_f) con origen en el centro del array. En el foco, el haz es más estrecho e intenso.

Un array 1D tiene N elementos ($N = 8$ en la Figura 1.2), a intervalos d distribuidos regularmente a lo largo del eje x , siendo la apertura total $D = Nd$. La anchura de los elementos (W) es, por lo general, $W \gg d$. Además, los arrays para aplicaciones médicas suelen estar focalizados en esta dirección (elevación) mediante una lente acústica o cerámicas curvadas.

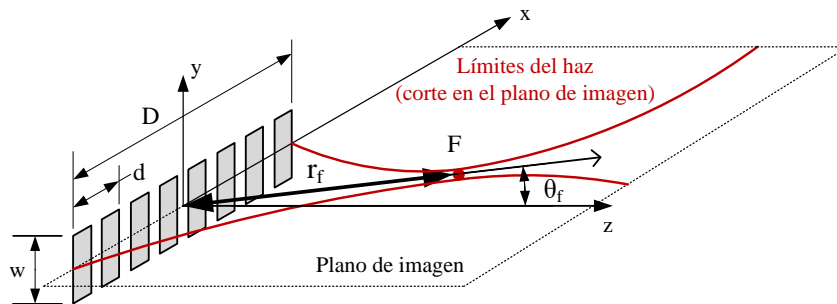


Figura 1.2. Representación de un array lineal 1D. Definiciones geométricas.

La capacidad de focalización se extiende desde las proximidades del array hasta el límite de campo cercano del array o apertura, definido por [Kino 87]

$$R_u = \frac{D^2}{4\lambda}, \quad (1.1)$$

siendo λ la longitud de onda en el medio de propagación. La emisión de los elementos se puede considerar omnidireccional en el plano xz (por ser pequeños en la dirección x), mientras que la

mayor anchura de los elementos en la dirección y y mantiene el haz colimado en el plano yz hasta una distancia $\frac{W^2}{4\lambda}$.

De los diversos métodos de focalización desarrollados, la ecografía médica emplea normalmente la técnica de *phased-array* y barrido sectorial para generar la imagen utilizando los N elementos del array tanto en emisión como en recepción.

En emisión se conforma un haz deflectado en la dirección θ_f con un foco a profundidad R_f . En recepción, se compensan las diferencias en los tiempos de llegada a los elementos del array de los ecos provenientes desde cada foco en la dirección θ_f (enfoque dinámico). El conjunto de muestras resultantes da lugar a una traza (*A-Scan*) para cada dirección considerada. El *A-Scan* es una representación en amplitud (de ahí el nombre *A-Scan*) de la reflectividad del medio en la dirección θ_f , en función del tiempo de vuelo t , relacionado con la profundidad r a través de la velocidad del sonido c ($t = \frac{2r}{c}$), donde el factor 2 tiene en cuenta el tiempo de vuelo en ida y vuelta propio de la técnica pulso-eco.

En la denominada “imagen sectorial”, el barrido se lleva a cabo cambiando la dirección de propagación θ_f entre disparos y manteniendo constante la apertura activa. Por su parte, en un “barrido lineal”, se emplea una subapertura de $M < N$ elementos que obtienen un único *A-Scan* en dirección θ_f . El resto de líneas paralelas se obtiene desplazando esta sub-apertura sobre el total de elementos del array. La imagen de tipo B o *B-Scan* resulta de la agrupación de *A-Scans* contiguos.

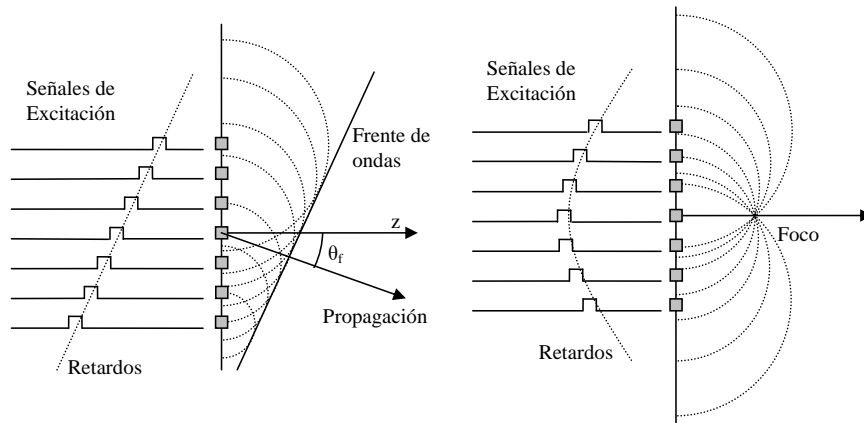


Figura 1.3 Explicación intuitiva de la deflexión en la dirección θ_f (izquierda) y la focalización (derecha), mediante el retardo de la señales de excitación de los elementos (principio de Huygens).

La deflexión del haz ultrasónico se realiza manipulando los retardos en la señal de excitación de cada elemento del array, como se muestra en la Figura 1.3. De esta manera se consigue que la interferencia de las ondas generadas por cada elemento, consideradas omnidireccionales en el plano de imagen, cree un frente de ondas que se propague en la dirección deseada. Análogamente, el haz ultrasónico puede focalizarse en cualquier punto del campo cercano. Para ello se retrasa la señal de excitación de cada elemento, a fin de que los frentes de onda interfieran constructivamente en el foco, incrementando la presión acústica por un factor N . Mientras que en ese punto se conseguirá la intensidad máxima, en el resto de los puntos la intensidad será menor.

El conjunto de los retardos aplicados a los elementos del array a fin de conseguir la deflexión y la focalización del haz se denomina ley focal en emisión. La Figura 1.4 derecha muestra la geometría para el cálculo de los retardos, para un array lineal y un foco F situado en la coordenada polar (R_f, θ_f) , donde \vec{r}_i y \vec{r}_f son los vectores hasta el foco, desde el elemento i y desde el origen de coordenadas $O(0,0)$, respectivamente.

El tiempo de vuelo desde la emisión por el elemento X_i en la coordenada cartesiana $(x_i, 0)$ hasta el foco en la posición (R_f, θ_f) es:

$$t_i^E = \frac{|\vec{r}_i|}{c} = \frac{1}{c} \sqrt{R_f^2 + x_i^2 - 2R_f x_i \sin \theta_f} \quad (1.2)$$

El retardo en emisión τ_i^E se elige de manera que la suma $\tau_i^E + t_i^E$ sea constante para todos los elementos del array. Así se consigue que los frentes de onda lleguen en fase al foco. Tomando como origen de tiempos la emisión desde el punto $O(0,0)$ se obtiene:

$$\tau_i^E = \frac{|\vec{r}_f| - |\vec{r}_i|}{c} = \frac{1}{c} \left(R_f - \sqrt{R_f^2 + x_i^2 - 2R_f x_i \sin \theta_f} \right) \quad (1.3)$$

En un único disparo, sólo se puede generar un foco de emisión. Para no perder calidad en la imagen, en ecografía médica se realizan varios disparos para situar el foco de emisión a distintas profundidades. Los *A-Scans* resultantes se combinan para mantener la resolución espacial y el rango dinámico.

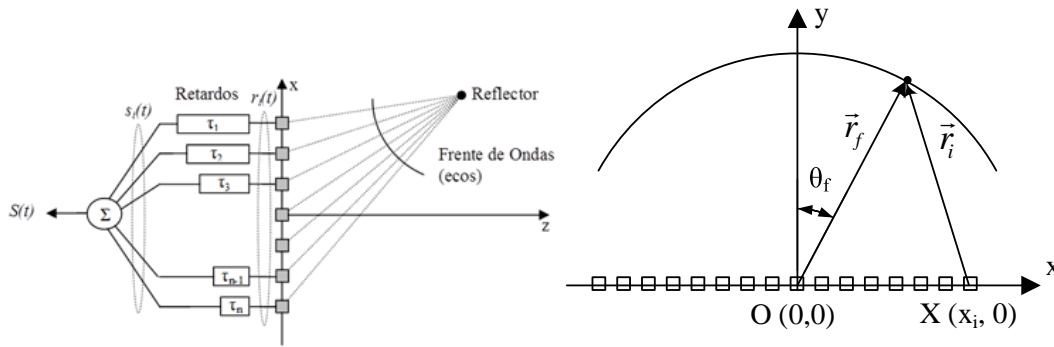


Figura 1.4 Conformador de retardo y suma (izquierda) y Geometría empleada para el cálculo de las leyes focales (derecha)

La focalización en recepción realiza la suma coherente de las señales recibidas por los elementos, esto es, una suma en la que sólo participan señales procedentes del foco. Para ello, el conformador retarda las señales recibidas, compensando las diferencias en los tiempos de llegada del eco desde el foco a cada elemento, para alinearlas en el tiempo y sumarlas coherentemente (conformador de retardo y suma). La salida refuerza las señales procedentes del foco frente al ruido o a otros ecos que no provengan del foco (Figura 1.4 dcha.).

Así, las señales $s_i(t)$, denominadas datos de apertura, son el resultado de la operación de conformado expuesto: a la señal recibida por el elemento i , $r_i(t)$ se le aplica un retardo τ_i que compensa las diferencias entre los tiempos de vuelo comprendidos entre el foco F y cada elemento i .

$$s_i(t) = r_i(t - \tau_i) \quad (1.4)$$

La salida del conformador es el resultado de la operación de retardo y suma:

$$S(t) = \sum_{i=1}^N s_i(t) = \sum_{i=1}^N r_i(t - \tau_i) \quad (1.5)$$

El cálculo de los retardos τ_i es análogo a los de la ley focal en emisión. Suponiendo la geometría de la dcha. y tomando como origen de tiempos el centro del array, el tiempo de ida y vuelta al elemento i es:

$$t_i^R = \frac{|\vec{r}_f| + |\vec{r}_i|}{c} = \frac{1}{c} \left(R_f + \sqrt{R_f^2 + x_i^2 - 2R_f x_i \sin \theta_f} \right) \quad (1.6)$$

Nuevamente, debe tomarse un valor de la suma $\tau_i^R + t_i^R$ que sea el mismo para todos los elementos del array. Si se hace coincidir la suma con el tiempo de ida y vuelta del reflector al centro del array se tiene:

$$\tau_i^R = \frac{2|\vec{r}_f|}{c} - t_i^R = \frac{1}{c} \left(R_f - \sqrt{R_f^2 + x_i^2 - 2R_f x_i \sin \theta_f} \right) \quad (1.7)$$

Análogamente, se define como ley focal en recepción al conjunto de retardos τ_i^R .

Sin embargo, hay una diferencia sustancial entre la emisión y la recepción: Mientras que en emisión solo se puede generar un foco por disparo, en recepción el foco puede seguir al frente de ondas en su propagación, técnica que se denomina de focalización dinámica. Teniendo en cuenta que la posición del frente de ondas es

$$R_W = c.t \quad (1.8)$$

puede calcularse el retardo para cada elemento i en función del tiempo, y del ángulo de deflexión θ_f :

$$\tau_i^R(t) = t - \sqrt{t^2 - \frac{2x_i \sin \theta_f}{c} t + \frac{x_i^2}{c^2}} \quad (1.9)$$

En la práctica, la variación de los retardos se discretiza en los conformadores digitales. En el caso óptimo, se crea un foco en cada muestra adquirida. La focalización dinámica proporciona

mejor resolución espacial y contraste, además de una mejor relación señal a ruido con respecto a los sistemas que operan con un único foco en recepción (foco fijo).

Idealmente, la única fuente de sonido es el transductor, la velocidad del sonido es constante en el área de la imagen, y el haz se propaga en línea recta. De ser así, la calidad de la imagen de un ecógrafo vendría dada únicamente por el patrón de radiación del array, suponiendo que la electrónica no la deteriora. Sin embargo, los tejidos biológicos son heterogéneos y tienen unas propiedades acústicas cambiantes, no sólo entre sujetos, sino en el tiempo para un mismo individuo. Por ello, es imposible conocer *a priori* la velocidad de propagación del sonido por los tejidos con la suficiente precisión como para evitar artefactos y errores en el posicionamiento de los reflectores en el plano de imagen. Los ecógrafos suponen velocidad nominal constante y las variaciones encontradas en la propagación producen las llamadas aberraciones de fase. Además, pueden aparecer múltiples ecos (reverberaciones internas), fenómenos de refracción y difracción, y se produce una atenuación inherente a la propagación por absorción y dispersión (scattering). Como resultado, la focalización es imperfecta, y se generan artefactos en la imagen ecográfica, entre los cuales destacan [Hindi 13]:

- Reverberaciones. Se producen entre dos reflectores especulares a lo largo de la dirección axial o de propagación. Por tanto, depende de la dirección de propagación.
- Cola de cometa. Se origina por dos reflectores especulares muy próximos entre sí. La reverberación formada entre ellos da lugar a una serie de ecos que se van atenuando con el tiempo (profundidad de la imagen).
- Sombras. Se genera una banda anecoica detrás de una región que presenta una alta reflectividad, enmascarando los ecos generados por estructuras posteriores. Se debe a la presencia de tumores densos y calcificaciones.
- Reforzamiento posterior. Cuando el ultrasonido atraviesa embolsamientos de líquido, estos apenas atenúan la señal. Como resultado, los ecos posteriores se sobre-amplifican.
- Artefactos de refracción. La refracción, o cambio de dirección de propagación del haz, se origina en las interfaces de tejidos con diferente velocidad del sonido. En el tejido adiposo en general la velocidad media típica es de 1450 m/s [Azhari 10], mientras que en tejido blando humano es de 1540 m/s. Puesto que los ecógrafos no tienen en cuenta estos cambios de dirección, los reflectores se representan en la pantalla en posiciones que no se corresponden con la realidad. Las estructuras pueden por tanto aparecer desplazadas o incluso duplicadas.
- Sombra por refracción. Aparece sobre todo en las cercanías de quistes, donde la interfaz curva refracta la onda ultrasónica incidente y la de retorno. En el proceso de refracción, se produce una pérdida por reflexión en la interfaz que se añade a la de atenuación en

el tejido. Como resultado, el área que rodea a las paredes laterales del quiste puede aparecer sombreada.

- Error en la estimación de la velocidad de propagación (aberraciones de fase). Los ecógrafos convencionales calculan las leyes focales suponiendo una velocidad uniforme del tejido de 1540 m/s. Sin embargo, la velocidad del sonido oscila entre los 1420 o 1430 m/s del tejido adiposo en la mama [Duck 90] y los 1600 m/s del músculo. El error en las leyes focales provoca pérdidas de resolución espacial y e imprecisiones en el posicionamiento de las estructuras en la imagen.
- El ruido estructural (o *speckle*) que se debe a la combinación de ecos no resolubles que producen multitud de reflectores de tamaño inferior a la longitud de onda en el tejido. Estos ecos dan lugar a un patrón de interferencia que forma la textura granular típica de las imágenes ecográficas [Buckhardt 78]. En el caso de la mama, el *speckle* puede enmascarar la presencia de microcalcificaciones, por lo que son importantes técnicas para su cancelación o reducción.

A pesar de que algunos artefactos, como las sombras, pueden utilizarse para el diagnóstico de tumores, sus efectos son por lo general no deseados. Para minimizar los efectos del *speckle* y artefactos debidos a la dirección de insonificación, ciertos ecógrafos realizan la composición espacial de varios barridos lineales que se diferencian únicamente en el ángulo de deflexión (Figura 1.5). Con esto se consiguen distintas perspectivas del área a examinar. Promediando las imágenes adquiridas se reduce la variabilidad de la textura y el *speckle* [Entrekin 99], [Wilhelm 04].

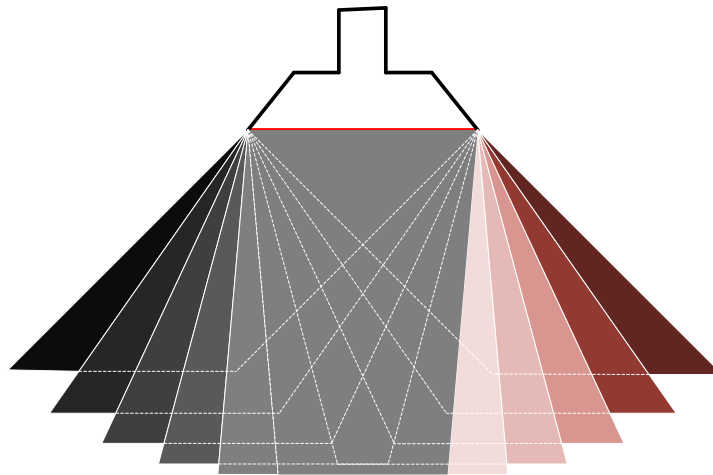


Figura 1.5 Composición espacial de imágenes ecográficas: Consiste en el promediado de barridos lineales con distintos ángulos de deflexión.

La ecografía de la mama exige una elevada resolución espacial y un buen contraste. Los transductores empleados son generalmente arrays lineales de frecuencias elevadas (7-12 MHz) llegando incluso a los 18 MHz. La resolución axial (en la dirección de propagación) mejora con transductores de alta frecuencia y técnicas como la imagen armónica. La composición espacial permite mejorar la visión del contorno de los nódulos. Por último, y no menos importante, la ecografía permite combinar la imagen convencional con otras modalidades, como el Doppler (que visualiza la velocidad de la sangre y, por tanto, la vascularización de los tejidos) o la elastografía (que obtiene imágenes de la rigidez de los tejidos). Todas estas modalidades pueden obtenerse con las mismas técnicas ecográficas, que proporcionan una mejor sensibilidad y selectividad del examen. Asimismo, se ha propuesto una metodología de examen manual, la ecografía ductal o radial, que permite detectar tumores cancerígenos en su primera fase de desarrollo con relativa seguridad, si bien con un elevado tiempo de exploración [Teboul 10].

En resumen, la ecografía de la mama es una herramienta complementaria al cribado por mamografía dado que depende de la experiencia del operador, puede no detectar las lesiones más pequeñas y no proporciona registros repetibles para un seguimiento histórico.

1.4 TÉCNICAS ULTRASÓNICAS PARA EL CRIBADO DE CÁNCER DE MAMA

La ecografía se emplea habitualmente como herramienta auxiliar a la mamografía. Los ecógrafos actuales ofrecen distintas modalidades de imagen, lo que permite una buena caracterización de las lesiones. La ecografía, a diferencia de la mamografía, permite observar la lesión desde múltiples planos para evaluar la estructura interna, orientación, morfología y márgenes. Además, la ecografía muestra el mismo buen comportamiento tanto en mama grasa

como en mama radiológicamente densa (con mayor proporción de tejido fibroglandular) lo que permite descubrir lesiones ocultas en la mamografía. Requiere un radiólogo cualificado que correlacione los hallazgos clínicos en la mamografía con los de la ecografía [Martín 10].

En la actualidad, la ecografía no se recomienda como técnica preferente de cribado dado que presenta tres grandes inconvenientes. Por un lado, las microcalcificaciones, síntoma habitualmente asociado a la enfermedad, son difíciles de detectar debido a la menor resolución espacial y al ruido estructural (*speckle*). Por otra parte, la ecografía debe realizarse manualmente por un radiólogo experto en patologías mamarias, requiriendo gran tiempo y destreza para el examen. Finalmente, con la práctica ecográfica actual es difícil disponer de registros históricos espacialmente equivalentes para realizar un seguimiento periódico.

En los últimos años se han propuesto diferentes tecnologías para facilitar el diagnóstico del cáncer de mama por ultrasonidos, tratando de superar los inconvenientes citados. En los siguientes apartados se hace una reseña de las alternativas propuestas.

1.5 RESEÑA HISTÓRICA DE LA IMAGEN POR ULTRASONIDOS APLICADA A LA MAMA

En 1951, Wild y Neal [Wild 51] diseñaron un rudimentario equipo de alta frecuencia (15 MHz) con el que fueron capaces de visualizar *A-Scans* (trazas en un osciloscopio de las señales de eco recibidas por un transductor). Con estos equipos se consiguió medir la impedancia acústica del tejido mamario sano. A partir de este valor se consiguió caracterizar acústicamente un tumor benigno y otro maligno.

El siguiente trabajo, desarrollado principalmente por Wild y Reid [Wild 52], se obtuvieron las primeras imágenes de mama (ver Figura 1.6), que permitieron caracterizar 21 tumores. Las imágenes *B-Scan* se componen de múltiples líneas *A-Scan* adyacentes en las que la amplitud se representa por el brillo en la pantalla (de ahí el nombre *B-Scan*, B=*Bright*) y la profundidad por la escala de tiempo. En [Howry 54] se consiguen imágenes de tipo *B-Scan* de mayor calidad con transductores focalizados de menor frecuencia Finalmente, [Wild 54] presenta los primeros resultados clínicos.

Estos resultados alientan el desarrollo de los equipos de imagen ultrasónica en la década de los 60. En [DeLand 69], se presenta un sistema con 5 cristales transductores, uno como emisor y cuatro como receptores. Se hacía el examen de una mama por vez con la paciente en decúbito supino (boca arriba) y se utilizaba una capa de agua como acoplante, lo que permitía hacer imagen del contorno de la piel sin deformaciones.

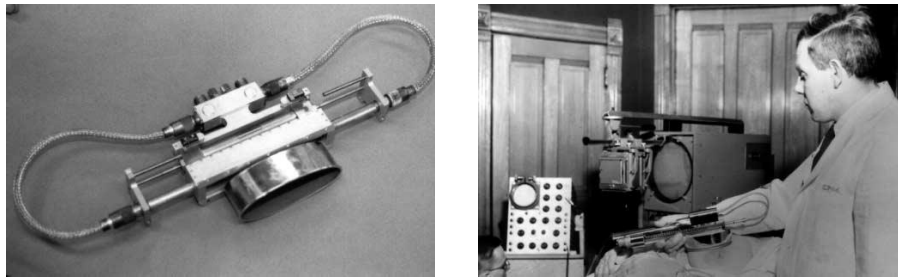


Figura 1.6 A la izquierda, el primer transductor destinado a caracterizar masas de la mama, diseñado por Wild en 1951. A la derecha, el Dr. Wild emplea la segunda versión, que data de 1952, en la primera aplicación en tiempo real de imagen ultrasónica. [Dempsey 04].

En 1959 se funda en Australia el *Ultrasonics Institute*. Aunque los primeros trabajos se orientaron hacia la obstetricia, pronto se diversifican hacia otras aplicaciones como la imagen de mama. Entre 1961 y 1966 se presentan los primeros resultados con equipos ultrasónicos (ecoscopios). Se consiguen progresos en el diseño y fabricación de transductores, diseño de escáneres ultrasónicos e identificación de artefactos en la imagen.

En 1966 presentan un primer sistema ultrasónico para mama que obtiene una imagen B mediante la composición de *A-Scans* adquiridos con barridos lineales o sectoriales, con la paciente en posición decúbito supino. El transductor se mantenía dentro de una bolsa con agua, método que presentaba problemas de acoplamiento por las burbujas de aire que se formaban entre la bolsa y la piel. Haciendo el fondo la bolsa con un material adhesivo con dos agujeros (Figura 1.7) tampoco consiguió resolver los problemas. La solución fue colocar a la paciente en posición decúbito prono (boca abajo), de manera que las mamas pendiesen en una cuba de agua donde se ubicó el transductor, de 4 MHz, con una resolución lateral de 2mm.



Figura 1.7 Evolución del primer escáner ultrasónico de mama desarrollado por el Ultrasonics Institute de Australia.

Hasta la década de los 70 la imagen era binaria, distinguiendo únicamente entre presencia y ausencia de eco. Al introducir la escala de grises se pudo identificar las distintas estructuras

biológicas en la mama (ligamentos, ductos, masas, etc.) y, sobre todo, clasificar los quistes por la presencia o no de señales de eco en su interior [Jellins 77].

En 1974 sale al mercado el sistema Octoson (Figura 1.8). Este equipo estaba orientado hacia la obstetricia, aunque también permitía obtener una imagen completa de la mama. La paciente se situaba sobre una camilla, en posición decúbito prono con las mamas suspendidas libremente en un tanque de agua. En su base, se situaban 8 transductores. Cada uno de ellos funcionaba de manera independiente, como emisor y receptor. Al disponer de múltiples transductores, se podían acortar los tiempos de adquisición y minimizar los artefactos por el movimiento del paciente. Para la mama, lo usual era componer imágenes con conjuntos de 3 o 4 transductores. Normalmente se tomaban imágenes en los planos transversal y sagital, a incrementos de 2 y 5 mm. El equipo permitía recubrir el tanque con una película de polietileno y hacer imagen con las mamas comprimidas. Debido a los artefactos causados por las reverberaciones del sonido en la cuba, a veces únicamente se podían tomar imágenes con uno o dos transductores. Este equipo podía obtener un *B-Scan* de 500 líneas en 4 segundos. Entre 1977 y 1982 se vendieron cerca de 200 unidades [ASUM].



Figura 1.8 Izquierda. Vista general de Octoson, comercializado por Ausonics entre 1977 y 1982. Derecha, perspectiva de la apertura de transductores anulares.

De manera alternativa, el equipo dirigido por Elizabeth Kelly-Fry en la Universidad de Indiana avanza hacia un escáner ultrasónico específico para la mama. De hecho, son los primeros en emplear la imagen ultrasónica en mujeres asintomáticas para la detección precoz del cáncer. El escáner, comercializado por Labsonics, consistía en un único transductor acoplado mediante una bolsa de agua que se situaba presionando sobre la mama de la paciente en decúbito supino (Figura 1.9). La bolsa de agua transparente permitía colocar el transductor para tener un buen ángulo de incidencia u orientarlo hacia lesiones palpables. El conjunto sustentado por un brazo mecánico permitía una rotación de 360° para obtener imagen en cualquier plano (transversal, sagital, radial...). Contaba con transductores de 2, 4 y 7.5 MHz, con los que se generaban imágenes estáticas de tipo B.

Sin embargo, las prestaciones de la mamografía, cuya utilización se generaliza definitivamente en la década de 1970 tras la comercialización del equipo desarrollado por Gros en 1965, superan a las que pueden ofrecer los equipos ultrasónicos para la mama en aquel momento. Los ultrasonidos quedan desde entonces relegados a ser una técnica auxiliar o complementaria de la mamografía y a la detección en mama radiológicamente densa.

Además, los ecógrafos de mano, menos aparatosos, comenzaron a ofrecer mejores resultados que los escáneres automatizados. La más reciente digitalización de los equipos y la fabricación de transductores multielemento (arrays) facilitó el desarrollo de técnicas de focalización y deflexión electrónica del haz (phased-array), composición espacial de imágenes en tiempo real, focalización dinámica en recepción (enfoque a todas las profundidades) y el empleo de varios focos en emisión. Además, permitió fusionar diferentes modalidades, como imagen armónica y de efecto Doppler. Como consecuencia, los ecógrafos manuales se impusieron como la segunda herramienta a utilizar en los programas de cribado y detección temprana, siendo su mayor limitación el hecho de no producir registros repetibles al tratarse de una técnica de aplicación manual.

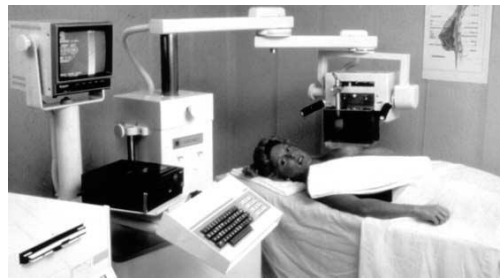


Figura 1.9 Modelo comercializado por Labsonics, desarrollado en la Universidad de Indiana por la Dra. Kelly-Fry.

1.6 ESTADO ACTUAL DE LOS ULTRASONIDOS EN EL DIAGNÓSTICO DE CÁNCER DE MAMA

A partir del año 2000 se renueva el interés por los equipos de ultrasonidos automatizados, tanto por las crecientes críticas al cribado masivo mediante mamografía, como por las limitaciones de los ecógrafos de mano para asistir al cribado estándar.

Durante estos últimos años, los avances en computación y en transductores han permitido ofrecer aparatos automatizados con ventajas sobre los ecógrafos manuales convencionales. Estos nuevos equipos pueden generar una imagen volumétrica completa de la mama, no requieren de gran entrenamiento y ofrecen una elevada repetitividad, lo que permite obtener una mejor documentación de las lesiones y su seguimiento. Estas características han hecho

replantear el cribado por ultrasonidos como técnica alternativa o, al menos, complementaria a la mamografía.

Cabe distinguir entre escáneres de mama basados en ultrasonidos por la técnica pulso-eco (la usual en los ecógrafos manuales) y los tomógrafos ultrasónicos para la mama. Estos últimos forman imágenes de un plano transversal de la mama mediante transductores ubicados en posiciones opuestas, uno emisor y otro receptor, aplicando algoritmos de reconstrucción análogos a los del TAC (*Tomografía Axial Computarizada*) por rayos X.

La disposición de los transductores permite obtener imágenes con características homogéneas en toda su extensión. La imagen volumétrica se obtiene por lo general mediante la composición de múltiples rodajas o tomogramas obtenidos uniformemente a lo largo de un eje transversal. Como excepción, el aparato propuesto en [Ruiter 12] es capaz de generar directamente una imagen volumétrica de la mama con características uniformes en las tres dimensiones. En general, estos sistemas se encuentran en estado de prototipos, excepto el desarrollado en [Duric 13] que ha sido comercializado.

En el desarrollo de la imagen ultrasónica automatizada, Japón ha tenido un papel relevante. En este país se conjugan varios hechos que justifican tal esfuerzo. Al envejecimiento de la población se une la mayor propensión a presentar mama densa en las mujeres asiáticas [Hirooka 09], junto con un repunte en la incidencia del cáncer de mama en los últimos años. En el año 1971 se desarrolla el primer prototipo en el mundo capaz de generar imagen en tiempo real a partir de un array lineal [Woo 08]. En la actualidad, diversos estudios intentan demostrar la eficacia de la combinación de la mamografía con los ultrasonidos frente a un único examen con mamografía en los programas de cribado. El gobierno de Japón financia el programa *J-START* (Japan Strategic Anti-cancer Randomized Trial) para presentar evidencias a este respecto. El programa comenzó en 2007 y tiene prevista su finalización en 2017 [Ohuchi 11].

1.7 ESCÁNERES ULTRASÓNICOS DE MAMA.

Los ecógrafos convencionales de mano presentan una elevada dependencia del operador, lo que los hace inviables para operaciones de cribado. Actualmente su uso se limita a la evaluación de posibles lesiones detectadas previamente en la mamografía. Desgraciadamente, la mamografía, aunque válida, presenta unos resultados limitados cuando la mama tiene una concentración de tejido fibroglandular elevada (mama densa). En estos casos, entre un 33% y un 47% de los tumores pueden quedar ocultos. La detección de estos tumores con ultrasonidos requiere un elevado tiempo, la evaluación de las posibles lesiones debe hacerse in situ (esto es, por un

radiólogo experto) y las imágenes son difícilmente reproducibles. El seguimiento sistemático con imágenes repetitivas de la enfermedad es, por tanto, difícil.

Los escáneres ultrasónicos de mama tienen como objetivo automatizar el proceso, teniendo siempre presente que la mamografía es la herramienta preferente de cribado. La independencia del operador permite en primer lugar la repetitividad de las imágenes. Además, mediante técnicas de procesamiento de imágenes se pueden combinar las distintas adquisiciones 2D para generar una imagen volumétrica 3D. De esta manera, se consigue solventar otro inconveniente de la ecografía convencional: conseguir una perspectiva global de la mama y ubicar con precisión las lesiones para planificar biopsias e intervenciones quirúrgicas. El procesamiento se completa con técnicas destinadas a mejorar la calidad de la imagen y al diagnóstico asistido. Los resultados se almacenan y transfieren siguiendo los estándares típicos de imagen médica (*DICOM*, *HL7* ó *PACS*) que pueden ser fácilmente compartidos por distintos servicios.

La bibliografía clasifica los distintos equipos actualmente disponibles en función de la posición (Figura 1.10) que debe adoptar la paciente durante el examen. Estas son el decúbito prono (paciente tendido boca abajo) y el decúbito supino (paciente tendido boca arriba). Los primeros aparatos que automatizaron la imagen ultrasónica optaron por la posición decúbito prono, como Octoson (Ausonics, Australia) o SMV-120 (Technicare, EE. UU). La posición decúbito supino se empleó en el *Automated Tomographic US Scanner* (Labsonics, EE. UU). Esta aproximación se ha seguido empleando mayoritariamente, aunque las apariciones más recientes han vuelto a la posición decúbito prono.

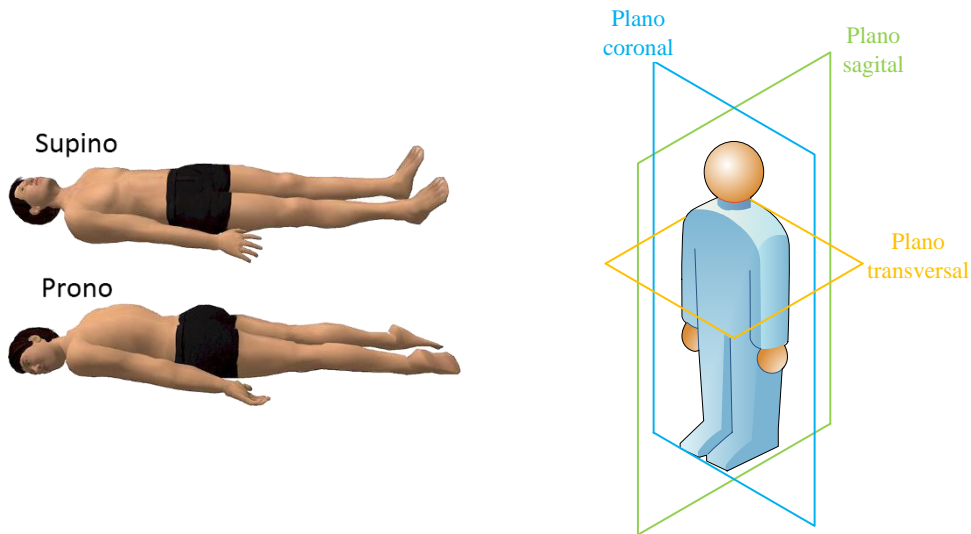


Figura 1.10 (Izq.) Posiciones anatómicas decúbito supino (boca arriba) y decúbito prono (boca abajo). (Dcha.) Planos anatómicos

Se han realizado múltiples estudios para demostrar la utilidad de estos aparatos en el cribado de cáncer de mama, como método complementario a la mamografía, especialmente en mujeres con mama densa. En [Giuliano 13] se ha comparado un cribado realizado con mamografía con otro que suma a esta imagen la del escáner ultrasónico de mama. Únicamente se consideraron pacientes de mama densa. La sensibilidad pasa del 76 al 98%, y la especificidad del 98% al 99,7%. General Electric ha estimado que la mejora en la detección de lesiones sobre la mamografía es del 35.7% [FDA 12]. Por su parte, Japón está realizando un programa de seguimiento aleatorio a gran escala para verificar la validez de los escáneres ultrasónicos de mama en los programas de cribado (J-Start, Japan Strategic Anti-cancer Randomized Trial). Los siguientes apartados describen diferentes aproximaciones seguidas en lo que constituye el estado del arte actual.

1.7.1 ASU-1004. Aloka, Tokio, Japón

El escáner ultrasónico de mama ASU-1004 se encuentra únicamente disponible en Japón. Consta de un tanque de agua con un array ultrasónico y mecánica para su posicionamiento. La paciente se inclina sobre el tanque, cubierto en su parte superior por una membrana que comprime la mama (Figura 1.11). Un array lineal, de 6 cm de longitud y un ancho de banda de 5 a 10 MHz, hace 3 barridos solapados 1cm entre sí en una extensión de 16 cm. Adquiere un total de 84 imágenes a intervalos de 2 mm, cada una de ellas obtenida con 3 disparos con el foco a distinta profundidad. Durante la composición se emplean técnicas que compensan las desviaciones entre adquisiciones, debidas a movimientos de la paciente o a los latidos del corazón. Cada imagen está formada por 694x400 píxeles, con una resolución de 0.23 mm/pixel y una profundidad de 8 bits. El examen completo de la mama dura 30 segundos [Ikedo 07] [Takada 07].

El ecógrafo encargado de la conformación de las imágenes es el Prosound-II SSD-5500, que cuenta con una cierta capacidad multimodal (Doppler, imagen armónica, reflectividad). Además, se propusieron algoritmos de asistencia al diagnóstico (*CAD*) basados en la detección y análisis de los contornos de tejidos y estructuras internas, lográndose una sensibilidad o proporción de verdaderos positivos del 80.6% para un dataset de 109 imágenes.

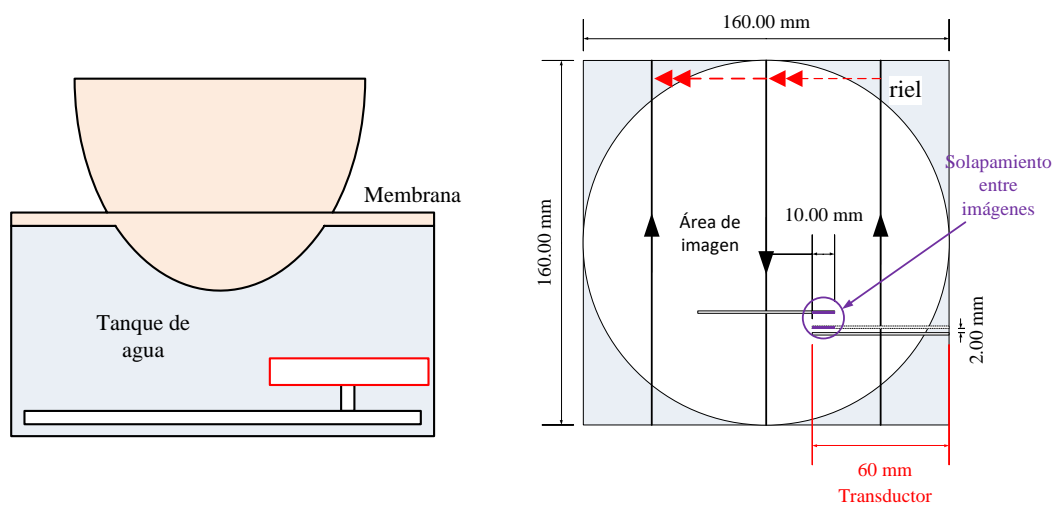


Figura 1.11 a) Escáner ASU 1004 de Aloka, donde se ilustra la postura que debe adoptar la paciente durante el examen. b) Vista esquemática. c) Recorrido del transductor durante el examen para cubrir un área de 160x160 mm.

1.7.2 Invenia ABUS, General Electric, EE.UU

Invenia ABUS, de General Electric (GE), es una evolución del escáner ultrasónico de mama Somo-V (U-Systems, EE.UU). En estos equipos la paciente reposa sobre una camilla en posición decúbito supino. El transductor se aloja dentro de una carcasa rectangular sostenida por un brazo mecánico (Figura 1.12). La superficie inferior es una membrana que durante el examen comprime la mama con una fuerza determinada para garantizar la repetitividad de la imagen a la vez que se garantiza un buen acoplamiento.

El transductor es un array 1D con forma ergonómica que trabaja en la banda de 7,5 a 10 MHz. La apertura es cóncava para facilitar el acoplamiento a la mama, cubre una extensión de 15.4 cm y se desplaza longitudinalmente 17 cm [Queensland 13] para adquirir hasta 350 imágenes *B-Scan* de 5 cm de profundidad a intervalos regulares. El examen total de la paciente requiere 15 minutos [GE 1] [GE 2] [FDA].

Durante la adquisición, se muestran las imágenes B que se van adquiriendo. Una vez adquiridas, se procesan off-line para generar una imagen volumétrica (3D) de la mama. De ésta pueden extraerse imágenes de tres planos ortogonales: transversal, coronal y sagital. En este último puede extraerse cortes de 2 mm de espesor, desde el epitelio hasta la pared torácica. Se requieren 700 MB de almacenamiento por examen.



Figura 1.12 Izquierda. Escáner Invenia ABUS de GE. Derecha. Detalle del transductor.

1.7.3 ACUSON S2000 ABVS 3D, Siemens EE.UU

Al igual que su par de GE, requiere que la paciente adopte la posición supina para realizar el examen. El brazo articulado que dispone sustenta una carcasa en donde se desplaza con la ayuda de rieles un transductor lineal, lo que permite guiar el proceso de adquisición de imágenes de la mama (Figura 1.13). El sistema se compone además de un equipo ultrasónico (ACUSON S2000) y de una estación de trabajo preparada para el procesamiento de las imágenes adquiridas y el diagnóstico [Mus 11] [Porter 09].

La adquisición de las imágenes requiere ubicar la carcasa con el transductor por lo menos en tres posiciones en torno a la mama: sobre ella (anterior-posterior) y las dos laterales. Si la mama

es voluminosa, se conocen anomalías palpables o se desean obtener imágenes de los nodos linfáticos en las axilas se necesitarán adquisiciones adicionales. Obviando estos casos, el examen de una mama requiere de 70 segundos y produce 320 imágenes 2D de 15.4 cm x 16.8 cm x 0.5 mm. La duración del examen completo a la paciente se estima en 10 minutos.

El transductor (14L5BV) proporciona un ancho de banda comprendido entre los 5 y 14 MHz. El equipo ultrasónico (ACUSON 2000) es capaz de adquirir imagen armónica. La composición resultante proporciona mejor contraste y resolución espacial frente a la imagen ecográfica obtenida a una única frecuencia. Además, el equipo ultrasónico permite complementar la imagen volumétrica con la convencional, de mano, capaz de producir imagen *ARFI* (*Acoustic Radiation Force Impulse*) y Doppler, así como de compensar los artefactos debidos a la presencia de tejido adiposo. La técnica *ARFI* proporciona una imagen de elasticidad a partir del desplazamiento microscópico del tejido sometido a una fuerza de radiación acústica generada por el propio transductor. La imagen resultante permite diferenciar mejor entre distintos tipos de lesiones (quistes, tumores sólidos, etc.) por sus diferencias de rigidez.

El conjunto de imágenes adquiridas se procesa por último en una estación de trabajo. El procesamiento incluye algoritmos destinados a la generación y el filtrado de la imagen volumétrica. Así, una herramienta permite eliminar las regiones contaminadas por reverberaciones debidas a la ausencia de contacto entre tejido y transductor. Otras herramientas se destinan a compensar las atenuaciones en el área retroareolar y las variaciones de ganancia entre canales. Además, la estación de trabajo proporciona la presentación de imágenes al radiólogo para su diagnóstico. En este sentido, se pueden obtener reconstrucciones a partir de la imagen volumétrica en los planos transversal, sagital y coronal. El plano coronal resulta ser especialmente adecuado tanto para el reconocimiento de lesiones como para referenciarlas con respecto a la piel y al pezón. Esta información, obtenida mediante un marcador, es de gran utilidad en preoperatorios. Por último, la estación incluye herramientas que facilitan el seguimiento clínico semi-automatizado y la clasificación *BI-RADS*. La duración del diagnóstico de cada conjunto de imágenes oscila entre los 5 y los 35 minutos.

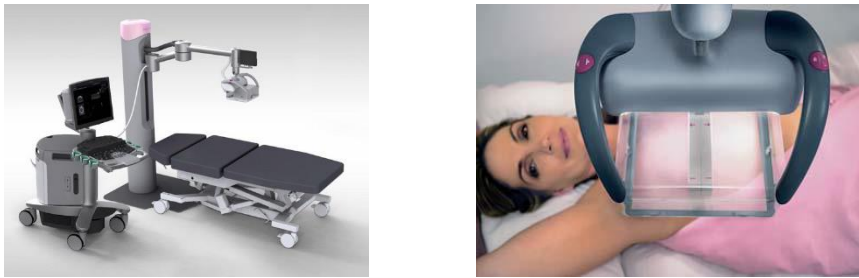


Figura 1.13 (Izq.). Camilla y escáner ACUSON S2000 ABVS (Dcha.). Transductor y paciente durante el examen [Mus 11].

1.7.4 Sonociné AWBUS. Sonociné, Reno NV, EE.UU.

Tanto Invenia como ACUSON consiguen evitar las reverberaciones debidas a la falta de acoplamiento entre la mama y el transductor. Así, mientras el primero garantiza el acoplamiento en toda la superficie de la mama comprimiéndola con una membrana, el segundo recurre al post-procesamiento para descartar las regiones afectadas. En Sonociné, el transductor, de similares características a las del ecógrafo de mano convencional, se acopla directamente a la mama con gel [Sonociné 1] [Sonociné 2].

El barrido es manual y el escáner es capaz de monitorizar los movimientos y la presión ejercida en la mama mediante un brazo codificado, garantizando la repetitividad. La similitud entre esta tecnología y la del ecógrafo convencional facilita el aprendizaje (Figura 1.14). El escáner genera imágenes 2D cada 0.8 mm. El examen puede cubrir toda la mama, dado que el operador puede examinar con el transductor la zona de la axila, donde están los nodos linfáticos. Al igual que los equipos precedentes, la novedad reside en el examen automatizado, y no en el equipo electrónico que es análogo al empleado en los exámenes con ecógrafo de mano.

Sonociné ha conseguido detectar lesiones a partir de 6 mm (*DCIS*). El tiempo medio de examen de una mama es de 6 minutos. Se ofrece un paquete de software que asiste al diagnóstico (*CAD*). El mismo permite reproducir las adquisiciones referenciando las lesiones con respecto al pezón, que se localiza automáticamente.



Figura 1.14 (Izquierda).Equipo Sonociné AWBUS. (Derecha). Detalle de un examen.

1.8 LA TOMOGRAFÍA ULTRASÓNICA

La tomografía es una técnica de imagen que obtiene la sección 2D de un cuerpo. Los tomogramas se pueden obtener mediante rayos X (*CT=Computed Tomography*), emisión de positrones (*PET=Positron Emission Tomography*), resonancia magnética (*MRI=Magnetic Resonance Imaging*) y ultrasonidos (*UCT=Ultrasound Computed Tomography*). Se genera una imagen volumétrica apilando múltiples tomogramas adquiridos a intervalos regulares.

La tomografía ultrasónica se refiere habitualmente a sistemas que construyen la imagen a partir de adquisiciones por transmisión realizadas en 360° en torno al cuerpo inspeccionado, aunque en este trabajo también se utiliza el término para adquisiciones en pulso-eco, también en 360° alrededor de la región de interés. Los algoritmos de reconstrucción tomográfica proporcionan imágenes de reflectividad (como las de ecografía convencional), de velocidad de propagación y de atenuación en el tejido. Las dos últimas modalidades dan información adicional para el diagnóstico y no pueden obtenerse con técnicas de ecografía pulso-eco convencional.

La tomografía de 360° (transmisión o pulso-eco) tiene ciertas ventajas: Los artefactos debidos a la dirección de insonificación desaparecen, las estructuras pueden reconstruirse con mayor calidad al poder observarlas desde muchas perspectivas y se consigue una mayor diversidad (menor correlación) espacial en las adquisiciones, lo que implica una mejor capacidad de reducir el *speckle* (ruido de grano).

Para una adquisición completa de 360° lo habitual es que la paciente se sitúe en posición decúbito prono con los transductores rodeando la mama durante el proceso de adquisición. La opción más sencilla utiliza un transductor que gira mecánicamente en torno a la mama, desplazándose en planos paralelos para crear la imagen volumétrica por apilamiento de tomogramas ([Camacho 11]).

En pulso-eco, cada tomograma se obtiene por composición de múltiples imágenes obtenidas a intervalos regulares en un giro de 360° , lo que mejora la resolución y el contraste a ruido en

imágenes de reflectividad. Las imágenes de velocidad de propagación y atenuación requieren habitualmente un emisor y un receptor en posiciones opuestas y algoritmos de composición [Bartelt 82]. También se han descrito sistemas con un único transductor y un espejo reflector en el lado opuesto [Hansen 08].

Otra opción más elaborada consiste en disponer múltiples transductores fijos en un anillo con capacidad de desplazarse hacia arriba y abajo [Duric 13] [Johnson 13]. En este caso se eliminan fuentes de error debidas al movimiento mecánico durante la adquisición de cada tomograma y se reduce significativamente el tiempo de exploración, requiriendo electrónica y transductores más complejos. Sin embargo, esta configuración permite obtener todas las modalidades de imagen, como se detalla posteriormente.

Para eliminar completamente los movimientos mecánicos, se ha propuesto situar multitud de transductores fijos en las paredes de una vasija semielipsoidal [Ruiter 12]. De esta forma, se obtiene la imagen 3D de la mama completa sin movimientos mecánicos, lo que supone una reducción en el tiempo de adquisición, aunque a un coste muy superior tanto de hardware (transductores, electrónica), como computacional.

En todos los casos, los algoritmos de reconstrucción obtienen una imagen a partir de las señales recibidas por cada uno de los elementos tras la emisión. Los más sofisticados resuelven la ecuación de ondas y aprovechan toda la información que proporcionan las señales recibidas. En el otro extremo, los algoritmos más sencillos realizan una mera composición espacial de las imágenes adquiridas por técnicas phased array (ecografía convencional). Una posible clasificación de los algoritmos de imagen, propuesta en parte por Duric [Duric 11], es la siguiente:

- *Tomografía de onda completa.* Consiste en trabajar directamente con la ecuación de ondas, algo que hasta fechas recientes resultaba inabordable por su elevado coste computacional. Este método ofrece, en principio, el mejor comportamiento frente a la difracción y la refracción. Dado que se usan todos los parámetros de la onda, puede conseguirse una imagen de mayor contraste y la eliminación de ciertos artefactos. En condiciones ideales puede alcanzar una resolución espacial de media longitud de onda. La ecuación de ondas puede resolverse en el dominio del tiempo o en el de la frecuencia, siendo lo usual hacerlo en este último. Se trata de algoritmos iterativos y, para asegurar la convergencia, requieren que el modelo inicial sea bastante ajustado a la realidad.
- *La tomografía de difracción* asume ciertas simplificaciones para aligerar el procesamiento, manteniendo en la medida de lo posible la resolución espacial. Una de las simplificaciones más comunes a la ecuación de ondas es la primera aproximación

de Born [Gubernatis 77] [Jensen 91]. En ella, el objeto a examinar se considera formado por múltiples dispersores rodeados por un medio homogéneo. Este modelo supone que la dispersión de la onda producida en cada partícula es muy inferior a la del pulso incidente y que, por tanto, pueden obviarse los retornos debidos a dispersiones sucesivas. Este método permite obtener una resolución espacial muy buena, pero falla en la reconstrucción de objetos con variaciones de contraste. De hecho, los errores de reconstrucción no pueden acotarse a priori [Barceló 10].

- *Tomografía de rayos*. La energía viaja desde un emisor a un receptor confinada en un volumen dado por la primera zona de Fresnel, cuya sección viene dada por la raíz cuadrada de la longitud de onda y por la distancia entre emisor y receptor. En la teoría de rayos se asume frecuencia infinita, por lo que la primera zona de Fresnel se ciñe a una línea de sección infinitesimal (rayo).

En una primera aproximación, se puede considerar que las ondas acústicas viajan por el tejido sin desviarse, siendo modeladas por rayos rectilíneos, tal y como sucede con los rayos X en la tomografía axial computarizada. Únicamente se contempla que las variaciones en el medio produzcan desfases en la señal recibida. La imagen se reconstruye a partir de las proyecciones o sinogramas del objeto, que son las integrales de línea a lo largo de cada uno de los rayos considerados. Sin embargo, la onda acústica en los tejidos biológicos sufre refracción y se desvía de la trayectoria rectilínea, por lo que la reconstrucción en radiofrecuencia con estos métodos da lugar a pobres resoluciones espaciales [Kak 88].

Una segunda aproximación considera los cambios de dirección debidos a la refracción provocada por las variaciones de la velocidad de propagación. Sin embargo, resolver la trayectoria y la velocidad conjuntamente requiere de métodos iterativos. Es común partir de una distribución de velocidades de propagación sencilla, a menudo homogénea, e ir cambiándola de forma iterativa hasta converger en una configuración que explique los tiempos de vuelo registrados durante la adquisición [Hormati 10].

- En la *retro-propagación (FBP)*, se caracteriza la función de reflectividad del objeto a partir de las señales recibidas al emitir y recibir con transductores puntuales. Al emitir y recibir con el mismo transductor, el eco recibido en un instante de tiempo determinado contiene la suma del efecto de los dispersores a la profundidad $r = c \cdot t/2$, y, por tanto, se corresponde con la integral de línea de la reflectividad del objeto en el arco de circunferencia de radio r . Al situar el transductor en torno al objeto en múltiples posiciones se consigue un conjunto suficiente de integrales de línea que permite describir el objeto [Dines 87]. Se puede emplear un receptor distinto del emisor o emitir una onda plana en lugar de una onda esférica con un elemento puntual. Así, en lugar de

una integral de línea sobre un arco de circunferencia, se haría sobre un arco de elipse o una línea recta, respectivamente.

- La *Apertura Sintética (SAFT) o método de migraciones de Kirchhoff* se emplea únicamente para la obtención de imágenes de reflectividad. Cada píxel de la imagen resulta de promediar las señales producidas en las elipses que pasan por él y que tienen como focos cada par emisor-receptor considerado. Se trata de una aproximación muy parecida a la retro-propagación. De hecho, al operar en el dominio de la frecuencia, la formulación es similar. La resolución y la calidad de la imagen obtenida son buenas si el medio es homogéneo, pero es necesario corregir los efectos de la refracción si la velocidad del sonido no es constante [Schmidt 11].
- *Composición circular de imágenes B-Scan*. La imagen *B-Scan* es propia de los ecógrafos convencionales y se ha descrito en §1.3. Se basa en emitir un conjunto de haces enfocados y con distintos ángulos de deflexión para cubrir la región de interés sin mover el transductor y recibir enfocando dinámicamente en esas mismas direcciones (pulso-eco). Para realizar la composición circular, el proceso se repite cambiando la posición de la emisión-recepción mediante rotación mecánica del transductor o por selección de la apertura activa en un anillo de transductores, en un ángulo de 360°. Las imágenes sectoriales (convencionales en cierto modo) registradas desde múltiples posiciones se componen para obtener el tomograma. Es la técnica utilizada en este trabajo de Tesis Doctoral, al poderse aplicar en tiempo real para facilitar operaciones de cribado.

La tomografía ultrasónica se utiliza en diversos equipos con algunas variantes, entre los que destacan *Sofia ATUS*, *Embrace 3D*, *Warm Bath Ultrasound*, *SoftVue* y *3D USTC*, que se describen brevemente a continuación como muestra del estado del arte.

1.8.1 Sofia 3D ATUS. iVu, Grapevine TX, EE.UU.

Este aparato se comercializa desde el año 2008 [IVU1] [IVU2]. La paciente reposa sobre una camilla en posición decúbito prono con la mama a examinar suspendida en una vasija con agua (Figura 1.15). La adquisición se realiza mediante dos arrays lineales. El primero ocupa una posición central, cubriendo el entorno de la areola, mientras que el segundo, situado a continuación, cubre las posiciones periféricas, consiguiendo incluir en la imagen los ganglios de las axilas. La apertura total es de 200 mm. Los transductores trabajan en la banda de 5 a 13 MHz y pueden deflectar hasta $\pm 20^\circ$.

El equipo examina cada mama en 4 minutos, generando unas 240 imágenes tomográficas (2D). La interpolación de estas imágenes da lugar a una imagen 3D de la mama completa, permitiendo

extraer tomogramas de 1mm de grosor en múltiples planos. Las imágenes de reflectividad se complementan con imágenes de Doppler color y elastografía.

El equipo es capaz de generar varias modalidades de imagen: Tipo B, Imagen armónica, Doppler y Elastografía.

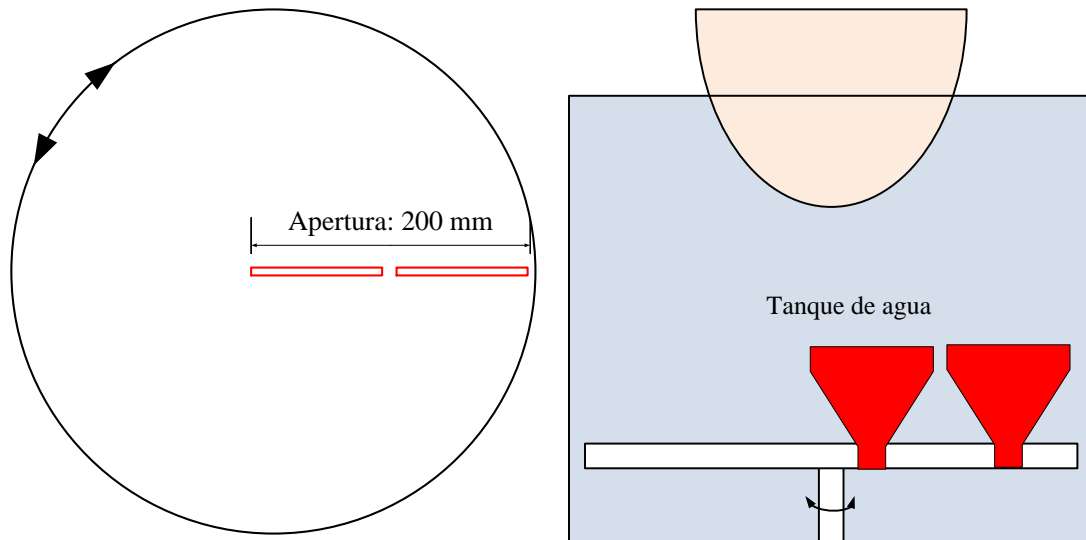


Figura 1.15 (Izquierda) Camilla del tomógrafo ultrasónico SOFIA. (Derecha). Perspectiva de los transductores

1.8.2 Embrase 3D. Full Field Digital Ultrasound. Orison Corporation, Bristol TN, EE.UU.

Embrase 3D es un escáner ultrasónico de mama donde la paciente, en lugar de tenderse en una camilla, se inclina e introduce la mama en una vasija inclinada (Figura 1.16). En la pared de la vasija se ubica un array de 5 filas con 320 transductores y una separación de 0.4 mm. Su banda de trabajo es de 6.5-7.5 MHz, y tiene forma cóncava para adaptarse mejor a la geometría de la mama. La técnica de reconstrucción empleada es la de *phased-array*, generándose imágenes B de 2 dimensiones para cada posición del array. Las 5 filas de transductores permiten la focalización dinámica en el plano de elevación, a diferencia de los arrays 1D de los ecógrafos convencionales que tienen un foco fijo en esta dirección mediante una lente. La vasija es capaz de rotar en su eje axial, por lo que el array, solidario a esta, puede adquirir en 360° en torno a la mama. Para minimizar el *speckle*, se componen las imágenes adquiridas desde posiciones enfrentadas.

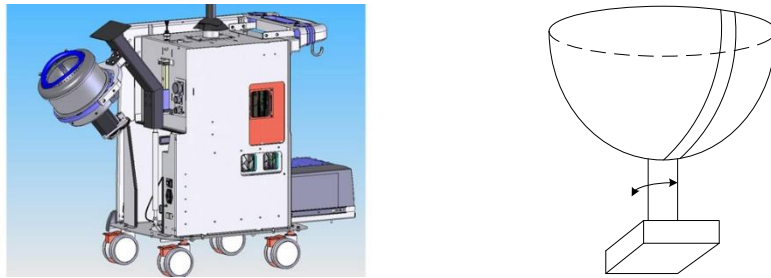


Figura 1.16 (Izquierda) Tomógrafo Embrace 3D (Dcha.) Esquema de la vasija donde se realiza el examen.

1.8.3 Warm Bath Ultrasound (WBU), TechniScan, Salt Lake City UT, EE.UU.

Este tomógrafo, desarrollado por Johnson y otros [Wisikin 10] [Johnson 13] examina a la paciente en posición decúbito prono sobre una camilla. Esta tiene una apertura, que da a una vasija con agua que contiene los transductores ultrasónicos (Figura 1.17). Utiliza tres arrays 1D destinados a la imagen de reflectividad y dos arrays 1.5D destinados a tomografía en transmisión. Estos conjuntos se encuentran dispuestos sobre sendos soportes mecánicos capaces de rotar y desplazarse desde el fondo hasta la superficie del tanque de agua. El objetivo en ambos casos es generar una imagen volumétrica mediante la interpolación de la pila de imágenes 2D adquiridas en cada posición vertical. El examen se completa en unos 20 minutos.

Los tres arrays lineales para la imagen de reflectividad se encuentran dispuestos en un lateral a lo largo de un arco, separados 48° entre sí. Todos ellos se encuentran 10° inclinados hacia arriba, en el plano de elevación, y frente a ellos se encuentra un panel de material absorbente acústico para reducir las reverberaciones. El ancho de banda comprende de los 2 a los 8 MHz. Los arrays rotan 360° adquiriendo imágenes cada 6° , por lo que cada imagen 2D resulta de la composición espacial de 60 imágenes parciales.

Los arrays destinados a la técnica de transmisión son 1.5D y se encuentran enfrentados entre sí. Sus dimensiones son de 128×16 mm, y están formados por una matriz de 6×160 elementos. El ancho de banda va desde los 350 KHz hasta los 2 MHz, siendo la frecuencia central 1.1 MHz. Lo usual es realizar 180 adquisiciones en torno a la mama (cada 2°).

La reconstrucción de la imagen de reflectividad se hace mediante apertura sintética (SAFT). Previamente se emplean datos de transmisión, para reconstruir mapas de índice de refracción (velocidad) y atenuación mediante tomografía de difracción. Esta técnica obtiene los resultados mediante métodos numéricos, aunque las imágenes resultantes son borrosas y carecen de utilidad médica [Johnson 02]. El proceso de reconstrucción es iterativo, partiendo de una imagen

de reflectividad con propagación rectilínea, que se va adaptando, haciendo que los rayos se curven por el efecto de la refracción [Kuhn 94].

Forma una imagen volumétrica a partir de 36 imágenes paralelas, aunque para toda la mama deben adquirirse 70 imágenes o más a intervalos de 2 mm. El tiempo requerido para obtener cada tomograma es de 12 segundos, lo que supone emplear 10 minutos para el examen de una mama [Intel 08].

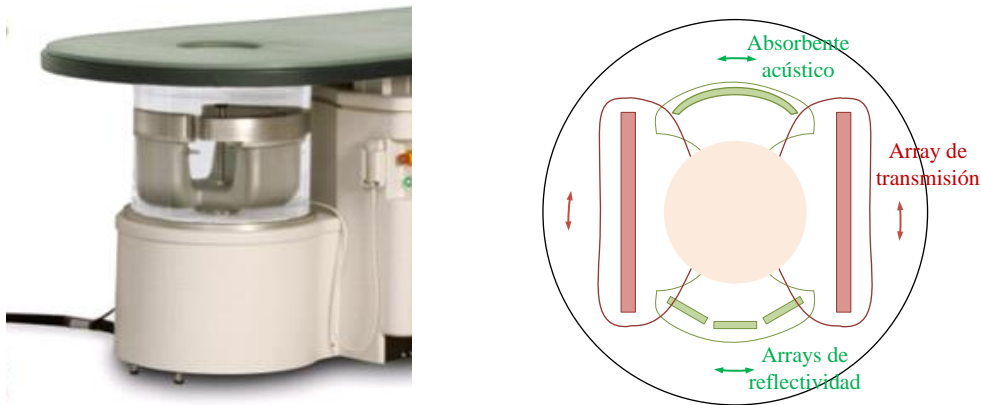


Figura 1.17 (Izquierda) Camilla y tanque de agua del tomógrafo AWBU. (Derecha). Disposición de los arrays en el tanque. La mecánica de los arrays de transmisión y reflectividad se encuentran desacoplada entre sí.

1.8.4 Softvue. Delphinus Medical Technology

SoftVue es una evolución del *Computed Ultrasound Risk Evaluation* (CURE), desarrollado en el *Karmanos Cancer Institute* de Detroit (MI) [Duric 07a]. La paciente se coloca en una camilla, en posición decúbito prono, con la mama dentro de una vasija llena de agua con los transductores. Estos están dispuestos en un anillo que se desplaza verticalmente para obtener tomogramas en distintos planos coronales (Figura 1.18). Consiguen una resolución de 0.5 mm en el plano de imagen y de 12 mm entre planos, que luego consiguen mejorar hasta los 5 mm. El tiempo de examen original era de 5 minutos y el de procesamiento de 90 minutos.

Como paso previo a la reconstrucción de la imagen de reflectividad, se obtienen mapas de velocidad y atenuación mediante tomografía de rayos curvados [Li 07] [Hormati 10]. El objetivo de estos mapas es mejorar la convergencia del algoritmo de reconstrucción de la imagen de reflectividad y la calidad de la propia imagen. El algoritmo de reconstrucción se basa en el método de migración de Kirchhoff, modificado para contemplar la atenuación que introducen

los tejidos [Schmidt 11]. La información relativa a este término se obtiene del mapa de atenuación.

La penetración que se consigue a la frecuencia de trabajo, 3 MHz, es de más de 13 cm en *phantoms* que introducen pérdidas de 1 dB/cm/MHz. La resolución espacial en los tomogramas 2D coronales es cercana a 0.3 mm, muy próxima al límite teórico de media longitud de onda [Duric 13]. La reconstrucción de un tomograma se consigue en 10 segundos, requiriéndose de 45 tomogramas por paciente, separados unos 2,5 mm en el eje sagital. El tiempo requerido por paciente (examen y procesamiento de imágenes) es de aproximadamente 15 minutos.

Por otra parte, con este prototipo también ha efectuado pruebas satisfactorias empleando tomografía de difracción [Simonetti 09]. Para esta modalidad, el número de transductores necesarios en el anillo para una buena calidad de imagen debe ser superior a $4\pi r_0/\lambda$, donde r_0 es el radio del área efectiva de la imagen y λ la longitud de onda emitida [Simonetti 07].

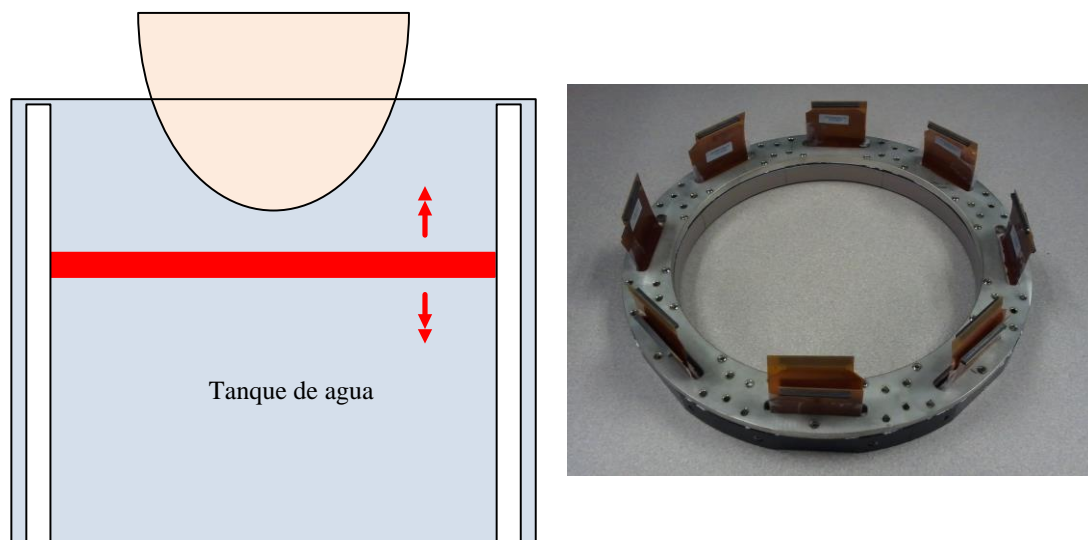


Figura 1.18 (Izquierda) Equipo SoftVue, (derecha) Anillo de 2048 transductores.

1.8.5 3D USCT. Instituto Tecnológico de Karlsruhe, Alemania.

En este tomógrafo, en fase de prototipo, la paciente también se coloca en posición decúbito prono sobre una camilla con una apertura que da acceso a una vasija con agua. Sin embargo, a diferencia del resto, los transductores están distribuidos a lo largo de las paredes de la vasija (Figura 1.19). Así, se puede conseguir directamente una imagen 3D sin necesidad de acumular imágenes planas mediante barridos mecánicos. La pared de la vasija adopta una forma de semielipsoide, a fin de obtener una resolución espacial isótropa en todas direcciones. Esto

supone una ventaja frente a otros equipos, que recurren al barrido mecánico en una dirección que ofrece una resolución espacial peor a la obtenida en las direcciones escaneadas mediante barrido electrónico [Ruiter 11] [Ruiter 12]. El algoritmo de reconstrucción de los mapas de velocidad y atenuación resuelve la ecuación de propagación sobre rayos curvados en 3 dimensiones [Dapp 12]. Para la imagen de reflectividad se utiliza la técnica de apertura sintética, consiguiendo una resolución espacial de 0.24 mm.

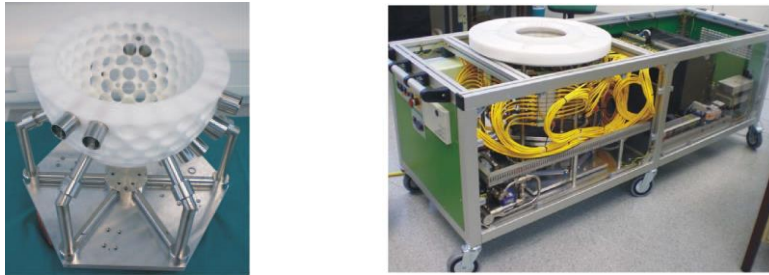


Figura 1.19 (Izquierda) Apertura semi-elipsoidal de transductores del prototipo 3D-USCT
(Derecha) Imagen del sistema completo.

1.8.6 Tomografía por composición espacial de imágenes. KMR, Bochum, Alemania.

Este sistema utiliza un array convencional enfrentado a un reflector para obtener mapas de velocidad e imágenes de reflectividad [Ashfaq 04] [Hansen 08]. El array es curvo, de frecuencia central 2,5 MHz, operado a través del equipo *Acuson Antares* de Siemens. Con un ancho de banda entre 1 y 4 MHz obtiene imágenes armónicas (*THI*) sectoriales amplias y con una penetración superior a los 15 cm, rotando en una circunferencia en torno a la mama para componer tomogramas coronales [Hansen 07a] [Hansen 07b].

La corrección de la refracción se efectúa únicamente en la interfaz externa de la mama (interfaz agua/tejido), y comprende dos pasos. Primero se obtiene una composición sin corregir, esto es, suponiendo una velocidad del sonido uniforme. Sobre ella, el operador identifica varios puntos de la interfaz entre el agua y la mama, que el sistema utiliza para ajustar una circunferencia. Las líneas de cada imagen se corrigen según la ley de Snell, lo que da lugar a una segunda imagen de mejor calidad.

La obtención del mapa de velocidad de propagación en la mama se obtiene a partir de los tiempos de vuelo al reflector para distintas líneas de la imagen B, con el array en las mismas posiciones que las empleadas para obtener la imagen de reflectividad. Asimismo, analizando la amplitud del eco producido por el reflector, se obtienen mapas de atenuación del tejido. En ambos casos se aplican algoritmos de retro-propagación (*FBP*) de tomografía.

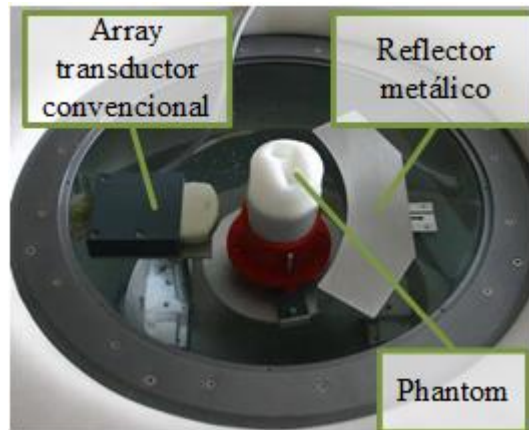


Figura 1.20 Izquierda. Prototipo de tomógrafo ultrasónico desarrollado en el KMR. Derecha, representación esquemática. Fotografía obtenida de [Hansen 07b]

1.9 CONCLUSIONES PARCIALES

Vista la revisión del estado del arte, cabe proponer las siguientes mejoras:

No existe una caracterización exhaustiva de la resolución espacial o de la sensibilidad de la composición circular. La caracterización de estas propiedades de la imagen permitiría observar la mejora de la composición circular frente a la ecografía convencional.

La composición circular coherente exige corregir la refracción producida en la interfaz agua-tejido. Para ello, es necesario definir la interfaz y estimar la velocidad media de propagación en la mama. En el prototipo de [Hansen 08] se dispone de un espejo curvo que requiere de una imagen sectorial en agua para calibración por cada imagen sectorial de mama obtenida. En este sentido, es deseable un procedimiento de estimación de la velocidad media de los tejidos que no requiera ni de elementos ni de adquisiciones adicionales.

Por otra parte, la interfaz se define localmente a partir de la imagen ecográfica sectorial parcial. Una definición global permitiría añadir robustez a través del conocimiento que se tiene de la geometría de la mama. Además, la representación global del contorno con un único polinomio de ajuste, garantiza la continuidad de la derivada y la coherencia en el cálculo de la refracción entre líneas de barrido de distintas imágenes ecográficas.

1.10 ANTECEDENTES DEL GRUPO DE INVESTIGACIÓN

El grupo de Sistemas y Tecnologías Ultrasónicas (GSTU), en el que se integró el autor de esta Tesis, trabaja desde 2010 en el desarrollo de un sistema de imagen ultrasónica multi-modal para la detección precoz del cáncer de mama. En el proyecto ARTEMIS² se desarrolló el primer prototipo basado en arrays móviles que emulan un anillo de transductores. El GSTU desarrolló los algoritmos de adquisición y composición de imágenes tipo B, mientras que la Universidad Complutense de Madrid implementó métodos de tomografía ultrasónica por transmisión para obtener mapas de velocidad y atenuación de los tejidos. La parte experimental de esta Tesis Doctoral se realizó con este primer prototipo.

Actualmente, dentro del proyecto TOPUS³ se está desarrollando un segundo prototipo basado en un conjunto de 16 arrays ultrasónicos de 128 elementos cada uno (2048 elementos en total) y una electrónica de altas prestaciones desarrollada en el marco del proyecto TAIU-MAM⁴. Algunos aspectos de dimensionamiento de este segundo prototipo se han derivado de los resultados teóricos y experimentales de esta Tesis Doctoral.

1.11 PLANTEAMIENTO DE LA TESIS

Al finalizar el proyecto ARTEMIS se decidió desarrollar el sistema de imagen en base a un transductor anular colocado en torno a la mama en suspensión en un recipiente con agua, al igual que en [Duric 07a]. Esta solución permite generar tanto imágenes de reflectividad, disparando y recibiendo desde una sub-apertura, como imágenes de velocidad y atenuación, disparando y recibiendo con sub-aperturas opuestas. Los tomogramas planos adquiridos en cada posición del anillo se pueden combinar para generar imágenes 3D de toda la mama.

La principal innovación de la propuesta consiste en obtener la imagen de reflectividad mediante la composición de imágenes *phased-array* (imagen circular compuesta), que aporta las siguientes ventajas:

² “Imagen Medica Multimodal Avanzada en Tiempo Real (ARTEMIS)”, Comunidad de Madrid (S2009/DPI-1802), enero 2010 a enero 2014.

³ “Tomografía por Emisión de Positrones y Ultrasonidos (TOPUS)”, Comunidad de Madrid (S2013/MIT-3024), octubre 2014 a octubre 2018.

⁴ “Técnicas Avanzadas de Imagen Ultrasónica para detección precoz de cáncer de Mama”, P.N. Retos, DPI2013-42236-R, enero 2014 a diciembre 2016.

- *Mejor relación señal a ruido (CNR)* que los sistemas basados en técnicas *SAFT*, en los que la emisión se realiza con un único elemento. En la técnica phased-array se utiliza un subconjunto de N elementos para generar un haz enfocado, lo que consigue una mejora en la SNR de hasta \sqrt{N} con respecto a utilizar *SAFT* con la misma apertura.
- *Menor tiempo de cálculo*, ya que la imagen phased-array se obtiene en tiempo real por el propio hardware de adquisición, mientras que los métodos basados en *SAFT* o Tomografía de Reflexión requieren la adquisición y transferencia de un gran volumen de datos y los cálculos se realizan off-line. Además, algunos de estos algoritmos son iterativos, por lo que pueden presentar problemas de convergencia.
- *Mayor tolerancia a errores de medida*, ya que la composición se realiza en envolvente y no en radiofrecuencia. Esto supone una mayor robustez frente a errores de posicionamiento y de incertidumbre en el valor de la velocidad del sonido. Como contrapartida se espera una resolución espacial algo menor, siendo una parte importante de esta tesis la evaluación de este parámetro.
- *Mejora en la relación de contraste a ruido*. Este es un parámetro que cuantifica la capacidad de detección de una indicación inmersa en el ruido de fondo de la imagen o *speckle*. El promediado de imágenes adquiridas desde diversas posiciones y con distintos ángulos de propagación, reduce la variabilidad de la textura.
- *Permite la composición de imágenes de Elastografía por Fuerza de Radiación*. Esta técnica utiliza haces enfocados y de larga duración para generar desplazamientos microscópicos en los tejidos, y así poder medir su elasticidad, un parámetro muy relacionado con la malignidad de los tumores. La composición de imágenes *ARFI* en tomografía se encuentra en fase de desarrollo por nuestro grupo.
- *Facilita una rápida adquisición de la imagen volumétrica*. Un aspecto esencial para el cribado, que es obviado por la mayoría de las aproximaciones presentadas. Con la alternativa en desarrollo, se espera obtener del orden de un tomograma por segundo, lo que permitiría la adquisición de una imagen volumétrica de la mama completa en el entorno de 1-2 minutos, incluyendo todo el post procesamiento.
- *Coste moderado*. El hardware necesario es, básicamente, un sistema convencional de ecografía (128 canales) multiplexado al array completo de 2048 elementos. También éste es un factor importante para la posible utilización de la tecnología en programas de cribado como alternativa a la mamografía de rayos X.

- *Fácil automatización e interpretación.* El proceso puede ser fácilmente automatizado pues sólo hay que controlar el movimiento de un eje, siendo el resto del sistema de adquisición estático. Además, las imágenes son análogas a las habituales en ecografía, pero de mejor calidad y con un posicionamiento preciso para el análisis anatómico. La adquisición puede ser realizada por un técnico sanitario y la evaluación final por un radiólogo, con posibles herramientas de ayuda al diagnóstico. Las adquisiciones son repetibles y es sencillo mantener un registro histórico.
- *Menores molestias para el paciente y ausencia de radiación ionizante.* La primera se deriva de que no es preciso someter a ningún tipo de compresión a la mama, basta su inmersión en agua termostatazada durante poco tiempo. La otra ventaja es propia de los ultrasonidos, una clara ventaja sobre las técnicas de mamografía.
- *No afecta la composición del tejido.* Un aspecto también reconocido de los ultrasonidos, para los que no existen “mamas densas” (éstas se refieren a los rayos X). Por otra parte, la mayor limitación (dificultad de detección de microcalcificaciones) puede superarse mediante nuevas técnicas de imagen desarrolladas por nuestro grupo, en particular la de Coherencia de Fase.

Además de la imagen de reflectividad, el sistema desarrollado permite trabajar con las siguientes modalidades de imagen ultrasónica:

- *Tomografía de transmisión,* mediante la cual se pueden generar mapas de velocidad y atenuación del tejido. Además de contener información útil sobre el tipo de tejido, estos mapas sirven para corregir los efectos de la refracción en las imágenes de reflectividad. El Grupo de Física Nuclear (GFN) de la Universidad Complutense está utilizando el sistema para la generación de tomogramas de transmisión (velocidad y atenuación).
- *Imagen por Coherencia de Fase,* una técnica innovadora propuesta por nuestro grupo. Esta nueva modalidad de imagen, basada en el análisis de la fase instantánea de las señales recibidas, puede mejorar la detección de microcalcificaciones al resaltarlas sobre la textura de fondo de la imagen [Camacho 09].
- *Elastografía por fuerza de radiación (ARFI),* una modalidad que mide la rigidez de los tejidos a partir de la deformación que presentan ante una fuerza generada mediante haces ultrasónicos enfocados y de larga duración. Nuestro grupo ha obtenido, por primera vez, tomogramas ARFI mediante la composición circular de imágenes en un sistema automatizado [González-Salido 2016].

Si bien en [Hansen 08] y [Bartelt 85] se propone también la composición de imágenes tipo B en una geometría circular, ninguno de estos autores aborda la caracterización de estos sistemas. Por el contrario, estos trabajos parten de un array y configuración fijos, y analizan los resultados obtenidos.

1.12 PARÁMETROS DE CALIDAD DE IMÁGENES ULTRASÓNICAS

Para cuantificar las mejoras en la calidad de las imágenes que se obtienen con la composición circular de este trabajo, aquí se describen algunas métricas comúnmente utilizadas.

La resolución espacial se define como la distancia mínima entre dos reflectores puntuales que permite distinguirlos de forma separada en la imagen. Junto con el contraste (CR), la relación señal-a-ruido (SNR), el contraste-a-ruido (CNR) y el rango dinámico (DR), son los parámetros que cuantifican la calidad de la imagen.

Un parámetro adicional, normalmente no considerado, es la homogeneidad o isotropía de la imagen. En ecografía convencional, por ejemplo, la resolución es diferente en las direcciones de propagación (axial) y normal a ella (lateral), y además varía con la profundidad y el ángulo de deflexión, de forma que la imagen no puede considerarse homogénea en este sentido. Como se demuestra en esta Tesis, la imagen circular compuesta es esencialmente homogénea al formarse a partir de múltiples imágenes adquiridas alrededor de la región de interés.

El contraste es determinante en imagen médica para determinar la presencia de lesiones dentro de un órgano y, particularmente, en el diagnóstico del cáncer [Li 94]. Inicialmente, fue tratado en términos de análisis estadístico de señal y ruido [Smith 83] pero, su cuantificación, se basa en la relación de contraste en dB, CR , dada por [Turnbull 92]:

$$CR = -20 \log_{10} \frac{\mu_q}{\mu_f} \quad (1.1)$$

donde μ_f y μ_q son los valores medios de las amplitudes del fondo de la imagen y de la región de interés, respectivamente.

Un parámetro de especial interés es la relación contraste a ruido CNR , definido como el cociente entre CR y la desviación típica de la textura, esta última considerando tanto la varianza del fondo σ_f como la de la región de interés σ_q . Se utiliza como una medida de *detectabilidad*, al mostrar las variaciones de intensidad local respecto a la desviación típica de la intensidad del fondo (ruido) [Li 02], [Karaman 95], [Li 04]:

$$CNR = \frac{CR}{\sqrt{\sigma_q^2 + \sigma_f^2}} \quad (1.2)$$

El rango dinámico (DR) de una imagen se define como la relación entre los valores máximo (X_{\max}) y mínimo (X_{\min}) de intensidad sin que exista saturación en ninguno de los extremos. Esta medida se suele expresar en dB.

$$DR = 20 \log \left(\frac{X_{\max}}{X_{\min}} \right) \quad (1.3)$$

La resolución de un sistema ultrasónico se puede evaluar a partir de la respuesta al impulso o *PSF* (acrónimo de *Point Spread Function*), que representa la imagen obtenida de un reflector puntual ideal. De ella se pueden extraer la resolución en las direcciones axial y lateral (normalmente diferentes), que determinan, entre otros factores, el muestreo espacial necesario (frecuencia de muestreo y densidad angular de líneas). Un criterio típico consiste en establecer dicho umbral en la mitad del máximo de la respuesta y se denomina *FWHM* (siglas en inglés de *Full Width at Half Maximum*), equivalente a una caída de 6 dB en amplitud.

La resolución de la imagen compuesta se puede evaluar de manera análoga a partir de la imagen de un reflector puntual o respuesta al impulso ideal, que en este trabajo se denomina *PSF Conjunta (PSFC)*. La resolución espacial de la imagen compuesta se define también como el ancho del lóbulo principal a -6 dB del máximo. Además, con el valor máximo de la *PSFC* se puede analizar la sensibilidad del sistema en función de la posición del reflector, aspecto que también se aborda en esta Tesis.

1.13 OBJETIVOS DE LA TESIS

El principal objetivo de esta tesis es determinar la calidad de la imagen circular compuesta en función de los parámetros del sistema. Para ello, es necesario evaluar cómo varían la resolución, el contraste y la homogeneidad de la imagen en función de parámetros como la frecuencia del transductor, el tamaño de la apertura o la cantidad de imágenes parciales. En la literatura especializada no existe un estudio riguroso de estas dependencias, constituyendo una de las principales aportaciones de este trabajo.

Como segundo objetivo, se plantea la obtención de métodos no iterativos para corregir los efectos de la refracción en la interfaz agua-tejido en las imágenes phased-array y en la imagen compuesta final. Se trata de dar una alternativa más rápida y robusta a los métodos iterativos

utilizados por otros autores basados en el mapa de velocidad del sonido obtenido por técnicas de transmisión.

Un tercer objetivo es proporcionar métodos rápidos y robustos que permitan estimar el contorno de la mama en suspensión para poder aplicar las técnicas de corrección de los efectos de la refracción.

Por último, se proponen nuevos métodos de composición circular de ángulo completo sobre una rejilla cartesiana central, con algoritmos de interpolación bilineal generalizados que, a diferencia de los convencionales, tienen en cuenta los efectos de la refracción en la interfaz y por tanto no consideran un origen común de los haces ultrasónicos.

Estos trabajos de investigación se abordan desde el plano analítico, cuando es posible, o mediante modelos numéricos y simulación cuando la complejidad no lo permite. En cualquier caso, los resultados se contrastan mediante experimentos realizados sobre *phantoms* comerciales y de desarrollo propio para validar los métodos y modelos propuestos.

1.14 ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA

En términos generales, esta tesis aborda algunos aspectos importantes de la composición circular de imágenes tipo B que no han sido desarrollados con anterioridad. Un primer capítulo (éste) se ha dedicado a presentar el estado del arte y diversas aportaciones que, en las fechas más recientes, han puesto de manifiesto el interés en disponer de alternativas a la técnica estándar de cribado por mamografía de rayos X.

Los Capítulos 2 y 3 intentan dar respuesta, desde el plano teórico, a preguntas que aún no han sido desarrolladas, pero que son fundamentales para la realización de sistemas automatizados de imagen ultrasónica para diagnóstico precoz o cribado de cáncer de mama:

- ¿Cuál es la calidad de una imagen circular compuesta y de qué parámetros depende? Se trata de establecer los límites de aplicación de esta técnica en cuanto a resolución, contraste y homogeneidad de la imagen, y encontrar la relación entre estas variables y los parámetros del sistema, como la frecuencia, el tamaño de la apertura o la cantidad de imágenes parciales utilizadas para la imagen circular compuesta. Estos aspectos se desarrollan, fundamentalmente, en el Capítulo 2.
- ¿Cómo corregir el efecto de la refracción en imágenes tipo B sin aplicar técnicas iterativas y sin contar con mapas de velocidad en el tejido? Todos los trabajos previos en los que se corrige la refracción requieren de algoritmos iterativos basados en un mapa de velocidad, obtenido mediante técnicas de transmisión, computacionalmente

costosos. En el caso de la composición de imágenes phased-array, ¿sería posible una corrección de la refracción basada en técnicas a la vez más robustas y simples que las utilizadas hasta ahora? Estos temas se abordan en el Capítulo 3.

- Para corregir la refracción es imprescindible conocer el contorno de la mama donde se produce la refracción más significativa (interfaz agua-tejido). Este contorno es desconocido, por lo que sin métodos para determinarlo rápidamente y de forma robusta, no se podrían aplicar técnicas de corrección de la refracción. ¿Es posible encontrar algún método robusto y rápido de determinación de la geometría de la mama sin utilizar medios auxiliares esto es, mediante medidas ultrasónicas realizadas con el propio sistema? También se aborda en el Capítulo 3.

El Capítulo 4 se dedica a validar experimentalmente los resultados teóricos obtenidos en los capítulos anteriores utilizando un sistema de adquisición automática de imágenes sectoriales en 360° sobre reflectores puntuales y maniquís de mama.

Finalmente, se extraen las conclusiones de esta Tesis y se realiza una proyección de futuros trabajos de investigación.

COMPOSICIÓN CIRCULAR DE IMÁGENES

Este capítulo presenta un modelo simplificado para determinar la respuesta al impulso de la imagen compuesta de ángulo completo (*PSFC*) a partir de la respuesta al impulso teórica del array (*PSF*). La *PSFC* permite determinar la resolución espacial y la sensibilidad del sistema de imagen compuesta en función de los parámetros constructivos (radio, tamaño y número de aperturas de adquisición, etc.). El modelo propuesto permite determinar *a priori* las características de la imagen compuesta de ángulo completo, lo que constituye una primera aportación de esta Tesis Doctoral.

2.1 LA COMPOSICIÓN ESPACIAL DE ONDA PLANA.

En términos generales, la imagen que resulta al componer (promediar) múltiples imágenes ultrasónicas adquiridas desde distintos puntos, presenta una menor varianza del ruido estructural o *speckle* y es menos sensible a artefactos que dependen de la dirección de propagación y de la posición del transductor [Burckhardt 78] [Wagner 83].

Cuando se dispone de un único array en una posición fija, para obtener una imagen compuesta se generan otras parciales emitiendo ondas planas con ángulos diferentes distribuidos en un rango $\pm\theta_{MAX}$, a intervalos $\Delta\theta$. Si el tamaño de la apertura es D , el área efectiva de la imagen o región de solapamiento es un triángulo de base D y altura máxima h .

$$h = \frac{D}{2 \tan \theta_{MAX}} \quad (2.1)$$

Por tanto, para la composición de imágenes de onda plana existe un compromiso entre la profundidad y el máximo ángulo de deflexión. Al componer M imágenes se obtiene una mejora en la relación contraste a ruido (*CNR*) que depende del nivel de correlación η entre imágenes parciales. Para un factor de correlación η se tiene [Shankar 85]:

$$CNR = \sqrt{\frac{M}{1 + 2(M - 1)\eta/M}} \quad (2.2)$$

Según la Ecuación (2.2), la mejora en el *CNR* aumenta con el número de imágenes parciales promediadas, pero está limitada por el nivel de correlación η entre ellas. Con todo, la adquisición de imágenes desde una posición fija del array presenta limitaciones evidentes en cuanto a diversidad espacial, existiendo un punto en el que la imagen compuesta no mejora por más que se aumente el rango angular $\pm\theta_{MAX}$ [Wilhjelm 04].

Así, para un factor de correlación $\eta=0$ (imágenes parciales totalmente incorreladas), la mejora en la relación *CNR* sería de $M^{1/2}$, valor difícil de alcanzar con la metodología de onda plana. En la imagen compuesta de ángulo completo que se describe en este trabajo, las mejoras pueden aproximarse a este máximo teórico al estar las imágenes parciales adquiridas desde posiciones muy diferentes poco correladas entre sí.

Por otra parte, la composición espacial puede implementarse con diversos operadores además de la media, como la media geométrica, la mediana, el valor cuadrático medio (*rms*) y la media excluyendo al valor máximo [Wilhjelm 04]. El valor cuadrático medio y la media geométrica son operaciones similares a la media, ofrecen pequeñas mejoras en el contraste y en la relación señal a ruido, pero tienen un peor resultado en un análisis visual. Por su parte, la mediana y la media excluyendo al máximo permiten mejorar la pérdida de resolución que se produce en los ángulos de deflexión elevados, pero no suponen una mejora significativa respecto a la composición espacial convencional basada en la media.

2.2 LA COMPOSICIÓN CIRCULAR

En el caso de una composición circular, varían tanto la posición del transductor en torno al área de interés como la orientación de cada imagen parcial. A diferencia de la composición de onda plana, puede aumentarse el número de imágenes parciales a la vez que se reduce la correlación entre ellas debido a una mayor diversidad espacial [Bartelt 88], [Hansen 08].

Para ello, un conjunto o anillo de transductores rodea el objeto de interés (Figura 2.1). Con esta configuración se obtienen imágenes sectoriales de ecografía convencional desde distintas posiciones (Figura 2.1a), componiéndolas sobre una rejilla común central mediante promediado (Figura 2.1b). Esta técnica se aplica invariablemente por inmersión, lo que hace que surjan ciertos problemas debidos a la refracción cuando las velocidades de propagación del ultrasonido en agua y tejido no son iguales.

El proceso de formación de la imagen circular compuesta consta de dos etapas que, en principio, podrían realizarse simultáneamente si hay un hardware adecuado:

1. **Adquisición** de las imágenes sectoriales parciales. Las imágenes se adquieren con aperturas cuyos centros se distribuyen uniformemente en la circunferencia que delimita el anillo de transductores. La posición de cada apertura se conoce con precisión referida a un sistema de coordenadas centrales absolutas.
2. **Composición** de las imágenes sectoriales parciales. Este proceso se realiza en coordenadas cartesianas sobre una rejilla rectangular de píxeles ubicada en el interior del anillo. Para ello se promedian los resultados de interpolar cada imagen sectorial sobre la rejilla de composición.

2.3 ADQUISICIÓN DE IMÁGENES SECTORIALES

La adquisición de las imágenes parciales es un proceso estándar, realizado bien mediante el giro controlado de un único transductor array alrededor de la región de interés, activando una apertura determinada en un anillo de transductores o seleccionando un array de los existentes mediante un multiplexor. En cualquier caso, se obtienen M imágenes sectoriales adquiridas a intervalos regulares alrededor de la región de interés.

En el primer caso, aparte del sistema de control de giro (motores + controladores), un sistema de ecografía convencional obtiene todas las imágenes, configurando un sistema sencillo y de bajo coste. Este sistema ha sido el utilizado en este trabajo para la realización de experimentos.

La otra alternativa es un sistema con múltiples arrays (M) distribuidos a intervalos angulares de $360/M$. En este caso, además de los M arrays, cada uno de ellos de N elementos, es necesario un sistema de multiplexado en emisión y recepción para conectarlo a un único sistema de ecografía. Por ejemplo, si $M=16$ y $N=128$, el conjunto configura un sistema con 2048 transductores. Con un doble multiplexor 2048:128 pueden obtenerse tanto imágenes en pulso-eco como en transmisión con un único equipo de 128 canales activos. La electrónica no es trivial, pues en emisión los pulsos de excitación son de alta tensión (~ 100 V) mientras que, en recepción, las señales son de bajo nivel (~ 1 mV), debiendo manejarse todo ello en banda ancha (> 10 MHz) y con muy bajo nivel de ruido (< 1 nV/Hz^{1/2}).

Hay buenas razones para preferir una configuración con múltiples arrays a la primera, controlada con motores, a pesar de su mayor complejidad electrónica. En primer lugar, el tiempo de adquisición de un tomograma se reduce considerablemente, al tratarse de un sistema estático conmutado electrónicamente. La diferencia es muy notable: un sistema ecográfico convencional obtiene más de 25 imágenes/s, lo que permitiría realizar la adquisición de un tomograma en

menos de 1 segundo si $M=16$. El giro controlado de un único transductor alrededor de la mama requiere mucho más tiempo, sobre todo al operar en inmersión, donde habría que evitar turbulencias en el medio que se acoplaran a la mama.

Por otra parte, un sistema móvil está sujeto a errores geométricos, desgastes y desalineaciones. También, la adquisición de múltiples tomogramas en diferentes planos es más simple en el caso del sistema estático (control de un único eje) que en el de un sistema con un único transductor (control de dos ejes).

En cualquier caso y, salvo tolerancias de la mecánica y diferencia en los tiempos de adquisición, los resultados obtenidos en este trabajo son válidos tanto para sistemas con una apertura rotatoria móvil, como sistemas con M aperturas estáticas fijas.

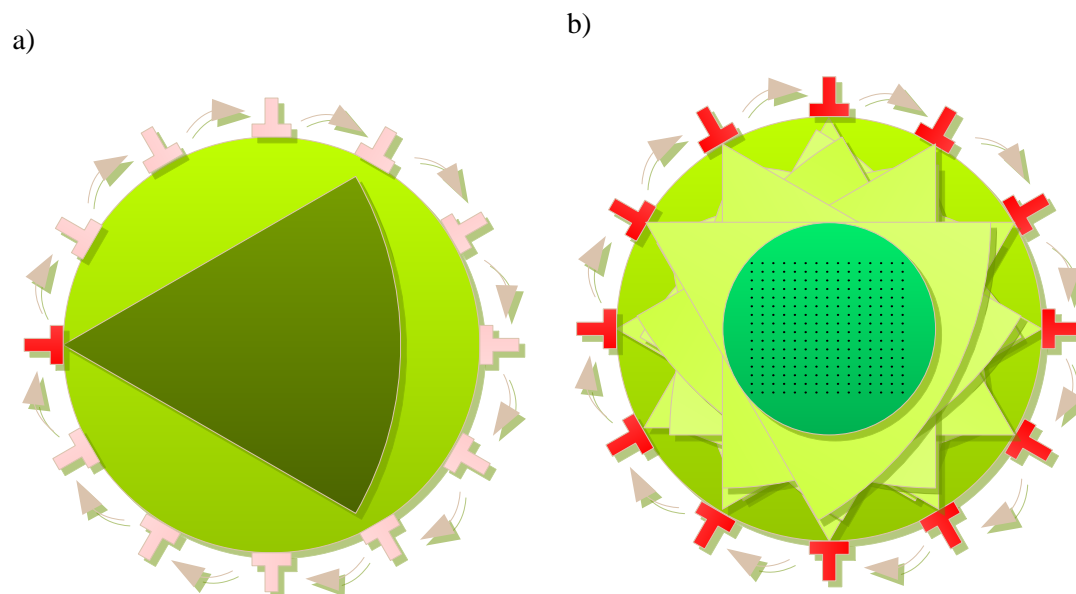


Figura 2.1 a) Adquisición de imágenes sectoriales de tipo B en torno al área de interés. b) Composición en una rejilla situada en el solape de las imágenes sectoriales.

2.4 COMPOSICIÓN DE IMÁGENES SECTORIALES PARCIALES

La Figura 2.2 muestra el esquema para realizar una interpolación bilineal de imágenes sectoriales sobre la rejilla de composición suponiendo que la velocidad de propagación del ultrasonido en el acoplante (agua) y en el tejido es la misma (propagación libre de refracción). Este proceso de interpolación es el estándar utilizado en ecografía convencional para la conversión de barrido, donde la adquisición se realiza en coordenadas polares y la representación en cartesianas (píxeles en una rejilla rectangular).

El proceso estándar de interpolación bilineal es simple: para cada píxel con coordenadas (x_p, y_p) se localizan las cuatro muestras del barrido sectorial más cercanas. Para ello basta con conocer la distancia r_p desde el píxel al centro de la apertura activa y el ángulo θ_p con respecto a la normal al array, que representan la posición del píxel en el sistema local de coordenadas polares de la imagen parcial.

El análisis incluye una posible desviación angular β de la apertura. Nominalmente $\beta=0$ y la normal debería pasar por el centro de rotación situado en el origen de las coordenadas absolutas. Esto permite considerar posibles errores geométricos, más importantes en el montaje experimental realizado en el que rota una única apertura, y previsiblemente menores o despreciables con un anillo de transductores.

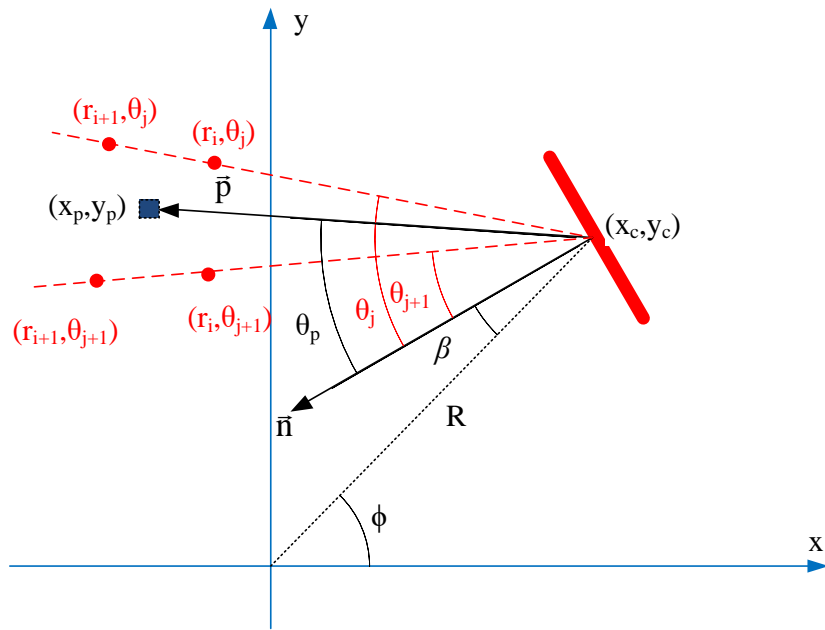


Figura 2.2 Esquema del algoritmo de interpolación.

Las coordenadas absolutas del centro de la apertura desplazada un ángulo ϕ con respecto al eje x y con radio de giro R responde a,

$$(x_c, y_c) = (R \cos \phi, R \sin \phi) \quad (2.3)$$

Definimos el vector \vec{p} desde el centro de la apertura al píxel como,

$$\vec{p} = (x_p - R \cos \phi, y_p - R \sin \phi) \quad (2.4)$$

La distancia desde el centro de la apertura al píxel se obtiene como el módulo de este vector:

$$r_p = |\vec{p}| = \sqrt{(x_p - R \cos \phi)^2 + (y_p - R \sin \phi)^2} \quad (2.5)$$

Definimos el vector unitario normal al array como

$$\vec{n} = (-\cos(\phi - \beta), -\sin(\phi - \beta)) \quad (2.6)$$

siendo β la desviación angular del array con respecto al radio debida a las tolerancias del sistema de posicionamiento. La posición angular θ_p del píxel en el sistema de coordenadas polares del array se obtiene del producto vectorial entre los vectores \vec{p} y \vec{n} :

$$\theta_p = \sin^{-1} \left(\frac{|\vec{n} \times \vec{p}|}{|\vec{n}| |\vec{p}|} \right) \quad (2.7)$$

Sustituyendo (2.4) (2.5) y (2.6) en (2.7), y operando se obtiene

$$\theta_p = \sin^{-1} \left(\frac{x_p \sin(\phi - \beta) - y_p \cos(\phi - \beta) + R \sin \beta}{\sqrt{(x_p - R \cos \phi)^2 + (y_p - R \sin \phi)^2}} \right) \quad (2.8)$$

Para una imagen parcial de L líneas adquiridas a intervalos angulares $\Delta\theta$ desde un ángulo inicial θ_0 y desde la distancia radial r_0 a intervalos Δm , los índices a la primera de las cuatro muestras más cercanas al píxel se obtienen como:

$$ix_\theta = \left\lfloor \frac{\theta_p - \theta_0}{\Delta\theta} \right\rfloor \quad (2.9)$$

$$ix_r = \left\lfloor \frac{r_p - r_0}{\Delta m} \right\rfloor \quad (2.10)$$

donde $\lfloor \cdot \rfloor$ representa la función de redondeo por defecto. Las distancias y ángulos de las 4 muestras que intervienen en la interpolación son:

$$\begin{cases} r_1 = r_0 + ix_r \Delta m \\ r_2 = r_0 + (ix_r + 1) \Delta m \end{cases} \quad (2.11)$$

$$\begin{cases} \theta_1 = \theta_0 + ix_\theta \Delta\theta \\ \theta_2 = \theta_0 + (ix_\theta + 1)\Delta\theta \end{cases} \quad (2.12)$$

Una vez localizadas las cuatro muestras que rodean al píxel, si $F(ix_r, ix_\theta)$ es la imagen adquirida en coordenadas polares, el valor del píxel (x_p, y_p) de la imagen en coordenadas cartesianas se obtienen mediante la interpolación bilineal de las 4 muestras [González 02]:

$$I(x_p, y_p) = \frac{\begin{bmatrix} r_2 - r_p & r_p - r_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F(ix_r, ix_\theta) & F(ix_r, ix_\theta + 1) \\ F(ix_r + 1, ix_\theta) & F(ix_r + 1, ix_\theta + 1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_2 - \theta_p \\ \theta_p - \theta_1 \end{bmatrix}}{(r_2 - r_1)(\theta_2 - \theta_1)} \quad (2.13)$$

Este proceso se realiza por software o hardware en tiempo real, aunque debe reiterarse que se ha considerado la velocidad de propagación en el tejido igual a la del acoplante (agua) y, por tanto, no existe refracción en la interfaz.

Posteriormente se generaliza este algoritmo para el caso en que las velocidades no sean iguales, como es el caso habitual, constituyendo otra de las aportaciones de esta Tesis.

2.5 MODELO TEÓRICO DE LA COMPOSICIÓN CIRCULAR DE IMÁGENES

La *PSFC* o respuesta al impulso de la imagen circular compuesta se calcula a partir de la composición espacial de las *PSF* individuales de las imágenes parciales. Dado que no existen expresiones analíticas cerradas para las *PSF* individuales de señales de banda ancha, es necesario recurrir a métodos numéricos. Los mejores resultados se obtendrían en base a una simulación en “onda pulsada” (banda ancha), compleja de implementar y que requiere un elevado tiempo de cálculo. Dado que en este capítulo únicamente se analizará la resolución del sistema, se propone una simplificación de la *PSFC* que reduce la complejidad de la simulación, con los siguientes objetivos.

- **Comprender** el proceso de formación de la imagen circular a partir de las imágenes sectoriales.
- Determinar el **número mínimo de imágenes parciales** requeridas en la composición circular para obtener una determinada resolución, con el objetivo de reducir el tiempo de adquisición y el coste del sistema basado en un anillo de transductores y el volumen de información.
- Analizar el **impacto del tamaño de la apertura en la resolución**. Es un parámetro importante ya que la cantidad de elementos activos determina la complejidad del hardware necesario para la adquisición de la imagen en tiempo real.

- Analizar la **homogeneidad de la imagen compuesta en cuanto a resolución y sensibilidad** en función de los parámetros de operación (número de imágenes parciales, tamaño de la apertura, etc.). Este parámetro es importante ya que las imágenes ecográficas sectoriales no son isótropas en resolución.

2.5.1 Modelo simplificado de la *PSF*.

La Figura 2.3 (centro) muestra la imagen sectorial experimental de una aguja de acero delgada en agua, situada a 94 mm de un array de 128 elementos, 3.2 MHz de frecuencia central y un ancho de banda del 50%. Esta imagen representa la *PSF* del sistema de imagen actual, considerando la aguja un reflector puntual).

Se observa un lóbulo principal en torno al reflector, donde se concentra la mayor parte de la energía recibida, y unos lóbulos laterales de menor amplitud. En la dirección axial se observan además reverberaciones a intervalos regulares que concuerdan con el diámetro de la aguja y que serían inexistentes en el caso de un reflector puntual. A izquierda y derecha de la imagen se muestran los cortes que determinan el patrón lateral y axial, respectivamente.

La anchura del lóbulo principal determina la resolución del sistema, dado que dos reflectores no se podrán distinguir si los lóbulos principales que generan se solapan en más del 50% (criterio de Rayleigh).

Por su parte, el nivel de los lóbulos laterales determina el contraste de la imagen al establecer un “fondo de ruido” que limita la capacidad de detección de reflectores débiles. Sin embargo, el contraste (*CR*) y la relación contraste a ruido (*CNR*) no pueden determinarse si no existe un modelo equivalente de la distribución y naturaleza de los dispersores en el tejido. Por tanto, estos parámetros se analizan posteriormente mediante imágenes en maniquís de mama símiles de tejido biológico.

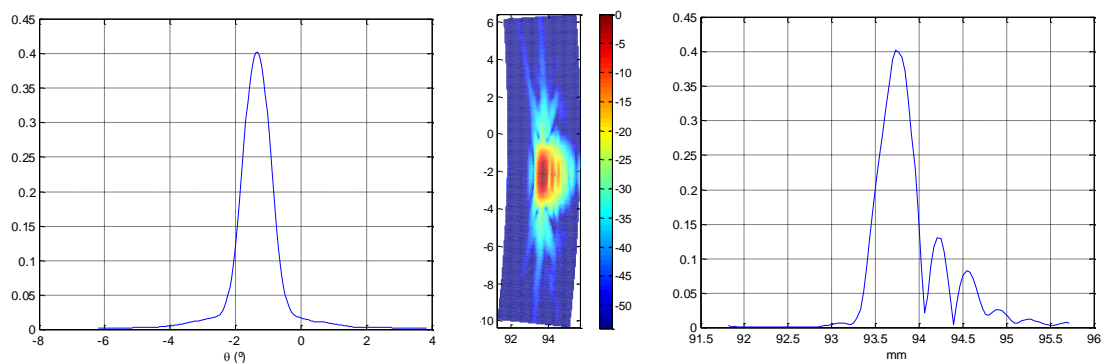


Figura 2.3 – (Izq.) Patrón lateral, (Centro) PSF y (Dcha.) Envolvente en la dirección axial para un reflector ubicado a 94 mm y -0.15° de ángulo de deflexión. El array es de 128 elementos, 3.2MHz de frecuencia central y ancho de banda del 50%.

Para reducir el tiempo de cálculo y simplificar los algoritmos de simulación, en este trabajo se propone un modelo simplificado de la *PSF*. Se basa en descomponer el cálculo en las direcciones axial y lateral, para las cuales existen expresiones cerradas para onda continua. Aunque en la *PSF* real estas direcciones no son totalmente separables, esta metodología proporciona una buena aproximación y, adicionalmente, el lóbulo principal en onda pulsada es prácticamente igual al de onda continua.

De este modo, el uso de formulación cerrada para el lóbulo principal en onda continua permite determinar la resolución del sistema. En cambio, esta formulación no permite analizar el contraste de la imagen, donde los lóbulos laterales juegan un papel predominante y los de onda pulsada difieren de los de onda continua. El análisis en onda continua proporcionaría un nivel de ruido de fondo (lóbulos laterales) superior al que se obtendría en realidad al usar onda pulsada.

El lóbulo principal en la dirección de propagación es la envolvente $A(t)$ del pulso ultrasónico que, para este análisis, se supone gaussiano:

$$\begin{aligned} r(t) &= A(t) \cos(\omega_p t + \varphi) \\ A(t) &= e^{-\frac{t^2}{2b^2}} \end{aligned} \quad (2.14)$$

donde $\omega_p = 2\pi f_p$ es la frecuencia angular central del transductor, φ el desfase y b un parámetro determinado por el ancho de banda relativo B (relación entre ancho de banda y la frecuencia central), según:

$$b = \frac{\sqrt{8 \ln(2)}}{\omega_p B} \quad (2.15)$$

En la dirección lateral se utiliza el patrón en onda continua o Factor de Array (*FA*) de ida y vuelta, descrito por la ecuación [Steinberg 76]:

$$FA(\theta) = \left(\frac{1}{N} \left| \frac{\sin \left[\frac{\pi D}{\lambda} (\sin \theta_f - \sin \theta) \right]}{\sin \left[\frac{\pi d}{\lambda} (\sin \theta_f - \sin \theta) \right]} \right| \right)^2 \quad (2.16)$$

donde θ es la coordenada angular en el plano de imagen, θ_f representa el ángulo de deflexión del haz, D es el tamaño de la apertura, d la distancia entre los elementos del array, λ la longitud de onda en el medio supuesto homogéneo e isótropo y N el número de elementos del array.

La Figura 2.4 muestra el Factor de Array para dos haces deflectados $\theta_f = 0$ y 30° . El patrón lateral en onda continua es aproximadamente un *sinc* desplazado al ángulo de deflexión del haz. La mejor resolución lateral (lóbulo más estrecho) se obtiene para el haz no deflectado y empeora con el ángulo de deflexión (0.78° y 0.90° respectivamente en el ejemplo).

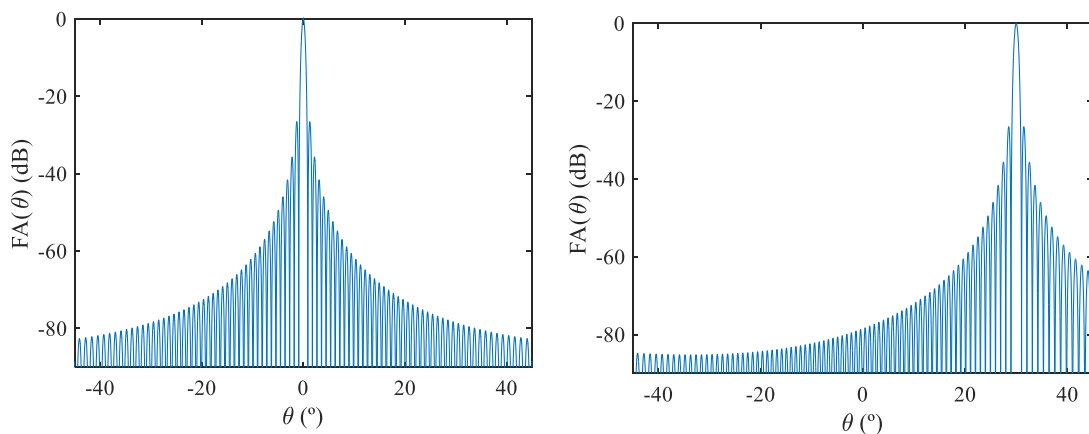


Figura 2.4 – Patrón lateral de onda continua o Factor de Array ($FA(\theta)$) de una apertura de longitud $D = 28.16$ mm y distancia entre elementos $d = 0.22$ mm. Izquierda: Sin deflexión del haz. Derecha: Haz deflectado $\theta_f = 30^\circ$.

Por su parte, los lóbulos laterales se encuentran a 26.6 dB por debajo del principal. Si bien no coinciden con los del patrón lateral en onda pulsada, ambas representaciones coinciden dentro del lóbulo principal, por lo que el FA es una buena aproximación para el estudio de la resolución, que depende únicamente de la anchura del lóbulo principal y no del nivel de los lóbulos laterales.

El factor de array se obtiene suponiendo que los elementos del array son omnidireccionales (elementos puntuales). Sin embargo, las dimensiones no nulas de los elementos reales introducen una pérdida de sensibilidad dependiente del ángulo de deflexión del haz por efecto de la difracción. La sensibilidad angular viene dada por [Kino 87]:

$$S(\theta) = \text{jinc}^2\left(\frac{d-g}{\lambda} \sin \theta\right) \quad (2.17)$$

siendo g la separación (zona muerta) entre elementos del array y $\text{jinc}(x) = \frac{J_1(2\pi x)}{\pi x}$, donde $J_1(\cdot)$ es la función de Bessel de primer orden. Por otra parte, la onda acústica sufre pérdidas por difracción y atenuación a medida que se propaga por el medio, que viene dada por

$$P(r) = \frac{e^{-\alpha r}}{r} \quad (2.18)$$

donde r es la profundidad o distancia al centro del array, mientras que α es el coeficiente de atenuación, dependiente de la frecuencia, según [Nyborg 83]:

$$\alpha = a f^b \quad (2.19)$$

En el caso particular de los tejidos biológicos que conforman la mama, se tiene $a = 8.6 \frac{\text{Np}}{\text{m} \cdot \text{MHz}^{1.5}}$ y $b = 1.5$. De esta manera, el coeficiente de atenuación a 5 MHz, una frecuencia típica en la ecografía de mama, es de 96 Np/m. El coeficiente de atenuación disminuye a prácticamente la mitad, 49.23 Np/m, al elegir la frecuencia empleada en este trabajo, 3.2 MHz.

Por su parte, el coeficiente de atenuación en agua destilada (20°C) también puede calcularse a partir de la Ecuación (2.19), tomando $a = 18 \cdot 10^{-3} \frac{\text{Np}}{\text{m} \cdot \text{MHz}^2}$ y $b = 2$ [Litovitz 65]. Así, a 5 MHz el coeficiente de atenuación es 0.45 Np/m, mientras que, a la frecuencia de trabajo, 3.2 MHz, es 0.18 Np/m. Estos valores se encuentran tres órdenes de magnitud por debajo de los de la mama y hacen los efectos de la atenuación en el agua inapreciables. Por el contrario, la atenuación en los tejidos debe ser tomada en cuenta.

Finalmente, el modelo que se propone para la PSF resulta del producto de (2.14), (2.16), (2.17) y (2.18)

$$PSF(r, \theta, \theta_f, r_f) = A \left(\frac{2(r - r_f)}{c} \right) \cdot FA(\theta - \theta_f) \cdot S(\theta) \cdot P(r) \quad (2.20)$$

La Figura 2.5 muestra la PSF simulada en las condiciones de la Figura 2.3. El patrón lateral simulado prácticamente coincide con el experimental, salvo una ligera menor directividad en

este último caso debido a un posible acoplamiento (cross-talk) entre elementos. El patrón axial coincide en ambos casos, excepto las reverberaciones internas en la aguja que, obviamente, no aparecen en la *PSF* teórica simulada.

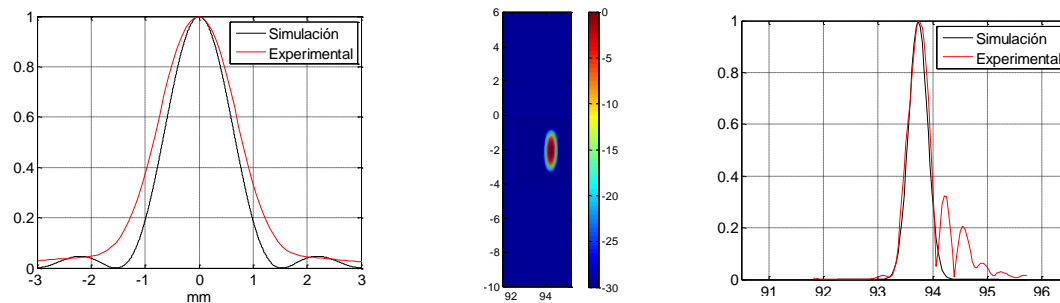
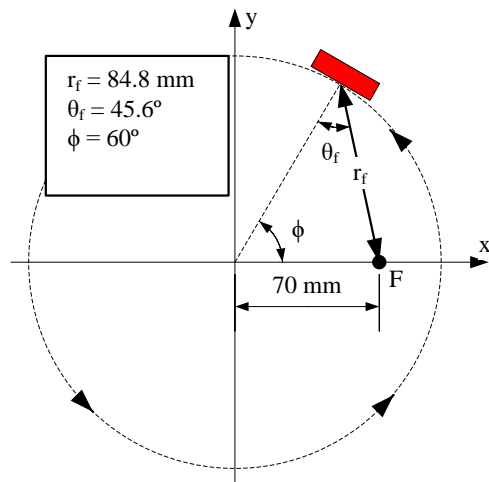


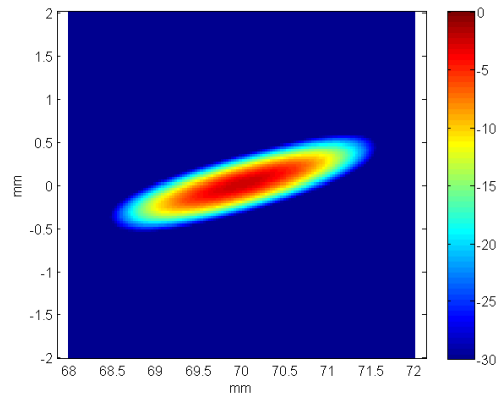
Figura 2.5 (Izq.) Patrón lateral (Centro) PSF y (Dcha.) envolvente en la dirección axial para un reflector ubicado a 94 mm y -0.15° de ángulo de deflexión. En rojo la respuesta experimental y en negro la simulada. El array es de 128 elementos, 3.2MHz de frecuencia central y ancho de banda del 50%.

La *Figura 2.6* muestra, a modo de ejemplo, las *PSF* obtenidas según la Ecuación (2.20) para dos posiciones angulares de la apertura (ϕ) y un mismo reflector ubicado en las coordenadas (70,0) mm. En el primer caso el ángulo de deflexión en que se encuentra el reflector es $\theta_f = 45.6^\circ$. En el segundo caso el ángulo de deflexión es menor ($\theta_f = 17.3^\circ$), por lo que el nivel de señal es 2.4 dB mayor. Sin embargo, al estar el array 74 mm más lejos del reflector, la resolución lateral es menor en el segundo caso, dando lugar a un lóbulo principal más ancho. Este ejemplo ilustra la heterogeneidad de las aportaciones de cada imagen parcial en la imagen compuesta, debido a la dependencia de la *PSF* con la dirección de propagación, la profundidad de la imagen y el ángulo de deflexión del haz en los sistemas de ecografía convencional.

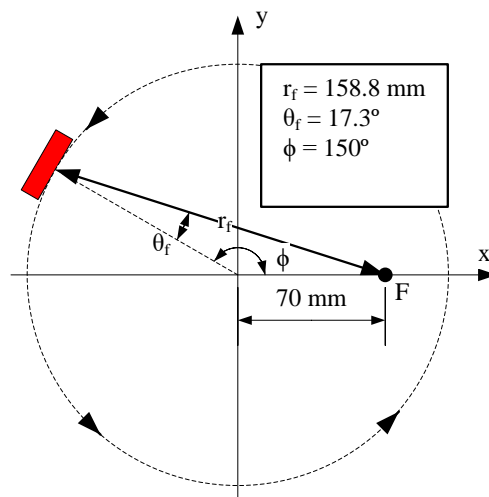
a)



b)



c)



d)

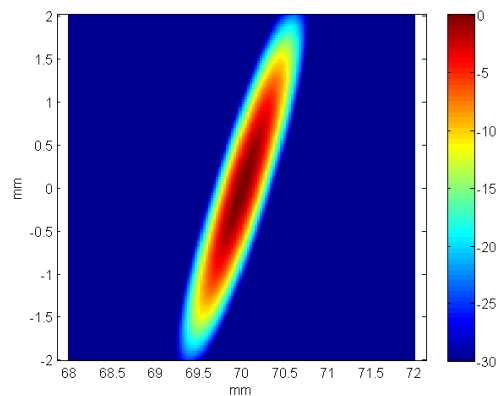


Figura 2.6 PSF simuladas para un sistema de imagen circular de radio $R = 94.3 \text{ mm}$ y un reflector ubicado a 70 mm del centro en el eje horizontal, obtenidas con un array de tamaño $D = 28.16 \text{ mm}$ desde dos posiciones angulares (a) $\phi = 60^\circ$ y (b) $\phi = 150^\circ$.

2.5.2 Comparación con el modelo en onda pulsada.

La Figura 2.7 muestra, a la izquierda, la PSF en onda pulsada para el mismo array que en el apartado anterior, obtenida por simulación aplicando el principio de superposición con fuentes puntuales. Además del lóbulo principal coincidiendo con la posición del reflector se observan los lóbulos laterales en forma de “cruz”, resultantes de la composición parcialmente constructiva entre los ecos recibidos desde otras posiciones.

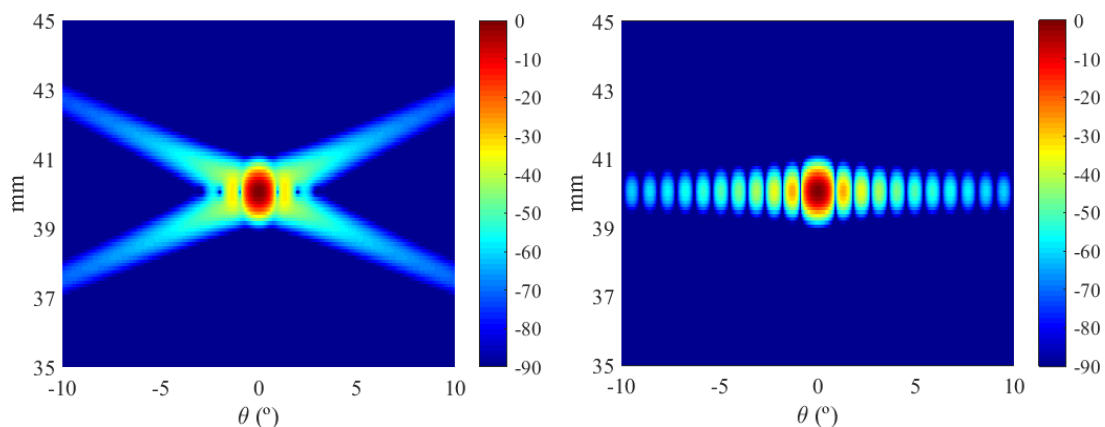


Figura 2.7 PSF de un reflector situado en el centro, a 40 mm del array. A la izquierda, según la simulación en onda pulsada, a la derecha el modelo planteado

La Figura 2.7 derecha muestra la *PSF* obtenida con el modelo propuesto en el apartado anterior. El lóbulo principal coincide con el de onda pulsada en las dos direcciones (axial y lateral) incluso al deflectar el haz (Figura 2.8). Sin embargo, el modelo propuesto genera lóbulos laterales a la misma profundidad que el reflector (no con forma de “cruz”) y con un patrón de máximos y mínimos distinto al que se obtiene en onda pulsada. La Figura 2.9 muestra la *LSF* (*Lateral Spread Function*) en ambos casos, obtenida como el máximo de la *PSF* para cada dirección angular, donde se observa que la amplitud de los lóbulos laterales tampoco coincide.

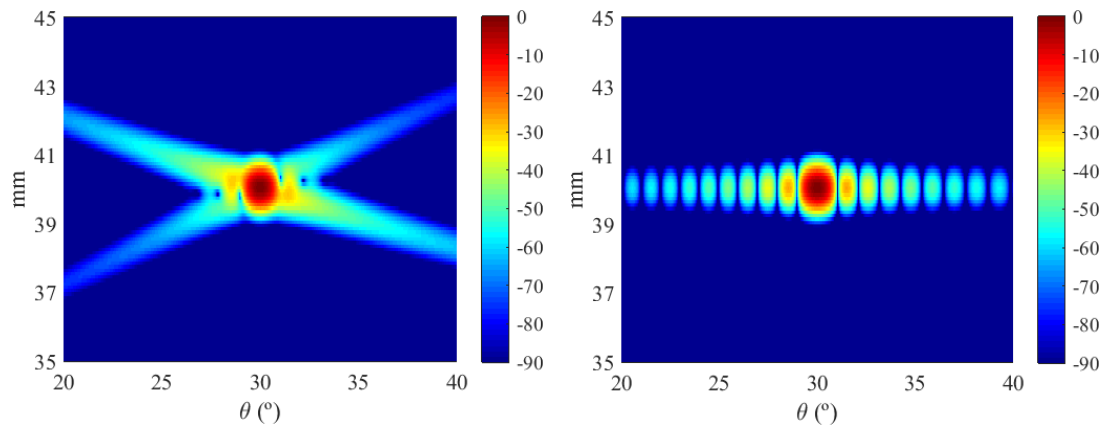


Figura 2.8 PSF según la simulación en onda pulsada (izquierda) y según el modelo planteado (derecha) para un reflector situado a 40 mm y a un ángulo $\theta_f = 30^\circ$

Por tanto, la metodología propuesta se utilizará, únicamente, para modelar el lóbulo principal, siendo válida para el análisis de la resolución, pero no del contraste ni del rango dinámico.

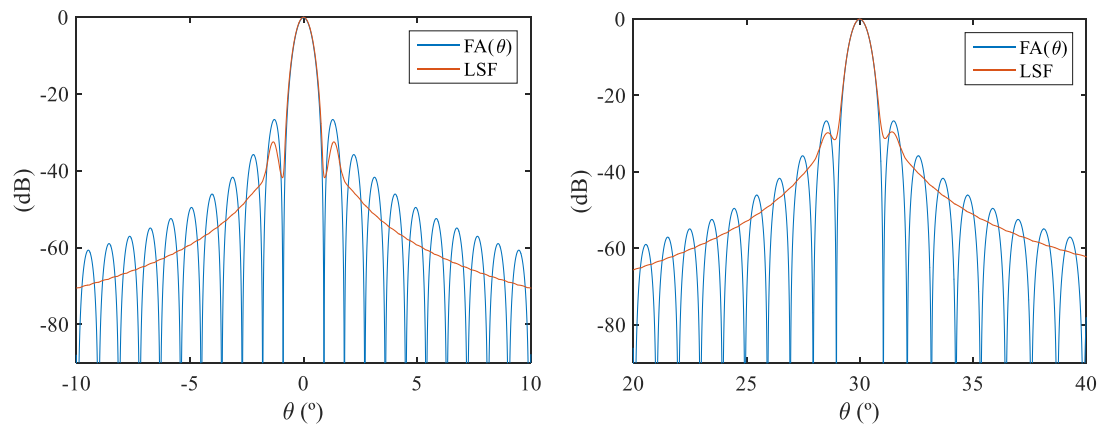


Figura 2.9 Comparación del patrón del haz en onda continua ($FA(\theta)$) y la Lateral Spread Function (LSF)

2.6 DISCRETIZACIÓN DE LA IMAGEN CIRCULAR COMPUESTA

Para determinar la resolución del sistema de imagen circular compuesta se define una rejilla polar global con puntos equiespaciados en las direcciones radial y angular, descritos por sus coordenadas absolutas (ρ_i, ϕ_i) (Figura 2.10 izquierda). En cada uno de ellos se supone un reflector puntual ideal y se calculan las *PSFs* individuales que corresponden a las M aperturas sobre rejillas locales como la de la Figura 2.10 derecha. La *PSF* compuesta (*PSFC*) es la media de las M *PSFs* individuales.

Las posiciones de la apertura activa se consideran equiespaciadas a intervalos angulares γ , que proporciona cierta periodicidad a la *PSFC*. De este modo, basta calcular los parámetros de calidad de la imagen circular compuesta en un sector delimitado por dos posiciones angulares consecutivas de la apertura. Por tanto, el estudio se realiza en el intervalo angular $[0, \gamma)$, donde $\gamma = 360/M$ ($^\circ$).

La rejilla en coordenadas polares se dispone de tal manera que se tengan diez muestras en la dirección radial y otras tantas en la dirección angular dentro de dicho sector circular.

Por otra parte, la rejilla local debe ser capaz de presentar el lóbulo principal con suficiente resolución. Por este motivo, la distancia entre píxeles se fija 10 veces por debajo de la dimensión del lóbulo principal en la dirección axial, que viene dada por la duración del pulso ultrasónico, descrito por la Ecuación (2.14). Siguiendo el criterio *FWHM*, la longitud del lóbulo principal se calcula como la distancia entre los puntos de caída a -6 dB de la envolvente gaussiana en la dirección axial

$$\Delta z = cb\sqrt{2\ln(2)} \quad (2.21)$$

siendo c la velocidad de propagación en el medio y b el parámetro dependiente del transductor definido en la Ecuación (2.15).

Además, la rejilla local cuadrada debe tener la suficiente extensión ($L_M \times L_M$) para permitir el promediado de las *PSF* correspondientes a las aperturas empleadas. El procedimiento para determinar L_M se describe en el Anexo B.

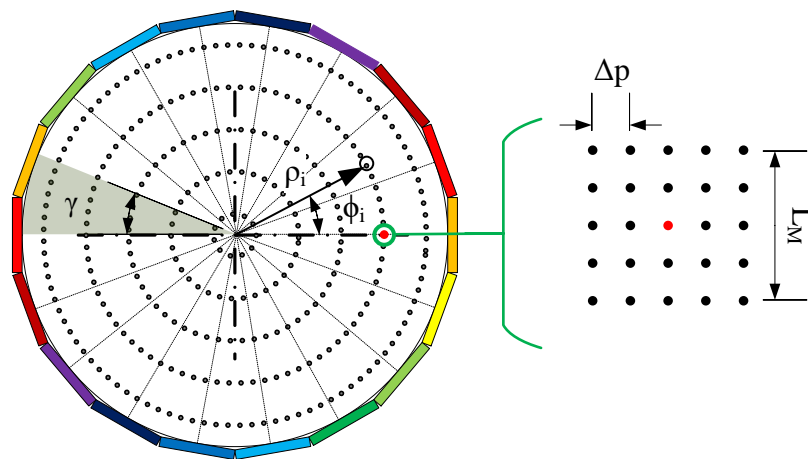


Figura 2.10 Izquierda: Distribución de puntos (en negro) de coordenadas polares (ρ_i, ϕ_i) para el cálculo de la PSFC, a partir de las PSF individuales calculadas sobre una rejilla local como la de la derecha. En colores, alrededor, diferentes posiciones del transductor. Gracias a la distribución uniforme de los transductores, la PSFC es periódica con ángulo γ .

Tras este proceso, de cada PSFC se extraen las características de la imagen o *parámetros de calidad*: resolución radial y angular, nivel de señal y homogeneidad para formar mapas que representen la variación de estos parámetros en la imagen compuesta.

En la imagen ultrasónica convencional la resolución se mide en dos direcciones perpendiculares entre sí: la de propagación del sonido (resolución axial) y la de deflexión del haz (resolución lateral). Este criterio no puede utilizarse en la imagen circular compuesta porque ni hay una única dirección de propagación, ni existe un concepto de deflexión. Es necesario, por tanto, definir nuevas magnitudes.

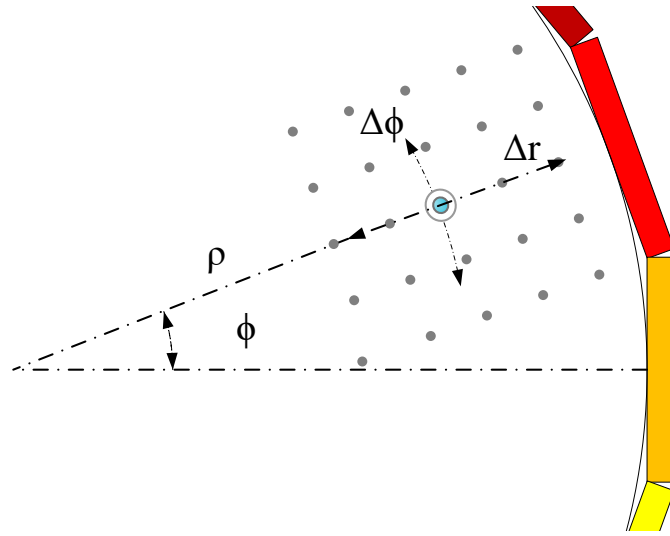


Figura 2.11 Nomenclatura empleada para las resoluciones radial (Δr) y angular ($\Delta\phi$), en un punto de coordenadas polares (ρ, ϕ).

Dada la geometría de la imagen y su simetría, parece razonable medir la resolución en las direcciones radial (desde el centro de la imagen hacia la periferia) y angular (en la dirección de los ángulos centrales). Por tanto, se definen las siguientes variables (Figura 2.11):

- **Resolución radial (Δr).** Ancho del lóbulo principal de la *PSF conjunta (PSFC)* en la dirección radial medida a -6 dB del máximo y expresada en mm.
- **Resolución angular ($\Delta\phi$).** Ángulo central que abarca el lóbulo principal de la *PSF conjunta (PSFC)* medido desde el centro de la imagen y a -6 dB del máximo, expresada en grados sexagesimales.
- **Resolución tangencial (Δt).** Longitud del arco correspondiente al ángulo dado por la *resolución angular*, expresado como:

$$\Delta t = \rho \Delta\phi \quad (2.22)$$

Para evitar la singularidad que se produce en el centro de la imagen, para $\rho = 0$ se asigna el valor de la resolución radial a la tangencial.

- **Excentricidad (ε).** Relación entre las resoluciones radial y tangencial. Determina el grado de ovalidad de la *PSFC* y la isotropía de la resolución de la imagen:

$$\varepsilon = \frac{\Delta r}{\Delta t} \quad (2.23)$$

Si la excentricidad vale 1, la sección de la *PSFC* es circular a -6 dB.

- **Amplitud normalizada (A_n).** Amplitud máxima de la *PSFC* en cada punto para determinar la distribución de la sensibilidad del sistema en la región de imagen.

Debe observarse que el máximo de cada *PSF* utilizada para calcular la *PSFC* no siempre alcanzará la unidad, por lo que el máximo de la *PSFC*, esto es, $A_n \leq 1$.

El análisis realizado pretende caracterizar la imagen ultrasónica circular compuesta en relación con la imagen ecográfica convencional, donde la resolución es diferente en sentido axial y lateral, la sensibilidad varía con el ángulo de deflexión y con la profundidad. La imagen ecográfica convencional es anisótropa en cuanto a resolución.

La hipótesis es que la imagen circular compuesta proporciona valores homogéneos de resolución y sensibilidad en toda la región de interés (imagen isótropa en resolución). Aunque estas mejores características suelen ser citadas en la literatura de referencia, hasta la fecha no se han reportado estudios cuantitativos de estas mejoras ni de sus límites.

2.7 METODOLOGÍA PARA LA OBTENCIÓN DE LA *PSFC* TEÓRICA

La *PSFC* teórica se obtiene mediante la simulación del montaje experimental utilizado en este trabajo, basado en un array lineal cuyas características se describen en la Tabla 2.1. Además, la velocidad del sonido en el agua se supone $c=1.48$ mm/ μ s, y el radio de giro del transductor es $R = 94.3$ mm.

N	BW (%)	d (mm)	gap (mm)	f(MHz)
128	50	0.22	0.05	3.2

Tabla 2.1 Parámetros del array utilizado en el prototipo

Así, para analizar los efectos del tamaño de la apertura activa en la calidad de la imagen se consideran distintas aperturas de $N= \{256, 128, 64 \text{ y } 32\}$ elementos activos. Para discutir el efecto del número de imágenes sectoriales adquiridas uniformemente en torno al área de imagen se tomaron $M = \{8, 15, 24 \text{ y } 36\}$ imágenes para cada apertura considerada. Las aperturas estarán distribuidas en intervalos angulares $\gamma = \{45^\circ, 24^\circ, 15^\circ \text{ y } 10^\circ\}$ respectivamente.

La rejilla polar donde se evalúan los parámetros de calidad (Figura 2.10 izquierda) se dispone de tal manera que la distancia entre puntos será de $R/10 = 9.43$ mm en la dirección radial y $\gamma/10$ en la dirección angular. La resolución de la rejilla local (Figura 2.10 derecha) se fija 10 veces

por encima de la resolución axial del array. Para la frecuencia central y el ancho de banda del transductor (Tabla 2.1), y aplicando la Ecuación (2.21) para el cálculo de la resolución axial (Δz), la separación entre píxeles es $\Delta p = 0.04$ mm.

La *Figura 2.12(a-d)* muestra, a modo de ejemplo, las *PSF* individuales de un reflector puntual en coordenadas polares $(70, 0^\circ)$ obtenidas con la metodología descrita y el array en cuatro posiciones angulares diferentes: (a) $\phi=60^\circ$, (b) $\phi=150^\circ$, (c) $\phi=240^\circ$ y (d) $\phi=330^\circ$. Además del cambio en la orientación del lóbulo principal, se observa de forma cualitativa que la resolución lateral empeora con la distancia array-reflecto, aunque la resolución axial parece mantenerse constante en los distintos casos.

La *Figura 2.12e* muestra la *PSFC* de $M = 36$ imágenes, entre las que se incluyen las *PSF* individuales mencionadas, estimándose una resolución mucho más homogénea que en las *PSF* individuales. En efecto, las resoluciones radial y tangencial son prácticamente iguales y aproximadamente de 0.54 mm, ligeramente superior a la resolución axial del transductor (*Figura 2.12f*). Cabe destacar que el reflector considerado no está en el centro de la imagen, sino en la periferia, lo que permite intuir una resolución más homogénea que en la imagen convencional

El estudio realizado a continuación trata de determinar si este comportamiento puede extenderse a toda la imagen compuesta o cuáles son las variaciones, y qué nivel de anisotropía cabe esperar en función de los parámetros del sistema.

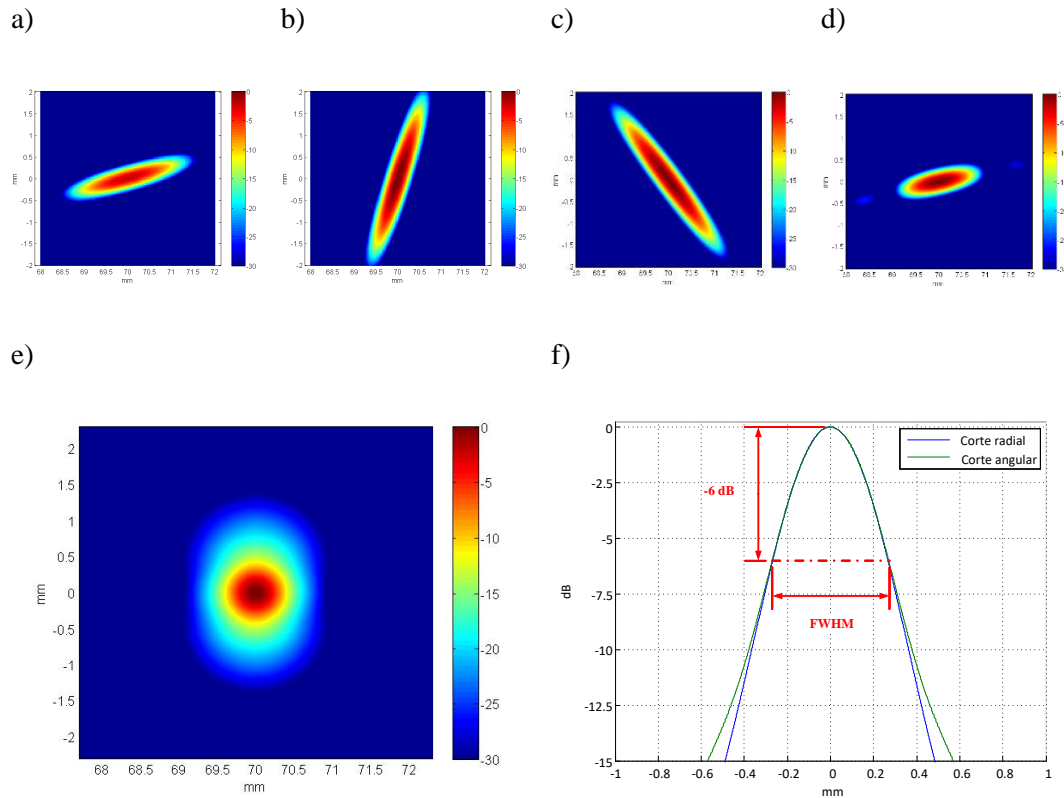


Figura 2.12 PSF simuladas para un reflector en la posición (70, 0) mm desde posiciones angulares (a) $\phi = 60^\circ$, (b) $\phi = 150^\circ$, (c) $\phi = 240^\circ$ y (d) $\phi = 330^\circ$. € Imagen compuesta con $M = 36$. (f) Cortes radial y angular de la PSFC, indicando en rojo la resolución a -6 dB.

2.8 PARÁMETROS DE CALIDAD DE LA COMPOSICIÓN ESPACIAL

En este apartado se presentan las distribuciones de resolución, excentricidad y amplitud normalizada de la imagen circular compuesta a partir de imágenes sectoriales uniformemente distribuidas en torno a la región de interés. Además de los valores nominales, se analiza su variabilidad como:

$$v(x)(\%) = 100 \frac{\max(x) - \min(x)}{v_{\text{medio}}(x)} \quad (2.24)$$

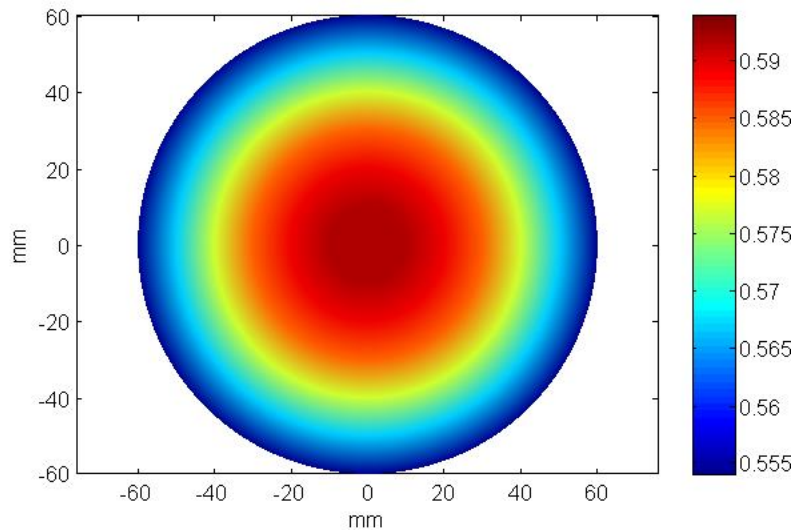
La Tabla 2.2 resume los parámetros de la adquisición para $M = 36$ imágenes uniformemente distribuidas en torno al área de imagen. Dada la periodicidad angular de la PSFC, esta se calcula en un intervalo angular $\phi = [0, 10^\circ]$ y se repite para mostrar los mapas completos en 360° .

R (mm)	c (mm/ μ s)	Número de posiciones del array	Ángulo de barrido($^{\circ}$)
94.32	1.48	36	± 90

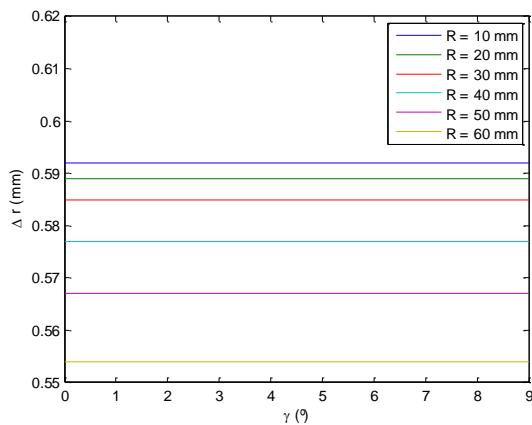
Tabla 2.2 Parámetros de adquisición

La Figura 2.13 muestra la resolución radial de la imagen compuesta en una región de 60 mm de radio. El peor resultado de resolución radial ($\Delta r = 0.59$ mm) se da en el centro de la imagen ($\rho = 0$) y la resolución mejora ligeramente a medida que el reflector se acerca al borde de la imagen hasta $\Delta r = 0.55$ mm. La variabilidad es del 6.6 % respecto a la media ($\Delta r = 0.579$ mm $\approx 1.25 \lambda$), lo que evidencia la homogeneidad de resolución radial en la imagen circular compuesta.

a)



b)



c)

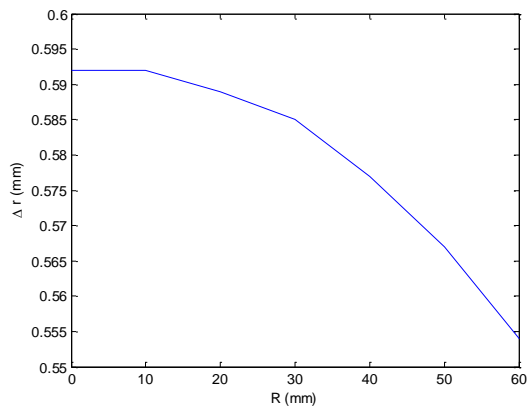
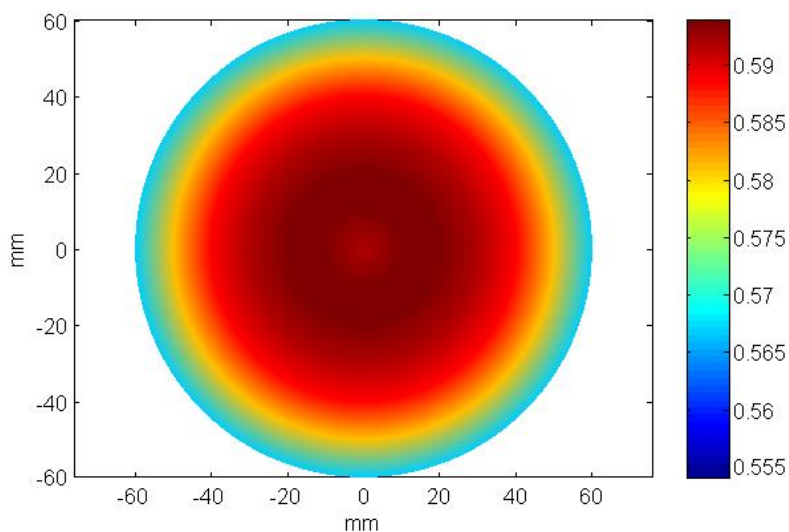


Figura 2.13 Análisis de la resolución radial. a) Mapa de resolución radial (b) Evolución con respecto a la coordenada angular c) Evolución con respecto a la coordenada radial

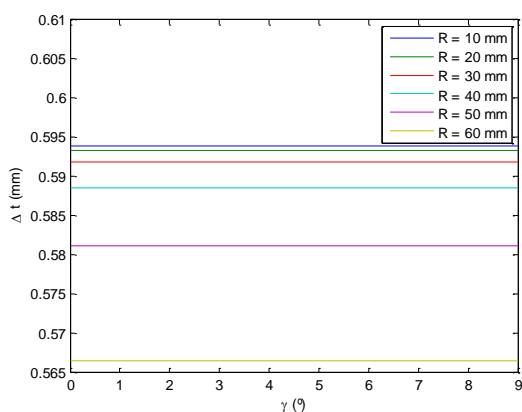
La resolución tangencial (Figura 2.14) muestra un comportamiento y resultados similares. La peor resolución se observa en $\rho = 10$ mm ($\Delta t = 0.59$ mm) y la mejor en la periferia ($\Delta t = 0.57$ mm). El valor medio (0.586 mm) y la variabilidad (4.7%) son similares a los obtenidos para la resolución radial.

De ambos resultados se concluye que, esencialmente, **la resolución de la imagen circular compuesta es uniforme e isotropa.**

a)



b)



c)

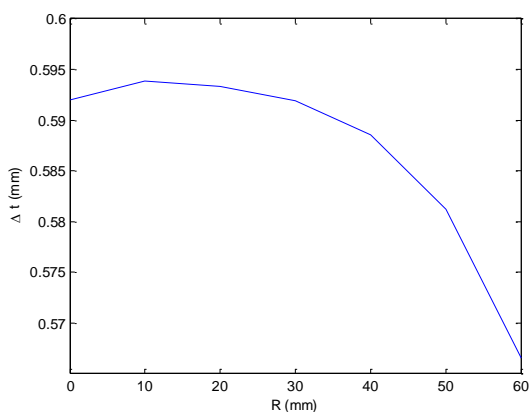
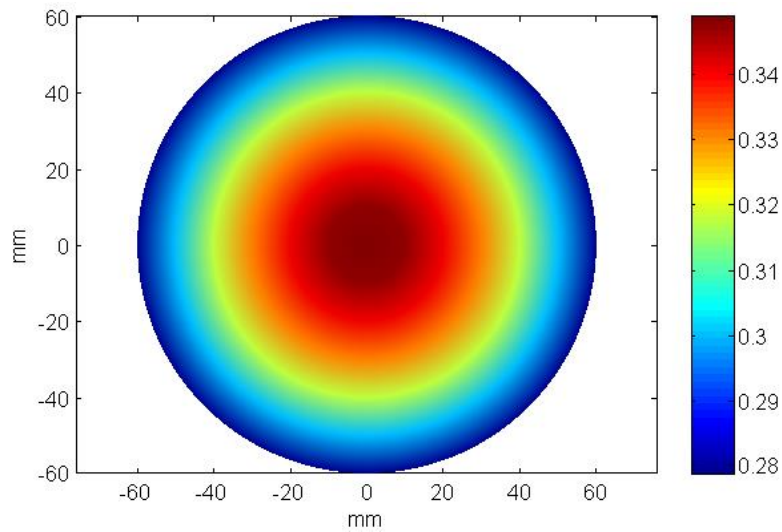


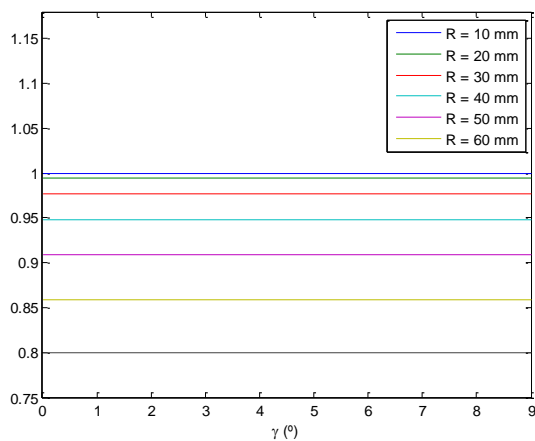
Figura 2.14 Análisis de la resolución tangencial. a) Mapa de resolución tangencial (b) Evolución con respecto a la coordenada angular c) Evolución con respecto a la coordenada radial.

En cuanto a la sensibilidad del sistema, los resultados se resumen en la *Figura 2.15*. El valor máximo de la amplitud normalizada se da en el centro de la imagen ($A_n=0.35$) y se reduce a medida que el reflector se acerca al borde ($A_n=0.28$). La variabilidad es del 22% respecto al valor medio, $A_n=0.32$. Al igual que con la resolución, la dependencia con la posición angular del reflector es despreciable frente a la dependencia con la distancia al centro de la imagen.

a)



b)



c)

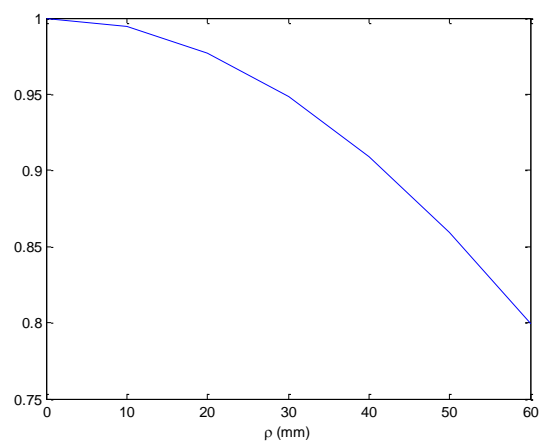


Figura 2.15 Análisis de la amplitud normalizada. a) Mapa de amplitud normalizada (b) Evolución respecto a la coordenada angular c) Evolución respecto a la coordenada radial.

Analizando la resolución espacial en las dos direcciones de interés y la sensibilidad, podemos concluir que la imagen compuesta es homogénea en la dirección angular y presenta pequeñas variaciones en la dirección radial.

La homogeneidad observada en la dirección angular no se mantiene igual para imágenes de más de 60 mm y hasta los 90 mm de radio con los parámetros definidos. En la región más externa la variabilidad en la resolución aumenta de un 6.6% en la región central hasta el 20% del valor medio (Figura 2.16). Aunque esta mayor variabilidad no resulta exagerada, la calidad de la imagen circular compuesta en la región central hasta un radio de 60 mm (área efectiva) es más

representativa de la realidad, dado que es donde se sitúa la mama durante un examen. Por este motivo, los resultados se exponen para esta región.

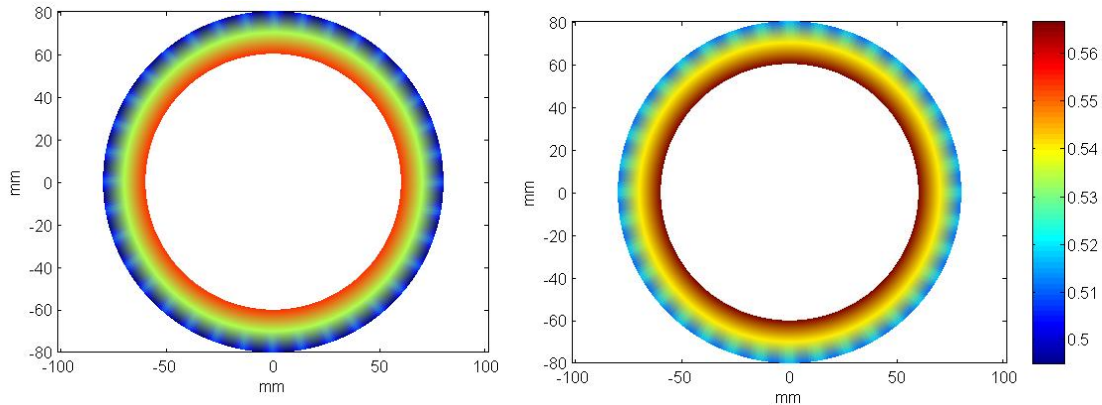


Figura 2.16 Resolución radial (izquierda) y tangencial (derecha) en el anillo comprendido entre los 60 mm y los 90 mm de radio de imagen.

Para entender las tendencias observadas en las direcciones radial y tangencial, se estudia la *PSFC* obtenida en el centro y en la periferia.

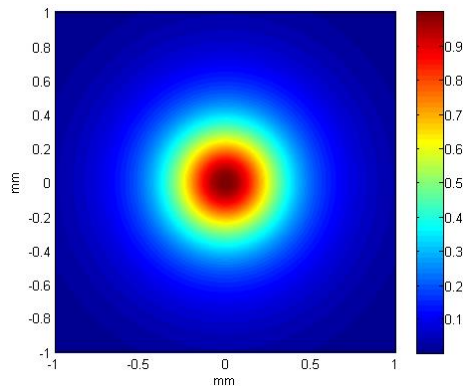
La Figura 2.17 muestra los resultados para un reflector en el centro de la imagen ($\rho = 0$ mm, $\phi = 0^\circ$), que es la única posición que presenta la misma profundidad y ángulo de deflexión en todas las imágenes sectoriales parciales. En este caso la *PSFC* resulta del promediado de una *PSF* que no cambia de forma pero que rota en función de la posición de la apertura. La Figura 2.17b muestra el corte de las *PSF* con el eje x, que pasan de la resolución axial del transductor cuando la apertura se sitúa en $\phi = 0^\circ$ (más estrecha), hasta la resolución lateral cuando está en $\phi = 90^\circ$ (más ancho).

Esta variabilidad es propia de los sistemas de ecografía convencional, donde un reflector puntual se muestra con muy diferente resolución en los sentidos axial (mejor, 0.41 mm) y lateral (peor, 1.35 mm) y que, además, varía con la distancia del reflector a la apertura. En este sentido las variaciones de resolución radial y tangencial de la imagen circular compuesta pueden considerarse meras sutilezas en comparación con las de la ecografía convencional.

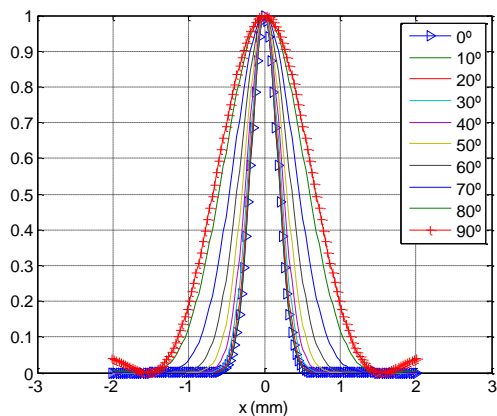
La Figura 2.17c muestra la anchura del lóbulo principal Δx de cada *PSF* individual sobre el eje x con el criterio *FWHM* (a -6 dB). La mejor resolución en la dirección horizontal ($\Delta x = 0.41$ mm) se obtiene para las aperturas situadas en $\phi = 0^\circ$ y $\phi = 180^\circ$, y la peor ($\Delta r = 1.35$ mm) para las situadas en $\phi = 90^\circ$ y $\phi = 270^\circ$. El valor medio de la resolución (radial o tangencial), 0.57 mm, es sólo ligeramente superior a la resolución axial (0.41 mm) del array, determinante de la resolución del sistema de imagen circular compuesta.

Como conclusión, **la resolución de la imagen circular compuesta es similar a la axial de los arrays utilizados para las imágenes parciales.**

a)



b)



c)

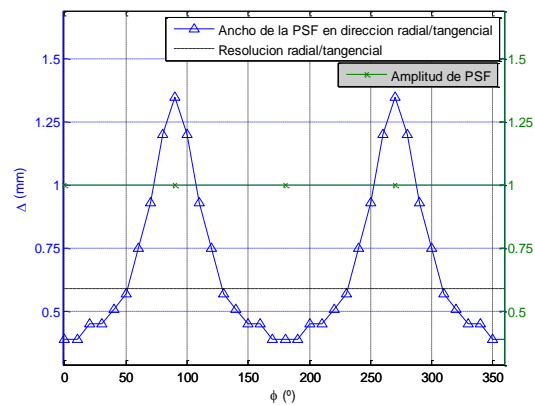


Figura 2.17 Efecto de las PSF individuales sobre la PSF conjunta para el punto ($\rho = 0$, $\phi = 0$)
 (a) PSFC (b) Corte de cada PSF con el eje horizontal. (c) Ancho del lóbulo principal de cada PSF en el eje horizontal (azul) y ancho del lóbulo de la PSF conjunta

La Figura 2.18 ilustra la formación de la PSFC en la periferia de la imagen, a partir de varias PSF individuales para el punto ($\rho = 60$ mm, $\phi = 180^\circ$). En esta zona, la respuesta de las aperturas difiere entre sí y en función de la dirección considerada. La Figura 2.18a presenta las respuestas de varias aperturas en el punto considerado en la dirección radial, mientras que la Figura 2.18b lo hace para la dirección angular de la imagen compuesta. La apertura situada en ($R = 94.32$ mm, $\phi = 160^\circ$) es la más próxima de las consideradas, y su respuesta es la de mayor amplitud. Por su parte, la respuesta dada por la apertura situada en ($R = 94.32$ mm, $\phi = 0^\circ$) se encuentra más alejada, pero al no requerir apenas deflexión del haz, la sensibilidad angular es máxima. En

el resto de aperturas, la amplitud se ve modulada tanto por la distancia como por la sensibilidad angular de la apertura, que penaliza las deflexiones del haz.

Las Figura 2.18 a y b muestran los cortes de las *PSF* individuales en las direcciones radial y tangencial, respectivamente. Dependiendo de la posición angular de la apertura, las *PSF* individuales pueden contribuir a mejorar o empeorar la resolución de la *PSFC* en las direcciones radial y tangencial. En general, si la dirección lateral de la imagen individual coincide con la dirección considerada en la *PSF* y si el array está lejos del reflector, la resolución aportada por esa imagen será baja, dado que la resolución lateral empeora con la distancia (por ejemplo, para $\phi = 0^\circ$ y la resolución tangencial, o $\phi = 80^\circ$ y la resolución radial). Por otra parte, aquellas aperturas que requieran un ángulo de deflexión elevado tendrán menos peso en la composición debido a la sensibilidad angular de los elementos.

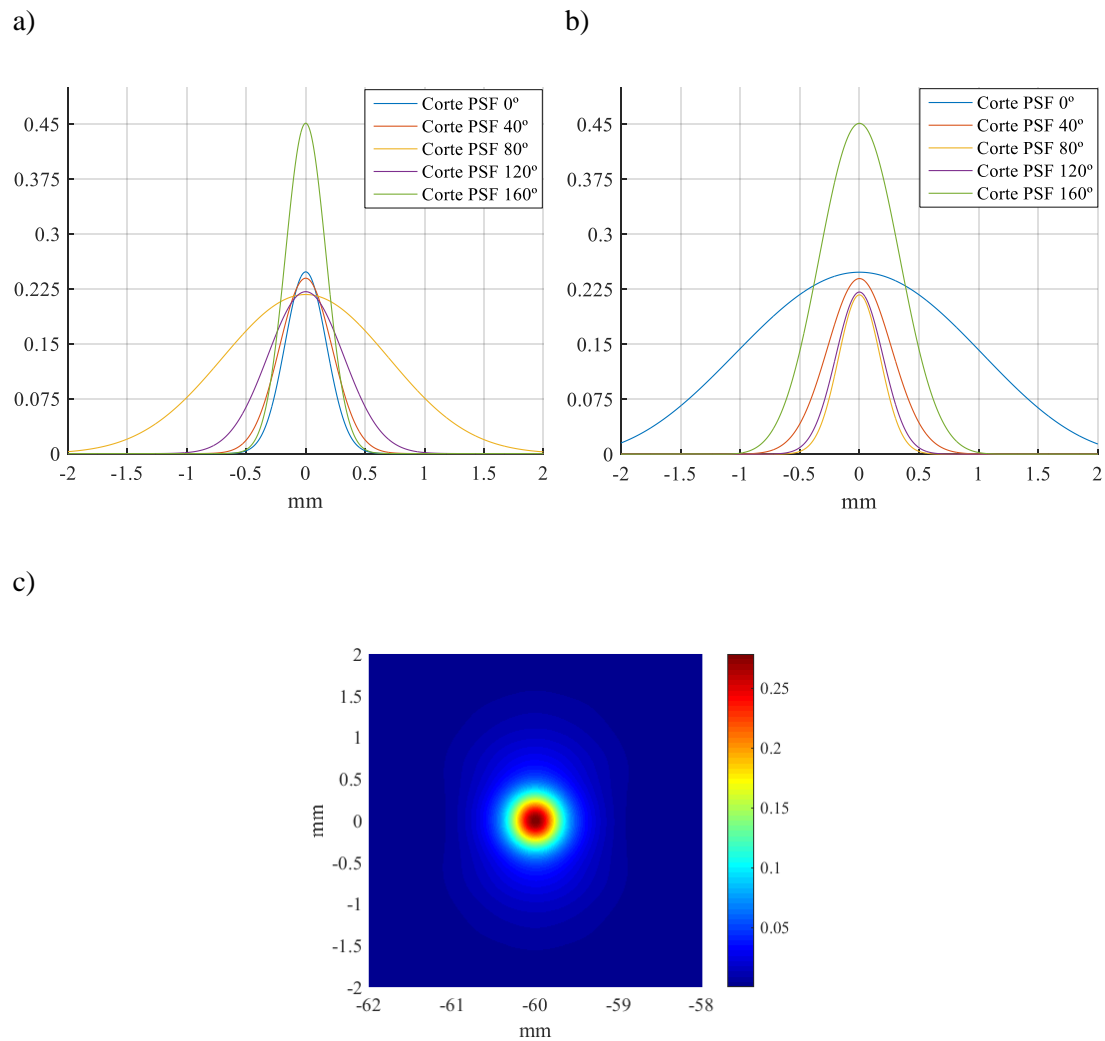
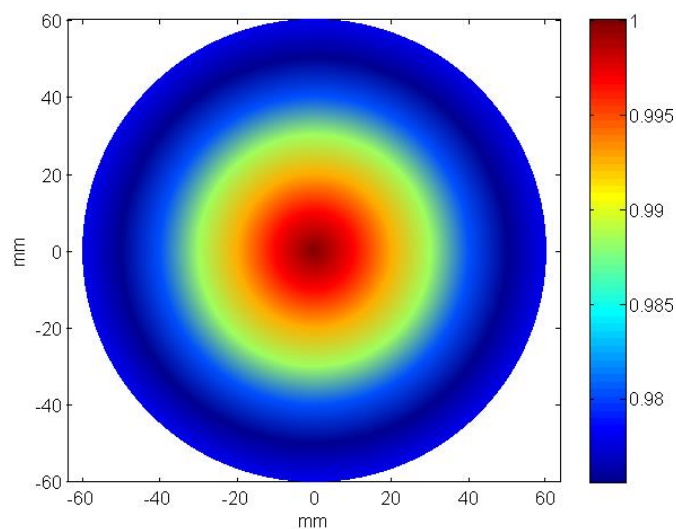


Figura 2.18 Efecto de las PSF individuales sobre la PSF conjunta para el punto ($\rho = 60$, $\phi = 0$) (a) Corte de cada PSF con el eje radial (b) Corte de cada PSF con el arco a $\rho = 60$ (c) PSFC de $M = 36$ imágenes.

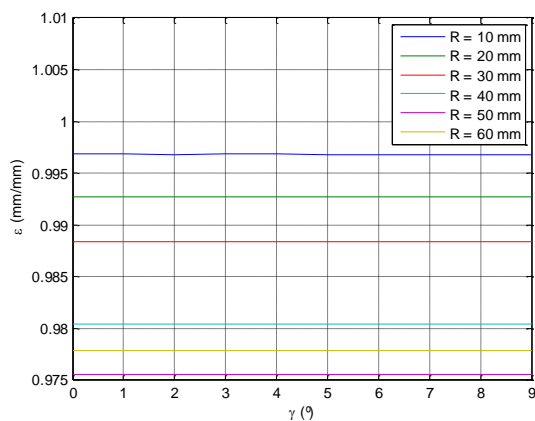
Con todo, la resolución radial estimada en la PSFC de 36 imágenes, $\Delta r = 0.46$ mm y la tangencial $\Delta t = 0.47$ mm, son muy similares, resultando una excentricidad o relación entre ambas magnitudes del 0.98. Esto se aprecia visualmente en la Figura 2.18c, y se cuantifica en la Figura 2.19, donde se observa que la variación de la excentricidad es de tan solo un 2.4% en toda el área efectiva. Como conclusión, **la imagen circular compuesta puede considerarse isotrópica y homogénea.**

Una vez más debe destacarse las diferencias entre la imagen circular compuesta, que muestra una gran homogeneidad e isotropía, y la sectorial de la ecografía convencional en la que la excentricidad presenta valores elevados y el rango de profundidades donde $\varepsilon \approx 1$ es muy limitado.

a)



b)



c)

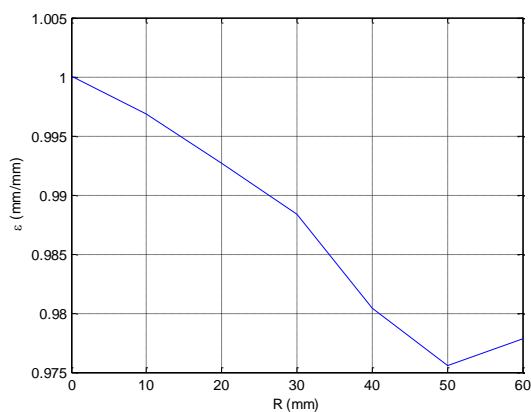


Figura 2.19 (a) Mapa de excentricidad (b) Evolución en la coordenada angular para distintos radios. c) Evolución en la coordenada radial

2.9 EFECTOS DEL TAMAÑO Y DEL RADIO DE GIRO SOBRE LA RESOLUCIÓN DE LA IMAGEN.

Este estudio pretende determinar la influencia del tamaño de la apertura (D) utilizada para adquirir cada imagen sectorial y del radio de giro del array (R) en la calidad de imagen circular compuesta y cómo se relacionan entre sí. Estos aspectos no han sido abordados hasta la fecha en la literatura especializada.

Para comparar los resultados de las distintas configuraciones, se define la *coordenada radial relativa al radio total de la imagen* como:

$$\rho_n(\%) = \frac{\rho}{R} 100 \quad (2.25)$$

A fin de conseguir que la resolución dependa únicamente de la coordenada radial, el muestreo espacial debe ser suficientemente denso. Se ha comprobado que esta condición se cumple en la composición de $M = 36$ imágenes (§2.10).

2.9.1 Efecto del radio de giro para un tamaño de apertura fijo.

El efecto del radio de giro sobre la calidad de la imagen se estima mediante la simulación de seis casos en los que el radio es un múltiplo entero del tamaño de la apertura que se mantiene constante ($D = 28.16$ mm) como muestra la Tabla 2.3. Las cinco primeras permiten observar la dependencia de este parámetro, mientras que la última, con un radio 40 veces mayor que la apertura, pretende determinar un límite.

R/D	D (cm)	R (cm)
1	28.16	28.16
2	28.16	56.32
3	28.16	84.48
4	28.16	112.64
5	28.16	140.8
40	28.16	1126.4

Tabla 2.3 Tamaño de la apertura y radio de giro del array en cada simulación.

La Figura 2.20 muestra los resultados obtenidos. En primer lugar, tanto la resolución radial como la tangencial siguen mejorando hacia la periferia de la imagen en todos los casos, si se descartan los resultados fuera del área efectiva. Sin embargo, al aumentar el radio de giro, se pierde algo de resolución y sensibilidad como era de esperar debido a las pérdidas por propagación y de resolución lateral de cada PSF con el aumento de la distancia al reflector.

Pero merece la pena destacar que la resolución empeora muy poco al aumentar el radio de giro del array. A modo de ejemplo, al aumentar el radio de 4 a 40 veces el tamaño de la apertura, la anchura de la *PSFC* se incrementa de media tan solo un 6% (Figura 2.20a y Figura 2.20b).

En cambio, la sensibilidad (amplitud normalizada) depende del radio de la imagen y no de la relación R/D , debido a que las pérdidas de propagación son función de la distancia. La Figura 2.20c muestra que la sensibilidad puede empeorar más de 2.5 veces cuando el radio de la imagen es varias veces el tamaño de la apertura.

En cuanto a la excentricidad, se mantiene próxima a la unidad independientemente del radio de la imagen (Figura 2.20d).

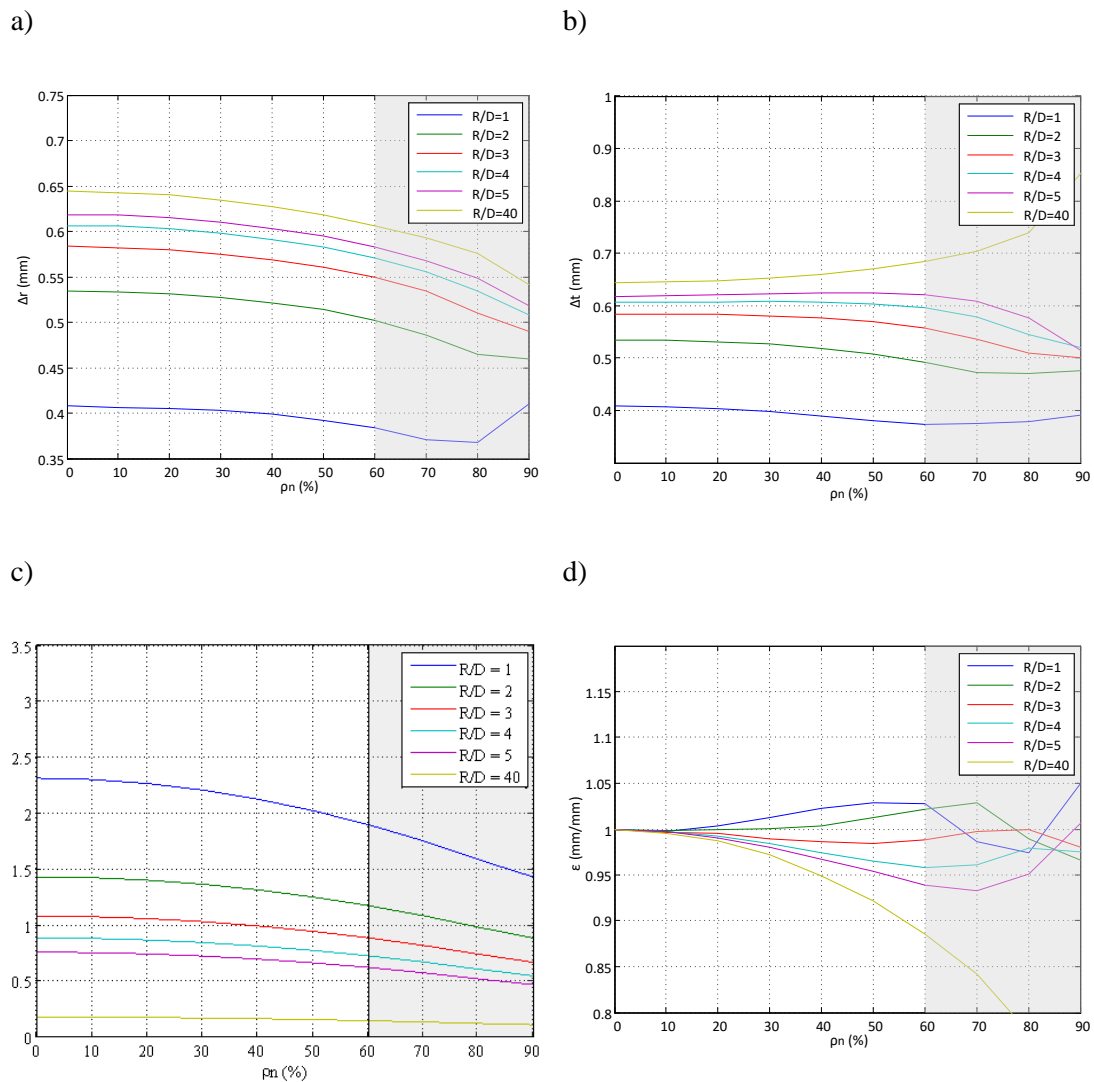


Figura 2.20 Parámetros de calidad de la imagen en función del radio normalizado y para distintos radios de giro del array (variable R/D) (a) Resolución radial (b) Resolución tangencial (c) Amplitud normalizada (d) Excentricidad.

Por tanto, se puede concluir que **la resolución de la imagen compuesta apenas depende del radio de la circunferencia donde se ubican las aperturas utilizadas para las imágenes parciales, aunque sí es significativa la dependencia de la sensibilidad, reduciéndose a mayor radio.**

2.9.2 Efecto del tamaño de la apertura activa en la calidad de la imagen.

Según la Ecuación (2.16), la resolución lateral depende de forma inversa con el tamaño de la apertura. Por tanto, es de esperar que la resolución de la imagen compuesta también mejore al aumentar el tamaño del array, con la contrapartida de requerir más recursos hardware y de

procesamiento. Manteniendo los parámetros de simulación listados en la Tabla 2.1 y en la Tabla 2.2, se estudia la calidad de la imagen cuando las aperturas activas son de 32, 64, 128 y 256 elementos (Tabla 2.4).

N	D (mm)	R(mm)
32	9.8	100
64	19.5	100
128	39.0	100
256	78.0	100

Tabla 2.4 Parámetros de las simulaciones variando el tamaño de la apertura activa

La *Figura 2.21* muestra los resultados del análisis al modificar el tamaño de la apertura, manteniendo constante el radio de giro. La resolución espacial, en cualquiera de las dos direcciones mejora al aumentar el tamaño de la apertura (*Figura 2.21a* y *Figura 2.21b*). Sin embargo, la mejora es menos notable en el caso de la imagen circular compuesta (un 23% al pasar de 32 elementos a 256) que en el de la ecografía convencional, donde la dependencia en la resolución lateral es lineal (una mejora del 800%). Este comportamiento confirma que la resolución de la imagen circular está determinada, principalmente, por la resolución axial de las imágenes parciales (como se concluyó en §2.8), la cual no mejora al aumentar el tamaño de las aperturas.

Este resultado tiene importantes consecuencias para el diseño de un sistema de tomografía por reflexión, que permite limitar el número de canales activos en el sistema de ecografía que obtiene las imágenes sectoriales parciales.

Una mayor apertura mejora también la excentricidad, manteniéndola más próxima a la unidad (*Figura 2.21d*), aunque en cualquier caso las variaciones son poco significativas.

La sensibilidad (amplitud normalizada) no depende prácticamente de este parámetro (*Figura 2.21c*).

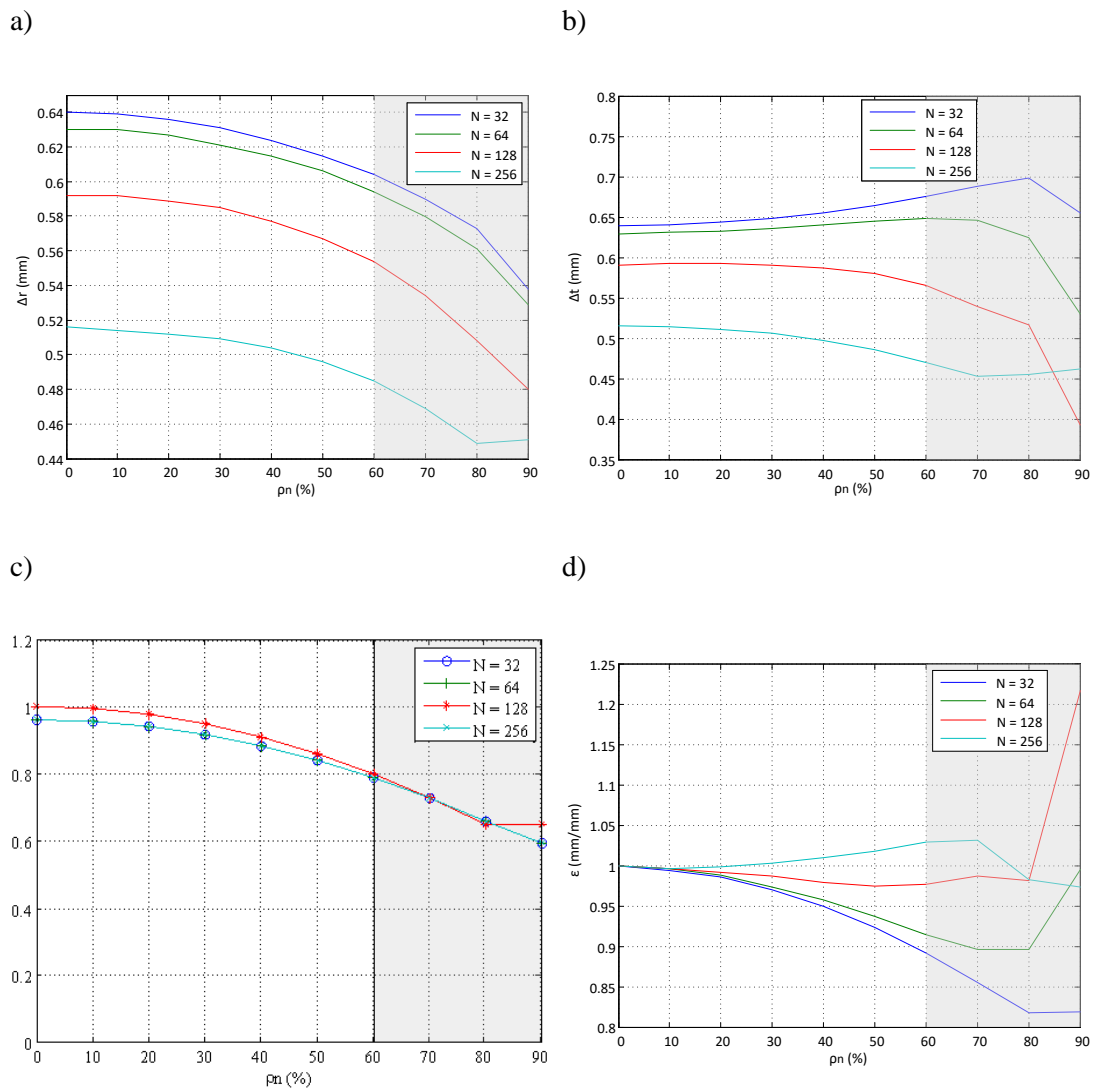


Figura 2.21 Parámetros de calidad de la imagen en función del radio normalizado y para distintos tamaños del array con $R=100\text{mm}$ (a) Resolución radial (b) Resolución tangencial (c) Amplitud normalizada (d) Excentricidad.

La pregunta que surge en este punto es si aumentar el tamaño de la apertura es equivalente a reducir el radio de la imagen compuesta. Es decir, si la calidad de la imagen queda completamente determinada por el cociente R/D . Para determinar esta cuestión, se realizó otra simulación complementaria a la del apartado anterior (Tabla 2.4), forzando al tamaño de la apertura a tomar valores submúltiplos del radio de giro, que se mantuvo constante. De esta manera, se obtuvieron los valores del cociente R/D mostrados en la Tabla 2.5. Los resultados se presentan en la Figura 2.22.

R/D	R(mm)	D (mm)	N = round(D/d)
1	100	100.1	455
2	100	49.94	227
3	100	33.44	152
4	100	25.08	114
5	100	20.02	91

Tabla 2.5 Tamaño de la apertura y radio de giro del array en cada simulación.

La comparativa de los resultados de la Figura 2.22, donde el tamaño de la apertura toma valores submúltiplos del radio, con los de la Figura 2.21, donde es el radio el que toma valores múltiplo del tamaño de la apertura permite determinar que la resolución espacial se comporta de manera idéntica. La desviación máxima entre ambos casos es de $2\mu\text{m}$, lo que supone un 0.49% de la resolución axial del array, 0.41 mm.

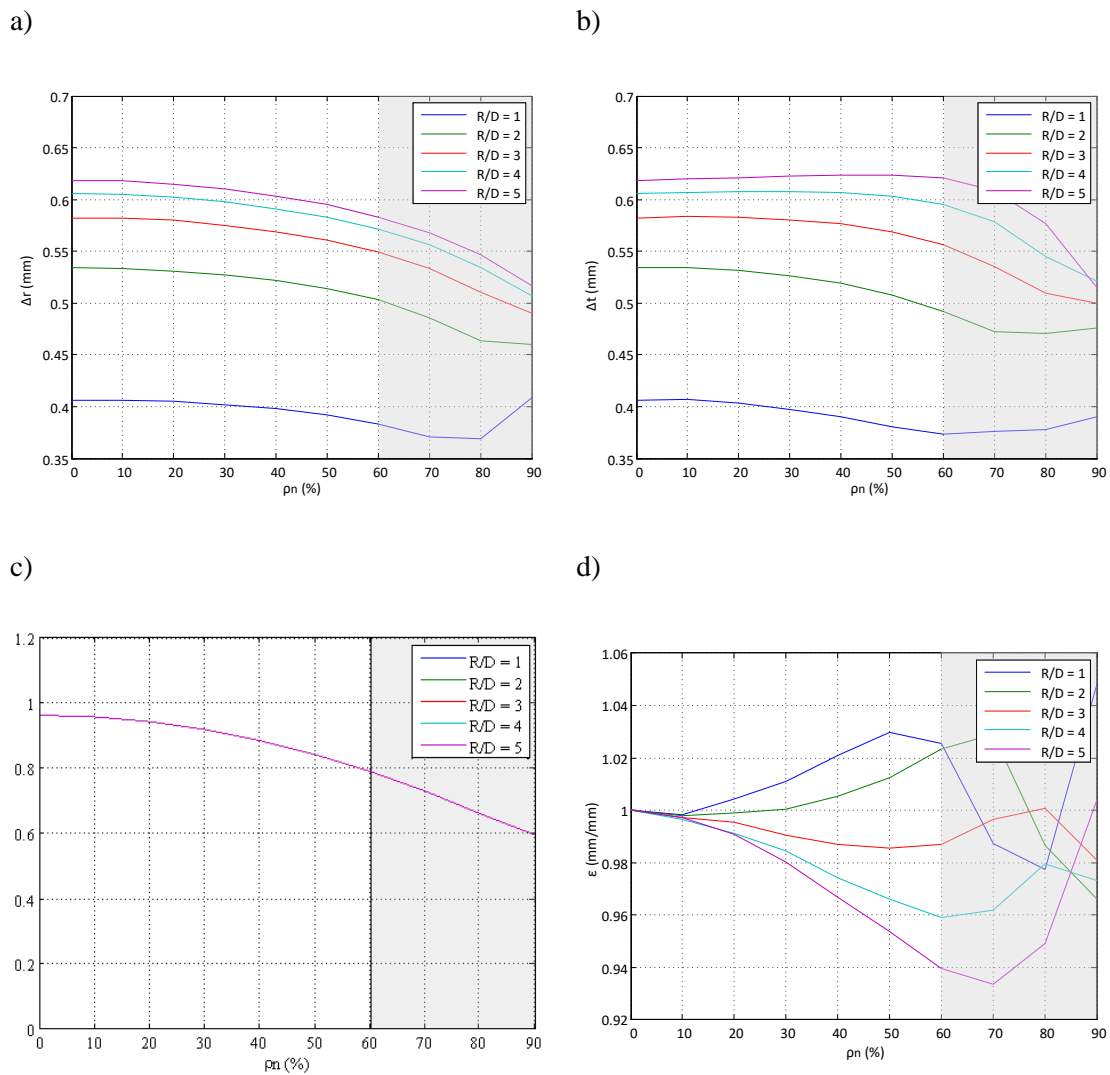


Figura 2.22 Parámetros de calidad de la imagen para aperturas submúltiplo del radio de giro
 (a) Resolución radial (b) Resolución tangencial (c) Amplitud normalizada (d) Excentricidad

Una conclusión importante de este análisis es que **la calidad de la imagen queda determinada por la relación entre el tamaño del array y su radio de giro.**

De esta conclusión se deduce que, **para aumentar el área de inspección manteniendo los parámetros de calidad (resolución, sensibilidad y excentricidad) basta con aumentar en la misma proporción el tamaño de array.**

Para evitar la aparición de lóbulos de rejilla, la distancia d entre elementos debe ser inferior a media longitud de onda, por lo que una mayor apertura implica un mayor número de elementos y, consecuentemente, mayor complejidad electrónica.

2.10 EFECTO DEL NÚMERO DE IMÁGENES SECTORIALES EMPLEADAS EN LA COMPOSICIÓN.

El número de imágenes sectoriales utilizadas para la composición tiene un impacto directo en el tiempo de adquisición, el volumen de datos a procesar y el tiempo de procesamiento. En este apartado, se analiza la dependencia de la calidad de la imagen compuesta en relación al valor de este parámetro.

En primer lugar, se trata de establecer el efecto que tiene el número de imágenes sectoriales en la *PSFC*. En segundo lugar, se trata de determinar el número mínimo de imágenes sectoriales que proporciona una *PSFC* suficientemente homogénea en la dirección angular, que es en la que se ha encontrado mayor variabilidad. Finalmente, se analiza en detalle la calidad de imagen para un conjunto de valores típicos de posiciones angulares del array.

La Figura 2.23 muestra las *PSFC* obtenidas por simulación para un reflector en el borde de la imagen ($\rho = 60$ mm, $\phi = 0^\circ$) con $M = 3, 4, 6$ y 8 posiciones angulares. Como era de esperar, cuando se utilizan pocas imágenes sectoriales la *PSFC* resultante no es homogénea, y la sección del lóbulo principal no es circular. Aunque la resolución es similar a la obtenida con la composición de más imágenes sectoriales, operar con valores de M bajos introduce artefactos con forma de estrellas de M puntas. A partir de $M = 8$ la sección del lóbulo principal puede considerarse circular hasta, aproximadamente, -12 dB del máximo, y por tanto la *PSFC* es suficientemente homogénea como para no reflejar en la imagen la cantidad de posiciones angulares del array. La excentricidad medida a -6 dB es de 1.43 para la composición de 3 imágenes, 0.84 para la de 4 imágenes, 0.92 para la de 6 imágenes y 0.97 para la de 8 imágenes.

Como conclusión, **la imagen circular compuesta presenta artefactos producidos por el número discreto de imágenes parciales utilizadas que prácticamente desaparecen cuando se componen un número mínimo de imágenes parciales, $M_{min} = 8$.**

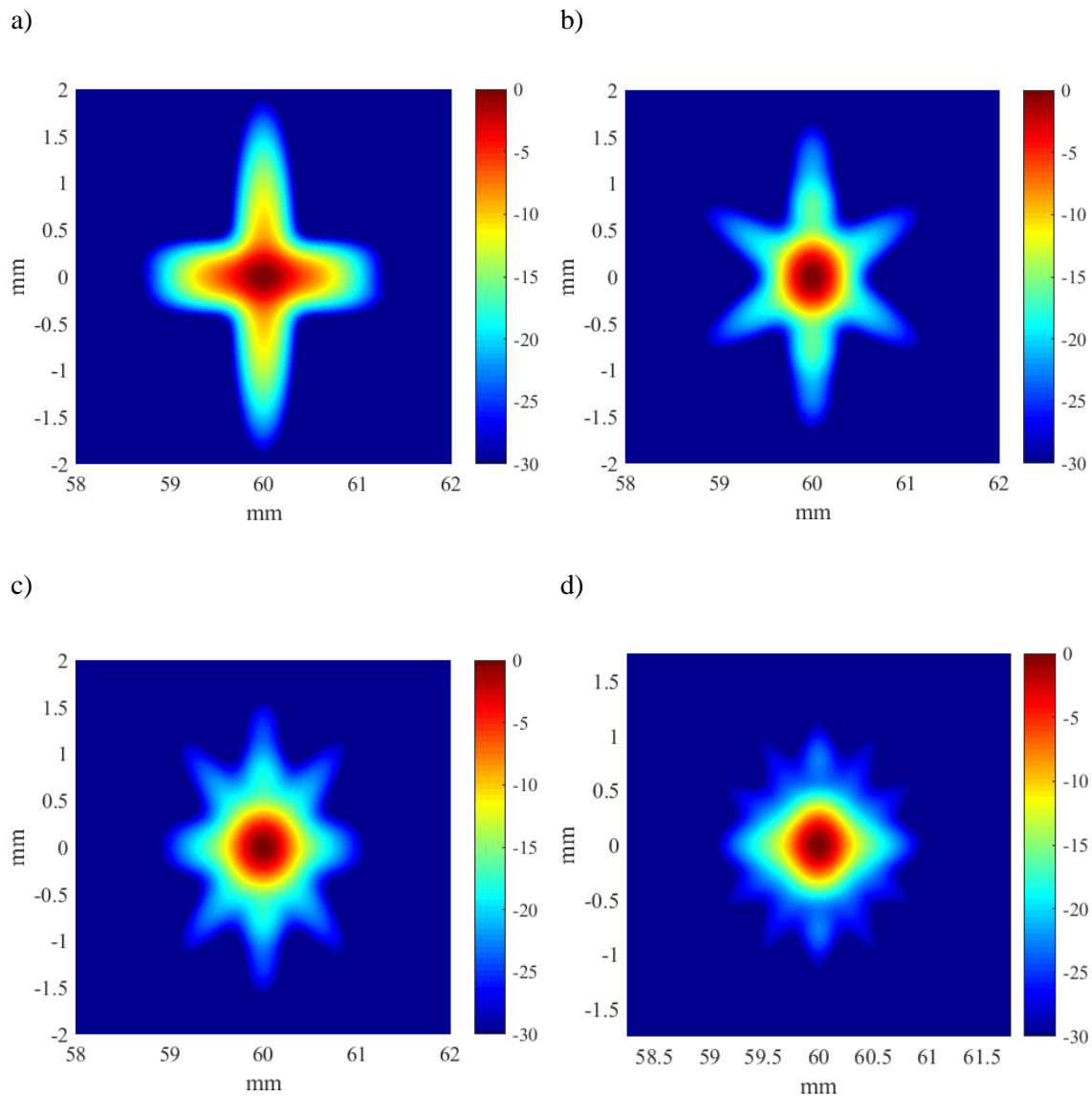


Figura 2.23 PSF compuesta para un reflector en el centro de la imagen y (a) $M = 3$ (b) $M = 4$ (c) $M = 6$ y (d) $M = 8$.

La Figura 2.24 muestra las gráficas de resolución radial obtenidas por simulación para $M = 8$, 15, 24 y 36 imágenes sectoriales parciales adquiridas a intervalos angulares regulares de $360^\circ/M$. Análogamente, la Figura 2.25 grafica la resolución tangencial, la Figura 2.26 la amplitud normalizada y la Figura 2.27 la excentricidad.

Un mayor número de imágenes sectoriales produce una imagen compuesta más homogénea en el sentido angular. De forma más detallada, en cuanto a la resolución radial, el peor valor se da en la dirección intermedia entre posiciones angulares consecutivas ($\phi = \gamma/2$). Esto se debe a que en esa dirección no hay ninguna imagen parcial que “vea” esa dirección con deflexión nula, lo cual explica también que la sensibilidad tenga un mínimo en esa dirección.

Con 8 imágenes se observa una cierta variabilidad con el ángulo de las resoluciones radial y angular, que apenas alcanza el 5%. Con 15 imágenes, únicamente la resolución tangencial y la excentricidad presentan ligeras variaciones con la coordenada angular, principalmente en el perímetro de la imagen que, a radio constante, son inferiores al 2% en resolución y al 4% en excentricidad. La composición espacial de 24 y 36 imágenes da lugar a mapas homogéneos en la coordenada angular.

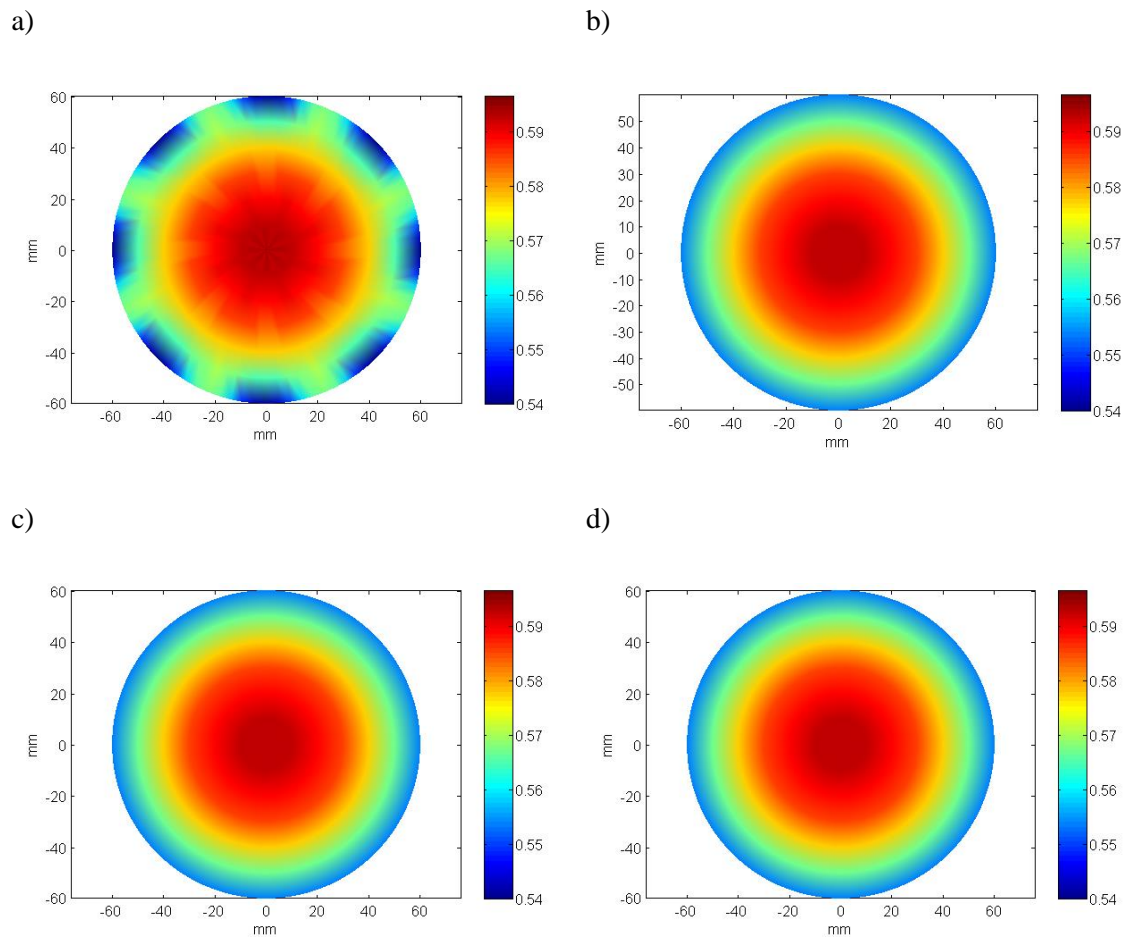


Figura 2.24 Mapa de resolución radial para a) $M = 8$ b) $M = 15$ c) $M = 24$ y d) $M = 36$.

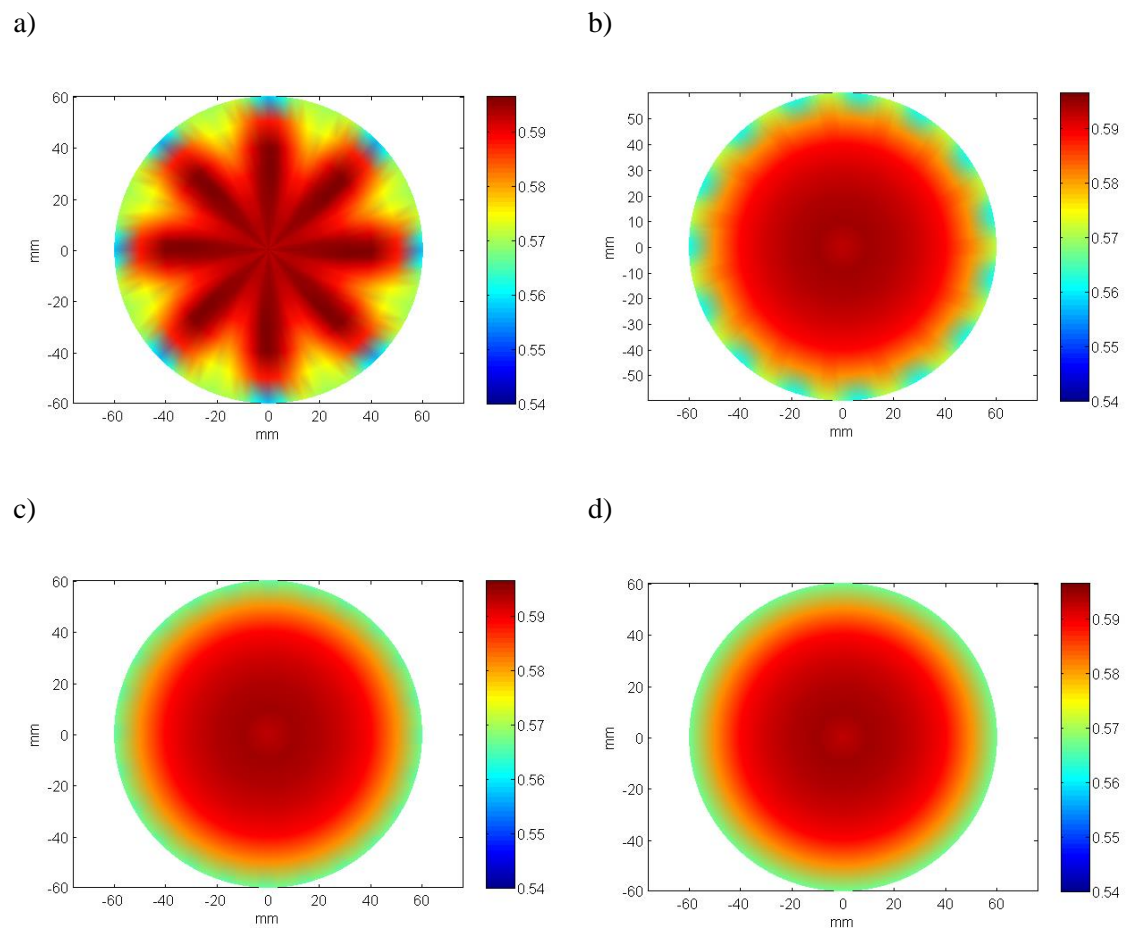


Figura 2.25 Mapa de resolución tangencial para a) $M = 8$ b) $M = 15$ c) $M = 24$ y d) $M = 36$.

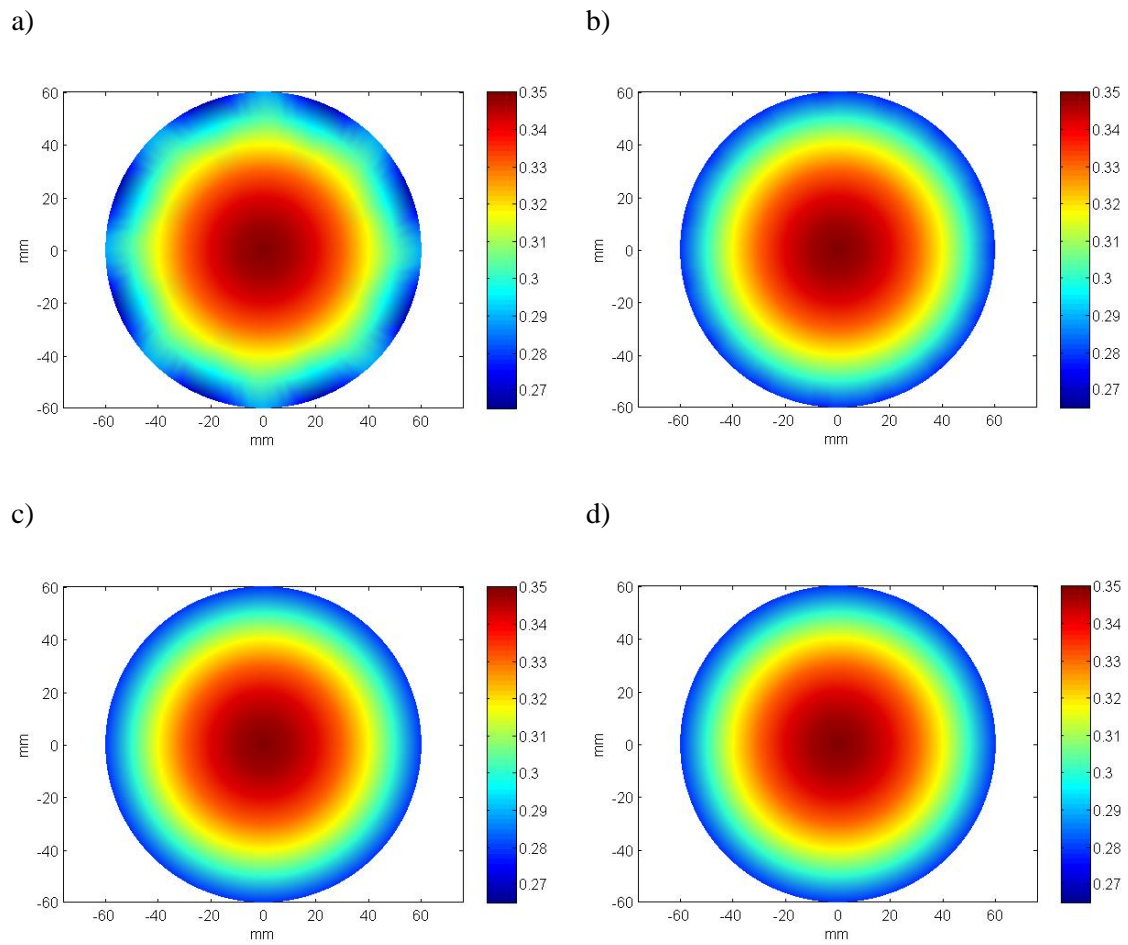


Figura 2.26 Mapa de amplitud normalizada para a) $M = 8$ b) $M = 15$ c) $M = 24$ y d) $M = 36$.

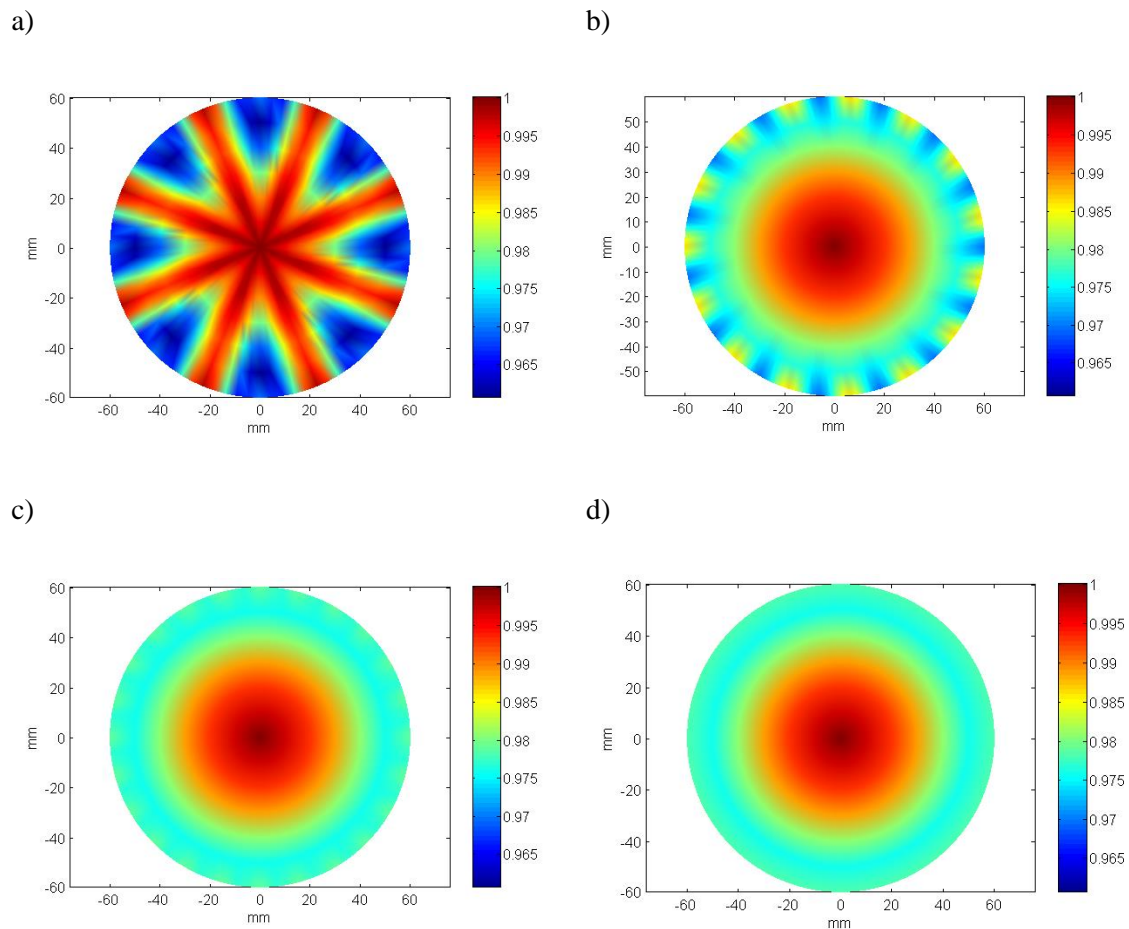


Figura 2.27 Mapa de excentricidad (a) $M = 8$ (b) $M = 15$ (c) $M = 24$ y (d) $M = 36$.

2.11 HOMOGENEIDAD ANGULAR DE LA IMAGEN COMPUESTA.

La Figura 2.28 muestra la variabilidad de a) Resolución radial, b) Resolución tangencial, c) Amplitud normalizada y d) excentricidad al aplicar la Ecuación (2.24) en la dirección angular y en función de la posición radial. La tendencia general es que la dispersión de valores aumenta con la posición radial en la imagen, y se mantiene en valores muy bajos dentro del área efectiva ($\rho < 60\text{mm}$). En particular, al componer 8 imágenes, la resolución radial presenta una variación máxima del 5%, la tangencial del 2.6%, la sensibilidad del 7.5% y la excentricidad del 3.3%. Estos valores son todavía menores para 15 imágenes y prácticamente nulos para 24 y 36 imágenes.

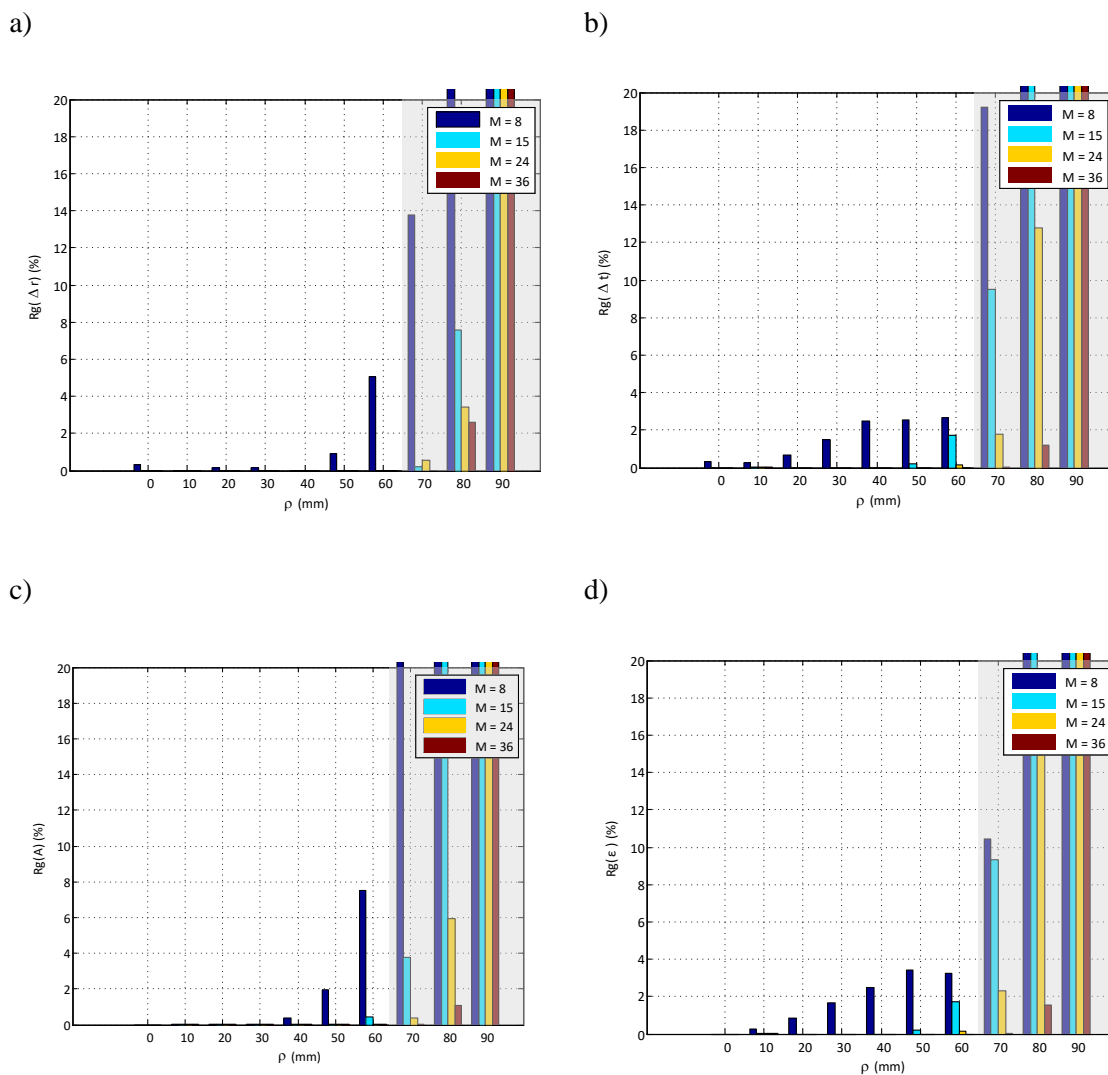


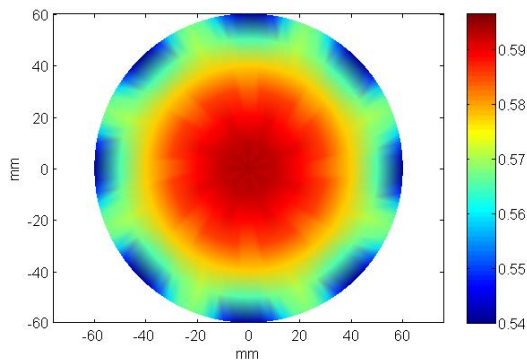
Figura 2.28 Variabilidad de los parámetros de calidad en la coordenada angular de la imagen en función de la distancia radial para $M = 8, 15, 32$ y 64 imágenes sectoriales. a) Resolución radial. b) Resolución tangencial c) Amplitud normalizada d) excentricidad

Una primera conclusión de este estudio es que a partir de la composición de 15 imágenes parciales la imagen resultante es homogénea en la dirección angular. Además, para valores de M entre 8 y 14 (Figuras 2.29, 2.30, 2.31 y 2.32) y, definiendo la “región efectiva” como el área de 60 mm de radio donde se encuentra la mama, se extraen las siguientes conclusiones:

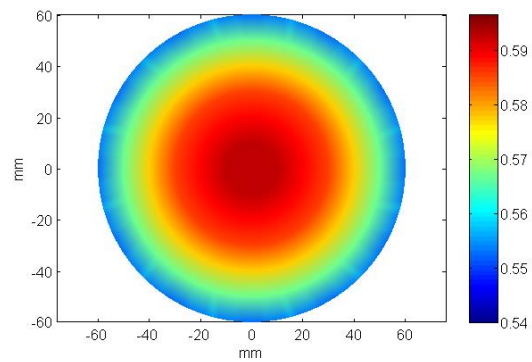
- La variación de la resolución es menor al 5% en todos los casos, y depende del ángulo únicamente en la periferia de la imagen. Todos los parámetros de calidad pueden considerarse uniformes a partir de la composición espacial de 12 imágenes.

- La resolución radial presenta variaciones del 5% frente al 2.6% de variación de la resolución tangencial.
- La sensibilidad es prácticamente uniforme a partir de 12 imágenes. Para 8 imágenes, la variabilidad es inferior al 2% para radios inferiores a 50 mm. En el perímetro (60 mm), la variabilidad es del 7.5%. Para 10 imágenes, desciende al 3.4%.
- La excentricidad muestra una variabilidad del 3.4% para $M=8$ imágenes. Para valores de M de 10, 12 y 14 imágenes, la variación no es significativa (inferior al 2.3%).

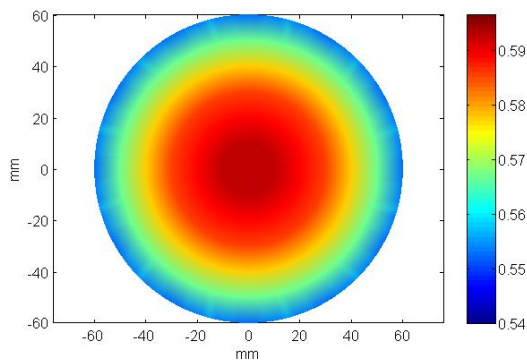
a)



b)



c)



d)

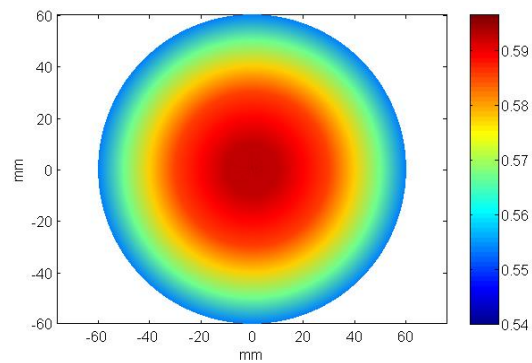


Figura 2.29 Mapa de resolución radial con (a) $M = 8$ (b) $M = 10$ (c) $M = 12$ y (d) $M = 14$.

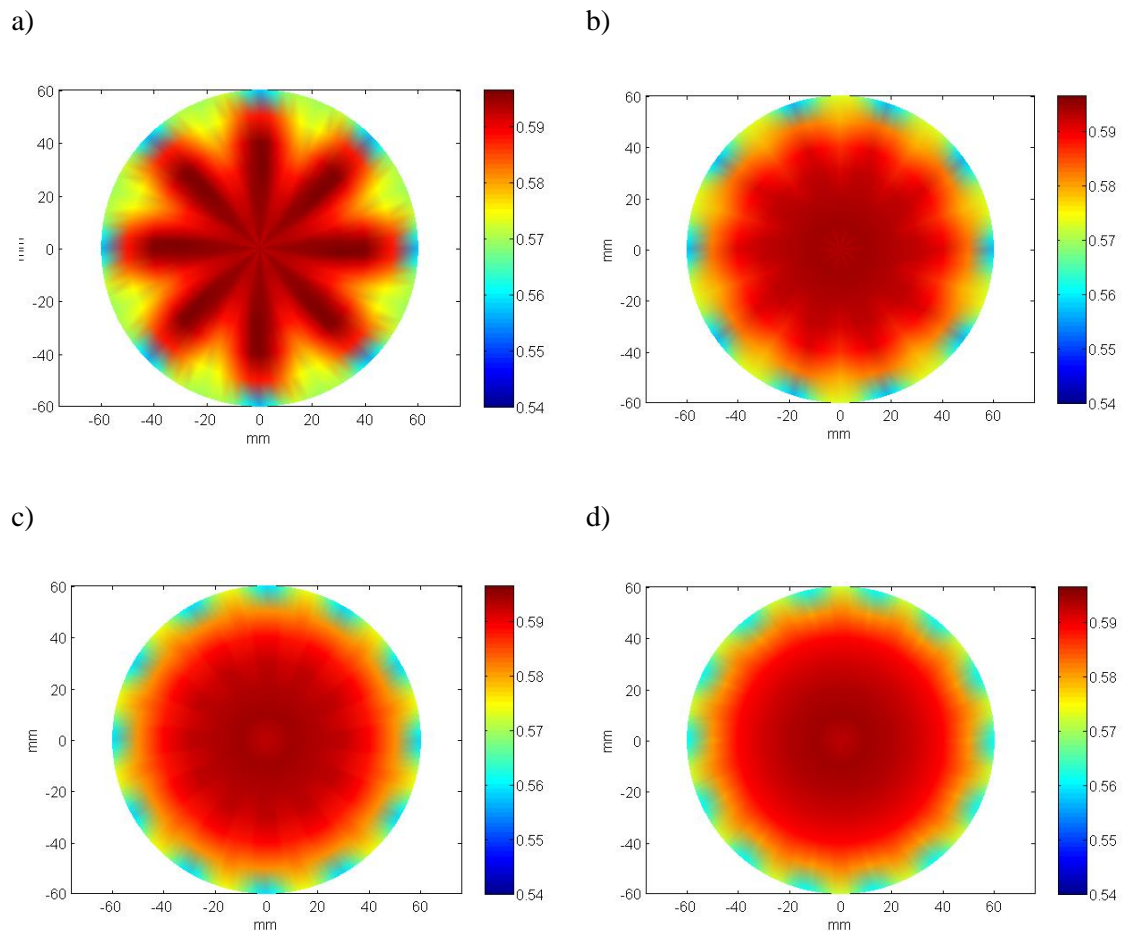


Figura 2.30 Mapa de resolución tangencial con a) $M = 8$ b) $M = 10$ c) $M = 12$ y d) $M = 14$.

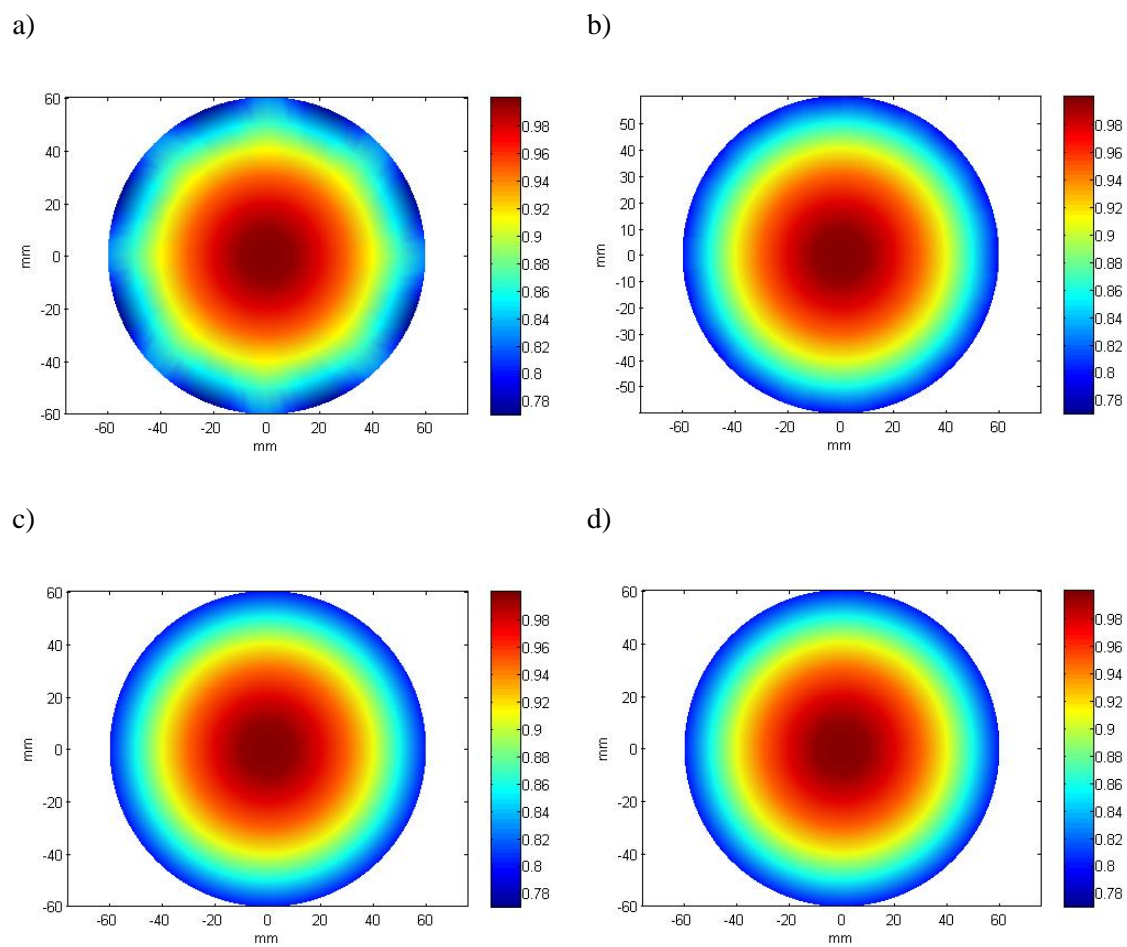


Figura 2.31 Mapa de amplitud normalizada con (a) $M = 8$ (b) $M = 10$ (c) $M = 12$ y (d) $M =$

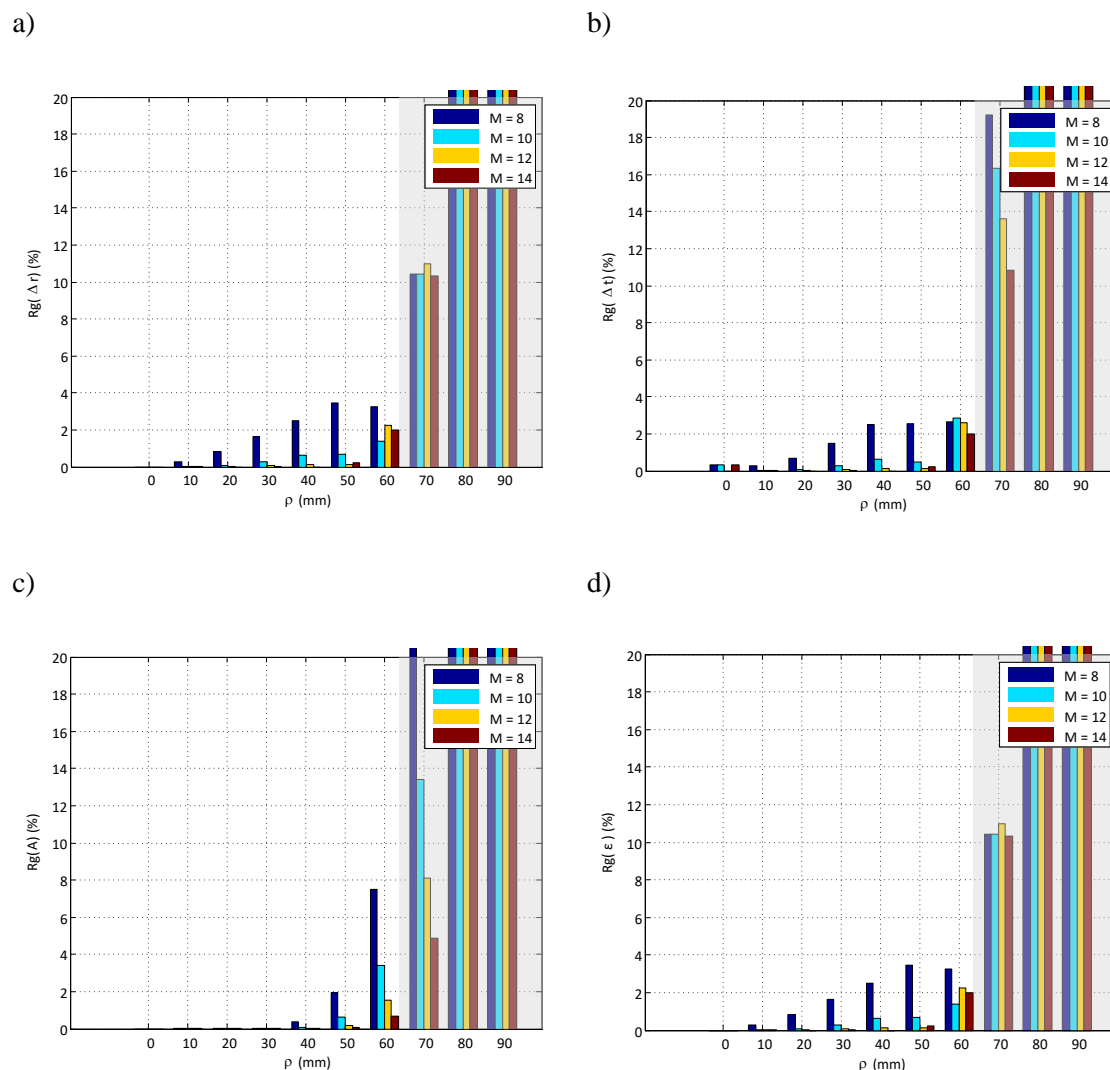


Figura 2.32 Variabilidad de los parámetros de calidad en a la coordenada angular de la imagen para $M = 8, 10, 12$ y 14 imágenes sectoriales. (a) Resolución radial. (b) Resolución tangencial (c) Amplitud normalizada. d) Excentricidad

Por último, se compara la calidad de la imagen resultante de la composición circular de $M = 24$ imágenes sectoriales frente a la que se conseguiría con una única imagen (ecografía convencional). En este último caso, se ha supuesto que el centro de la apertura se sitúa sobre el eje negativo de abscisas (x-), esto es, en la posición angular $\phi = 180^\circ$.

Los mapas de la Figura 2.33 presentan el peor valor de resolución en cada punto de la imagen. En la imagen sectorial única (Figura 2.33a), la resolución lateral es peor que la axial en todos los puntos, dado que el área considerada se encuentra a una cierta distancia de la apertura. Así,

la mejor resolución lateral (0.51 mm) se da en la posición más cercana a la apertura, ($\rho = 60$ mm, $\phi = 180^\circ$).

La peor resolución se da en el otro extremo, ($\rho = 60$ mm, $\phi = 0^\circ$), con un valor de 2.23 mm, lo que supone una variación respecto a la media superior al 125%.

En cambio, la Figura 2.33b), que presenta el mapa correspondiente a la composición espacial de $M = 24$ imágenes, muestra un valor máximo de 0.59 mm en la zona central, ($\rho = 10$ mm, $\phi = 9^\circ$). El valor mínimo es de 0.57 mm, ubicado en la periferia ($\rho = 60$ mm, $\phi = 0^\circ$), que se corresponde con una variación respecto a la media del 3.4%.

Al emplear la misma escala de colores que la de la Figura 2.33a, se pone de manifiesto que la resolución espacial es homogénea y muy próxima a la que ofrece la ecografía convencional.

Por tanto, la homogeneidad de la imagen compuesta de ángulo completo es un elemento diferenciador respecto a la de ecografía convencional.

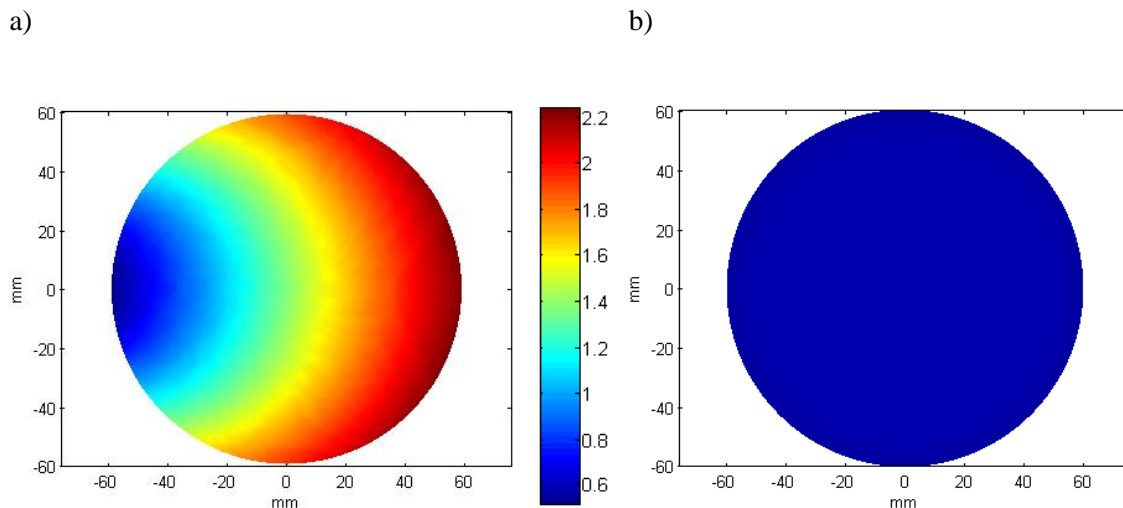


Figura 2.33 a) Peor resolución esperada en la imagen B tomada desde $\phi=180^\circ$ y b) en la composición circular de $M = 24$ imágenes.

2.12 CONCLUSIONES PARCIALES.

En este capítulo se ha propuesto un modelo para determinar la respuesta al impulso de la imagen circular compuesta o *PSFC* mediante métodos numéricos y formulaciones cerradas para la *PSF* de las imágenes parciales. De este estudio se han obtenido las siguientes conclusiones en cuanto a la calidad esperable de la imagen circular compuesta, que serán contrastadas experimentalmente en el Capítulo 4:

-
1. No existe una dirección de preferencia con mejor o peor resolución (imagen isótropa). El análisis muestra que la resolución es básicamente equivalente en dirección radial o tangencial y aproximadamente igual a la resolución axial de los transductores.
 2. La resolución presenta muy pequeñas variaciones en la región central de la imagen circular compuesta (imagen homogénea), que aumentan ligeramente hacia la periferia. Este resultado contrasta con lo que sucede con la imagen ecográfica convencional, que es muy anisótropa y con falta de homogeneidad en cuanto a su resolución.
 3. La resolución de la imagen circular compuesta apenas depende de su radio. Sin embargo, la sensibilidad mejora hacia el centro y se va reduciendo hacia la periferia. En cualquier caso, las variaciones son considerablemente menores que las que se presentan en la imagen ecográfica convencional.
 4. La imagen circular compuesta presenta artefactos producidos por el número discreto de imágenes parciales utilizadas que prácticamente desaparecen cuando se componen cierto número mínimo M_{min} de imágenes parciales. Para un caso típico, $M_{min} = 8$.
 5. La calidad de la imagen circular compuesta está determinada por la relación entre el tamaño del array el radio de la imagen. Como corolario, para aumentar el área de inspección manteniendo los parámetros de calidad de resolución, sensibilidad y excentricidad, basta con aumentar en la misma proporción el tamaño de array.

CORRECCIÓN DE LA REFRACCIÓN EN LA COMPOSICIÓN CIRCULAR DE IMÁGENES.

En este capítulo se aborda la formación de la imagen compuesta de ángulo completo. En general, el proceso se realiza en inmersión y, por tanto, hay que considerar que la propagación se produce en dos medios (agua y tejido biológico), lo que da lugar a efectos de refracción que no se producen en la ecografía convencional.

Para formar la imagen compuesta resulta esencial determinar las trayectorias reales de los haces refractados que resultan al aplicar la ley de Snell en el contorno del tejido examinado. El proceso de corrección de la refracción requiere el conocimiento del contorno de la mama, y de la velocidad de propagación en ambos medios.

Estos aspectos no han sido abordados con anterioridad y en este capítulo se aportan varias soluciones. Por un lado, se da una metodología para estimar una función analítica del contorno de la mama a partir de medidas ultrasónicas. Por otro, se estudian dos técnicas diferentes para estimar la velocidad media de propagación en el tejido. Con ambos resultados se aplica la ley de Snell y se realiza la interpolación de los rayos refractados sobre la rejilla central de reconstrucción de la imagen compuesta. Para ello se propone un proceso de interpolación bilineal generalizado que se puede aplicar a rayos refractados, siendo ésta una aportación de la Tesis.

3.1 EL MEDIO DE PROPAGACIÓN: EL TEJIDO BIOLÓGICO

Los tejidos biológicos están constituidos por lípidos (15%), proteínas (17%) y agua (60%). La mama está formada en su mayor parte por tejido conectivo que, junto con los ligamentos de Cooper y el tejido graso asociado le da forma y soporte. Los ligamentos de Cooper forman una estructura que une las glándulas mamarias a la piel. La mama tiene, además, la fascia que la separa del músculo pectoral, vasos sanguíneos, linfáticos y terminaciones nerviosas.

Desde el punto de vista acústico, el tejido graso presenta una densidad promedio de 0.928 g/cm^3 y velocidad de propagación de $1.43 \text{ mm}/\mu\text{s}$. En el otro extremo, el tejido muscular presenta una densidad promedio de 1.041 g/cm^3 y velocidad de propagación de $1.58 \text{ mm}/\mu\text{s}$. Las magnitudes son similares y próximas a las del agua (1 g/cm^3 y $1.48 \text{ mm}/\mu\text{s}$, respectivamente) [Szabo 04], aunque estas pequeñas diferencias han de considerarse en la formación de la imagen circular compuesta para corregir los efectos de la refracción.

Desde el punto de vista de la propagación de una onda ultrasónica los órganos, tejidos y células se comportan como conjuntos de dispersores. En función de su tamaño relativo a la longitud de onda, la propagación del ultrasonido presenta diferentes comportamientos, distinguiéndose los siguientes tipos de dispersión [Angelsen 00] [Faran 51]:

- a) La dispersión especular se corresponde con reflectores de tamaño mucho mayor que la longitud de onda e incluso de la anchura del haz incidente. En estos casos, el ángulo de incidencia determina la intensidad del eco retornado.
- b) La dispersión difusa o de Rayleigh se produce cuando los dispersores son mucho menores que la longitud de onda. Una fracción de la onda incidente continúa propagándose y otra vuelve hacia el transductor o hacia otras regiones. La respuesta de este tipo de dispersores depende de la frecuencia y del ángulo de incidencia.
- c) La dispersión difractiva se produce por dispersores de tamaño mucho menor. La intensidad de la onda ultrasónica que retorna (*backscattering*) depende del ángulo de incidencia y, al igual que en el caso anterior, de la frecuencia.

Por otra parte, la onda ultrasónica se atenúa a medida que se propaga. A las pérdidas de espacio libre se une la energía dispersada que no retorna al transductor. Además, debido al rozamiento, parte de la energía se transforma en calor, efecto que se conoce como absorción. La atenuación, mezcla de estos factores, es una función exponencial que depende de la frecuencia, de la distancia y de la naturaleza del medio [Bamber 98]. En la práctica, la atenuación limita el rango de las imágenes obtenidas a la región en la que la intensidad de los ecos está suficientemente por encima del nivel de ruido.

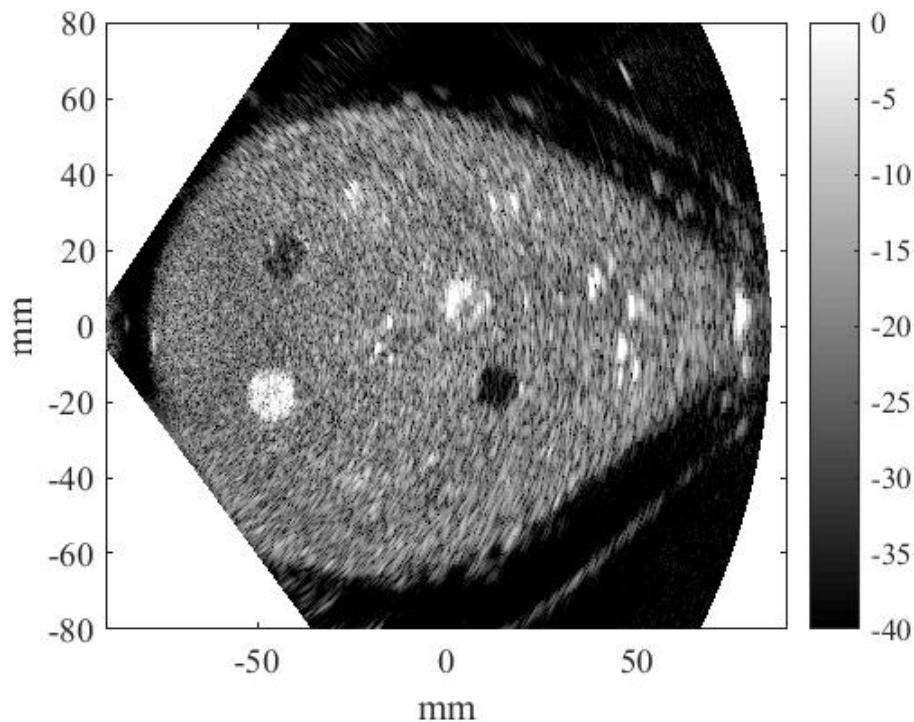


Figura 3.1 B-Scan convencional adquirido desde la izquierda ($\phi=180^\circ$, escala en dB).

Estos fenómenos se observan en el *B-Scan* de la Figura 3.1, que muestra la sección de un phantom de entrenamiento para biopsias de mama (modelo BPB170, CAE, Canadá) inmerso en agua. La imagen fue adquirida con un array de 128 elementos y 3.2 MHz, ubicado en la parte izquierda de la imagen y el cálculo de las leyes focales y la reconstrucción del *B-Scan* se efectuaron con la velocidad de propagación en el agua ($1.48 \text{ mm}/\mu\text{s}$).

A simple vista, se aprecian dos regiones diferenciadas. Por un lado, el medio de acoplamiento, agua, con niveles de amplitud por debajo de los -40 dB representada en negro. Por otro, el símil de tejido en cuyo interior se encuentran distintas estructuras, con niveles de amplitud comprendidos entre los 0 y -40 dB, dependiendo de la *ecogenicidad* (reflectividad) de cada región, que se muestran con distintos niveles de gris. Así, en la posición aproximada (-40, -20) mm, hay una *masa* hiperecogénica o *quiste* hiperecogénico (blanco), con un nivel de reflectividad próximo a 0 dB. En la posición aproximada (20, -20) mm aparece un *quiste* hipocogénico o hipocogénico (negro), con un nivel próximo a -40 dB. En diversas regiones de la imagen, aparecen puntos con una elevada amplitud que son símiles de microcalcificaciones. Finalmente, toda la imagen presenta un aspecto ruidoso debido al *speckle* o moteado causado por las interferencias entre dispersores. Todos estos elementos son característicos de una imagen ecográfica convencional de mama.

En términos generales los tejidos biológicos presentan dispersión difusa. Ésta es responsable del aspecto granular de las imágenes ecográficas, donde el ruido de fondo se debe a la interferencia de ecos producidos por dispersores no resueltos (esto es, de tamaño y distancia mutua muy inferior a la longitud de onda). Es un ruido estructural, habitualmente conocido como “*speckle*”, que aparece como una textura granular de fondo, y que no puede cancelarse por métodos convencionales de filtrado ya que ocupa la misma banda de frecuencias que las señales útiles. Esta textura puede enmascarar la presencia de pequeñas indicaciones y emborronar los contornos de las estructuras.

La dependencia de la intensidad de este ruido de fondo con la frecuencia y con la orientación de la onda, ha sido aprovechada para desarrollar técnicas de reducción basadas en la diversidad frecuencial con algoritmos como *Split Spectrum Processing*, [Newhouse 82] o diversidad espacial [Li 94]. Más recientemente, nuestro grupo desarrolló la técnica de *Imagen por Coherencia de Fase*, que reduce la amplitud de las señales que, tras realizar el enfoque, muestran aún una elevada dispersión de fases, aspecto característico del ruido estructural [Camacho 09]. En este capítulo se demuestra que la composición espacial de imágenes proporciona una buena reducción del *speckle* y produce una textura más uniforme donde las pequeñas indicaciones son detectadas con mayor facilidad.

La dispersión difractiva se produce con reflectores algo más grandes, de un tamaño comparable con la longitud de onda, como las microcalcificaciones (de 100 a 500 μm). Al igual que en la dispersión difusa, una parte importante de la energía que incide se dispersa y se pierde en todas direcciones, mientras que sólo una pequeña fracción regresa al transductor. También otra fracción continúa propagándose, permitiendo observar las estructuras que se encuentran más allá del dispersor.

Finalmente, la teoría de rayos u óptica geométrica permite describir la propagación de la onda ultrasónica. La ley de Snell define la dirección de propagación de los rayos reflejados y refractados en función del ángulo de incidencia y de la relación de velocidades entre dos medios. Aunque existe refracción dentro de la mama entre los distintos tipos de tejido, en general puede despreciarse frente a la refracción que se produce al pasar del agua al tejido, donde la diferencia de velocidades es mayor.

3.2 FORMACIÓN DE LA IMAGEN ECOGRÁFICA.

Habitualmente, tanto para el cálculo de las leyes focales como para la reconstrucción convencional de la imagen ecográfica se asume que la adquisición se realiza en un medio homogéneo con velocidad de propagación constante (ver §1.3), pero los coeficientes de atenuación, dispersión y velocidad varían con la temperatura, dirección de propagación y características del tejido causando la degradación de la imagen [Bamber 98].

3.2.1 Efectos de la atenuación en la imagen

La atenuación, debida a pérdidas de espacio libre, de absorción o de dispersión, reduce el nivel de las señales y, por tanto, la relación señal/ruido. La atenuación puede compensarse mediante una función de amplificación variable con el tiempo, dado que sigue una ley exponencial con la distancia de propagación, pero no la pérdida de relación señal/ruido. Otro efecto de difícil compensación es la pérdida de las componentes de alta frecuencia de las señales debida a la dependencia de la atenuación con la frecuencia ([Kino 87]). El tejido se comporta como un filtro paso-bajo cuyo efecto más destacable es la pérdida de resolución axial a mayores profundidades y ángulos de deflexión.

3.2.2 Variaciones en la velocidad de propagación

Las variaciones en la velocidad de propagación en un tejido real producen una degradación del foco en emisión y en recepción. Como consecuencia, se produce una pérdida de resolución lateral y de contraste [Chen 04]. Tampoco es un efecto fácilmente compensable, pues requeriría el conocimiento preciso de la velocidad de propagación en cada región de la imagen y calcular las leyes focales teniendo en cuenta estas variaciones.

Este efecto se conoce como *aberraciones de fase* y ha sido tradicionalmente abordado considerando el tejido biológico formado por dos capas: una inicial de tejido graso de espesor desconocido, seguida del tejido a evaluar. Mediante técnicas de correlación cruzada se han conseguido compensar parcialmente las aberraciones de fase [Flax 88]. Más recientemente se han empleado técnicas de compensación de tiempos de vuelo (*time shift compensation*) que minimizan las aberraciones en un área restringida de la imagen [Liu 98]. Ninguno de estos métodos proporciona mapas de velocidad del interior del tejido. Las técnicas de tomografía descritas en el Capítulo 1 proporcionan mapas de la velocidad de propagación mediante técnicas de reconstrucción computacionalmente costosas [Perez-Liva 15b].

Los ecógrafos convencionales suelen emplear la velocidad promedio del tejido biológico, típicamente de 1.54 mm/ μ s, para la focalización y la reconstrucción. Esto produce ligeros

errores geométricos en la ecografía de mama, donde la velocidad media se encuentra entre 1.40 y 1.44 mm/ μ s [Napolitano 06].

En realidad, para una imagen ecográfica convencional, un pequeño error en el valor de la velocidad de propagación es un mero factor de escala que sólo puede afectar a la apariencia de la imagen que, normalmente, es aceptable. Por ejemplo, una sobreestimación de la velocidad de propagación en un 1% produce la misma variación en la imagen (un quiste de 10 mm se vería como de 9.9 mm, variación que probablemente no modificaría el diagnóstico). No obstante, se ha verificado que una reconstrucción de la imagen con la velocidad de propagación correcta mejora la delimitación de masas, quistes y microcalcificaciones [Barr, 09].

Por otra parte, la formación de la imagen circular compuesta en torno a la mama requiere un medio acoplante (agua). El ultrasonido se refracta en la interfaz entre el agua y la mama (dos medios con velocidades de propagación diferentes). Esta situación no se da en ecografía convencional, donde el transductor y la mama están en contacto y puede suponerse un único medio de propagación. El problema es más acusado en el caso de la imagen compuesta, pues si no se evita o corrige la refracción, los haces ultrasónicos se cruzarán en puntos distintos a los considerados en la composición, produciendo grandes errores y artefactos de reconstrucción. De hecho, reflectores como las microcalcificaciones, dejan de ser puntuales y su amplitud puede quedar por debajo del ruido de fondo; los bordes de los quistes y masas quedan borrosos y son más difíciles de delimitar.

3.2.3 Ruido estructural de fondo o *speckle*

La dispersión difusa en el tejido produce *speckle*, ruido de fondo que contamina la imagen. El *speckle* reduce el contraste y la resolución de la imagen [Shankar 85] y su variabilidad dificulta la detección de pequeñas indicaciones. Los ecógrafos convencionales tratan de minimizar sus efectos con técnicas de diversidad frecuencial y espacial, dada la dependencia de la dispersión con la frecuencia y con la posición de los reflectores.

Con la imagen armónica se emite con una frecuencia y se reciben las señales del primer armónico generado por los efectos no lineales de propagación en el tejido [Clevert 07]. Como la dispersión difusa depende de la frecuencia, el *speckle* es diferente en las imágenes convencional y armónica, de modo que su composición reduce su nivel. Además, al combinar la imagen de alta frecuencia (imagen armónica) con la convencional, mejora la resolución. Otra alternativa es generar patrones de interferencia diferentes entre los dispersores difusos que dan lugar al *speckle* mediante la composición espacial de imágenes adquiridas variando el ángulo de propagación, como se expuso en §2.1.

Por otra parte, se han dado alternativas para reducir el *speckle* mediante técnicas de procesamiento no lineal. Así, en [O'Donnell 82] se sustituye la suma coherente de un conformador convencional (en *RF*) por una combinación no lineal de señales en envolvente. Esta técnica reduce el *speckle*, pero al mismo tiempo compromete la resolución.

En [Camacho 09] se propone un método de corrección a partir de la coherencia de las fases de los datos de apertura (después de aplicar los retardos de enfoque), que reduce el valor medio del *speckle* y, al mismo tiempo, mejora la resolución de la imagen.

Sin embargo, la cancelación completa del *speckle* tampoco es deseable al perder la imagen una información (textura) que depende del tejido. Se trata, en realidad, de reducir la variabilidad del *speckle* manteniendo su valor medio, lo que permitiría distinguir mejor las estructuras de la imagen formadas por regiones homogéneas con distintas tonalidades de gris. La relación contraste-a-ruido o *CNR* mide, justamente, la homogeneidad de la textura en una región de interés respecto a su entorno y es un indicador de calidad para distinguir diferentes tejidos. En particular, la composición espacial de imágenes ecográficas en envolvente mejora el *CNR* y produce imágenes con una textura más homogénea, en las que es más fácil distinguir las estructuras internas.

3.3 EFECTO DE LA REFRACCIÓN EN LA COMPOSICIÓN CIRCULAR DE IMÁGENES

La composición de imágenes adquiridas en 360° presenta ventajas, pero hace más evidentes otros problemas. Por un lado, la adquisición desde virtualmente todas las direcciones posibles minimiza la variabilidad del *speckle*, lo que mejora la relación *CNR* con texturas más uniformes y elimina los efectos de sombra que se producen tras los objetos/reflectores.

Sin embargo, la composición circular es mucho más sensible a los errores de reconstrucción [Jago 92]. Al adquirirse cada imagen parcial desde una posición diferente, los haces recorren caminos distintos y los errores geométricos se acentúan. Por ejemplo, si la velocidad de propagación en el tejido no es correcta, la imagen de un reflector puntual se ubicará en una posición diferente, en coordenadas absolutas, en cada una de las imágenes parciales; su composición dará lugar a un conjunto de puntos distribuidos en un lugar geométrico disperso con baja amplitud. Este efecto no aparece en la ecografía convencional, donde un error en la velocidad de propagación produce una mera distorsión de la imagen en la forma ya comentada.

La Figura 3.2 muestra esquemáticamente los efectos de suponer erróneamente que el medio de propagación es homogéneo con velocidad de propagación constante: los dispersores reales (en verde) quedan ubicados en la imagen en posiciones geométricas incorrectas (en gris). La línea horizontal, libre de refracción, muestra un desplazamiento de los dispersores que sólo afecta al

escalado de la imagen. El segundo efecto (línea superior) es debido a la refracción y no se produce con la ecografía convencional, que opera en contacto. Para una correcta reconstrucción de la imagen circular compuesta, es indispensable contar con técnicas que compensen automáticamente los errores de reconstrucción debidos a la diferencia de velocidades de propagación en los dos medios.

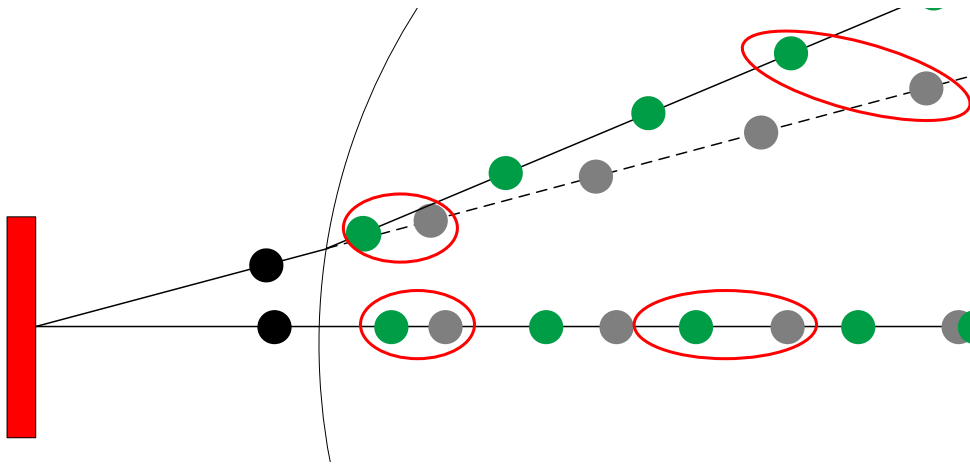


Figura 3.2 Barrido sectorial en un medio supuestamente homogéneo con mayor velocidad de propagación tras la interfaz. La línea de barrido inferior incide normalmente sobre la interfaz y sólo produce desviaciones dimensionales, mientras que la de arriba es refractada y produce, además, errores de posicionamiento.

3.4 COMPOSICIÓN CIRCULAR CON VELOCIDADES DE PROPAGACIÓN INCORRECTAS.

Para mostrar los errores de reconstrucción descritos, se realiza una composición espacial de ángulo completo de 36 imágenes sectoriales adquiridas en torno al maniquí de mama antes mencionado a intervalos de 10° . La Figura 3.3 muestra algunas de las imágenes parciales adquiridas. La velocidad del agua es de $1.48 \text{ mm}/\mu\text{s}$, mientras que la velocidad media estimada para el phantom es de $1.449 \text{ mm}/\mu\text{s}$ (2.1% de variación).

La refracción hace que el contorno de la mama en la parte más alejada del transductor aparezca distorsionado. Por otra parte, los quistes y microcalcificaciones aparecen tanto más borrosos cuanto más al fondo de la imagen se encuentran. Por ejemplo, el quiste anecoico que se encuentra en la parte superior izquierda se aprecia con mayor nitidez cuando el transductor se encuentra en posiciones relativamente cercanas (180° , 90° , 270°), al contrario de lo que sucede cuando se encuentra más alejado (posición a 0°). Además, las microcalcificaciones pueden quedar ocultas tras un quiste. Este es el caso de las microcalcificaciones en el centro de la imagen, que casi no se aprecian en el *B-Scan* adquirido a 0° .

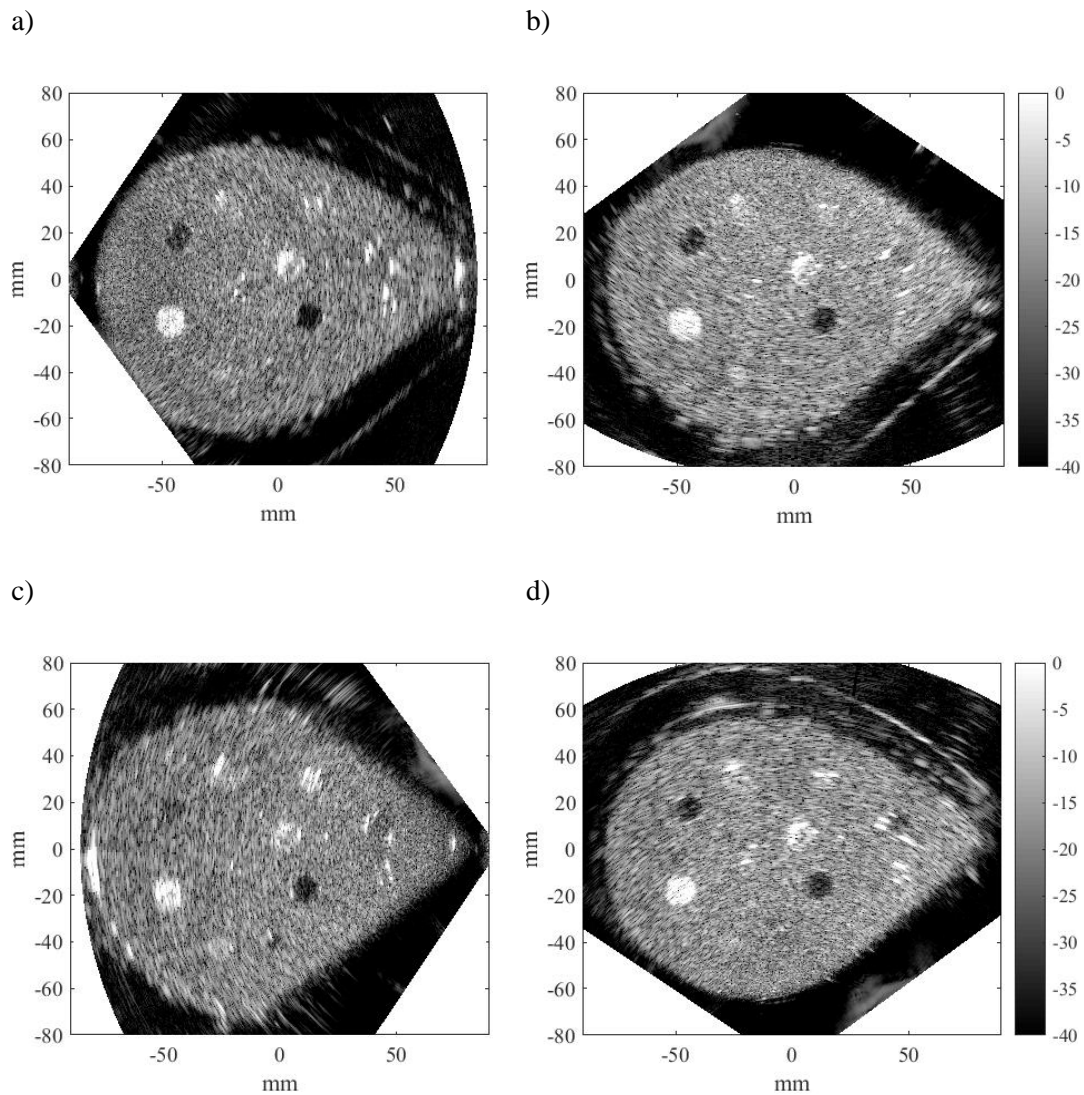


Figura 3.3 B-Scan adquiridos a $\phi = 180^\circ$ (a), $\phi = 90^\circ$ (b), $\phi = 0^\circ$ (c) y $\phi = 270^\circ$ (d)

La Figura 3.4 muestra el resultado de la composición espacial de los *B-Scans* adquiridos sin ninguna corrección de la refracción, considerando que la velocidad de propagación en el tejido es igual a la del agua.

Por un lado, al tener cada *B-Scan* un patrón diferente de *speckle*, el fondo de imagen es más homogéneo que la textura granular de las imágenes individuales, mostrando una clara reducción del ruido. Además, la composición espacial es efectiva frente al enmascarado que produce la reflexión especular en los quistes sobre objetos situados detrás, que aparece en los *B-Scans* individuales, como las microcalcificaciones del centro de la imagen adquirida a 0° en la Figura 3.3c, que ahora se hacen evidentes.

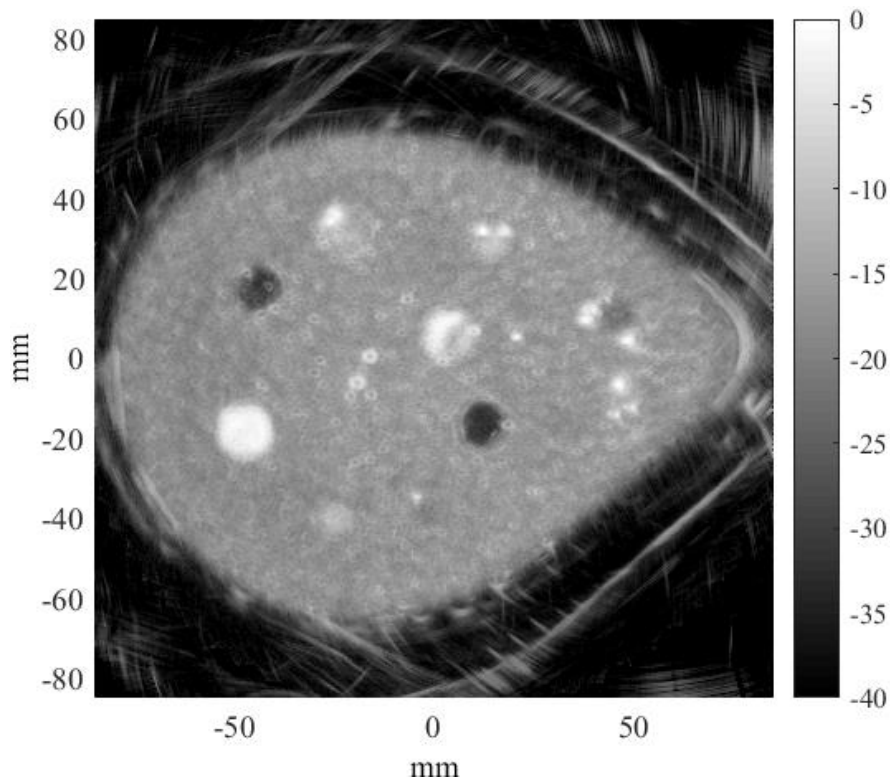


Figura 3.4 Composición espacial sin corregir

Todos estos son aspectos positivos de la composición circular de ángulo completo, tal y como cabía esperar. Sin embargo, las distintas estructuras dentro de la mama presentan distorsiones debidas a considerar una velocidad de propagación interna incorrecta.

La Figura 3.5a) muestra el detalle de dos microcalcificaciones, reflectores prácticamente puntuales, en la imagen compuesta sin corrección alguna. Los *B-Scans* de las imágenes parciales no ubican este reflector en la misma posición por lo que éste aparece como una región difusa alrededor de la posición real y, al efectuar la composición, la reflectividad (amplitud) queda dividida por el número de *B-Scans* compuestos. Uno de los objetivos de este trabajo es mejorar la detectabilidad de las microcalcificaciones que son indicadores específicos precursores de la enfermedad. En ecografía convencional las microcalcificaciones son difícilmente distinguibles del *speckle* o ruido de fondo, uno de los inconvenientes que han hecho de la ecografía una técnica auxiliar de la mamografía.

Se producen, por tanto, varios efectos negativos: una pérdida de contraste respecto al *speckle* de fondo, que elimina uno de los aspectos más positivos de la composición, una pérdida de amplitud de la indicación, que puede quedar enmascarada por el ruido de fondo y una severa distorsión de forma que puede ser interpretada erróneamente.

La Figura 3.5b y la Figura 3.5c muestran detalles de un quiste hiperecoico (una masa) y otro anecoico (quiste), respectivamente. Se observa que el solapamiento de los distintos *B-Scans* produce un contorno borroso de los quistes, dificultando su dimensionamiento y caracterización, criterios importantes para la evaluación de una lesión. Debe destacarse que las imágenes parciales delimitan bien quistes y masas (al menos en la superficie enfrentada al transductor) y que es la composición circular de imágenes con velocidad de propagación errónea la que produce el emborronamiento de los bordes.

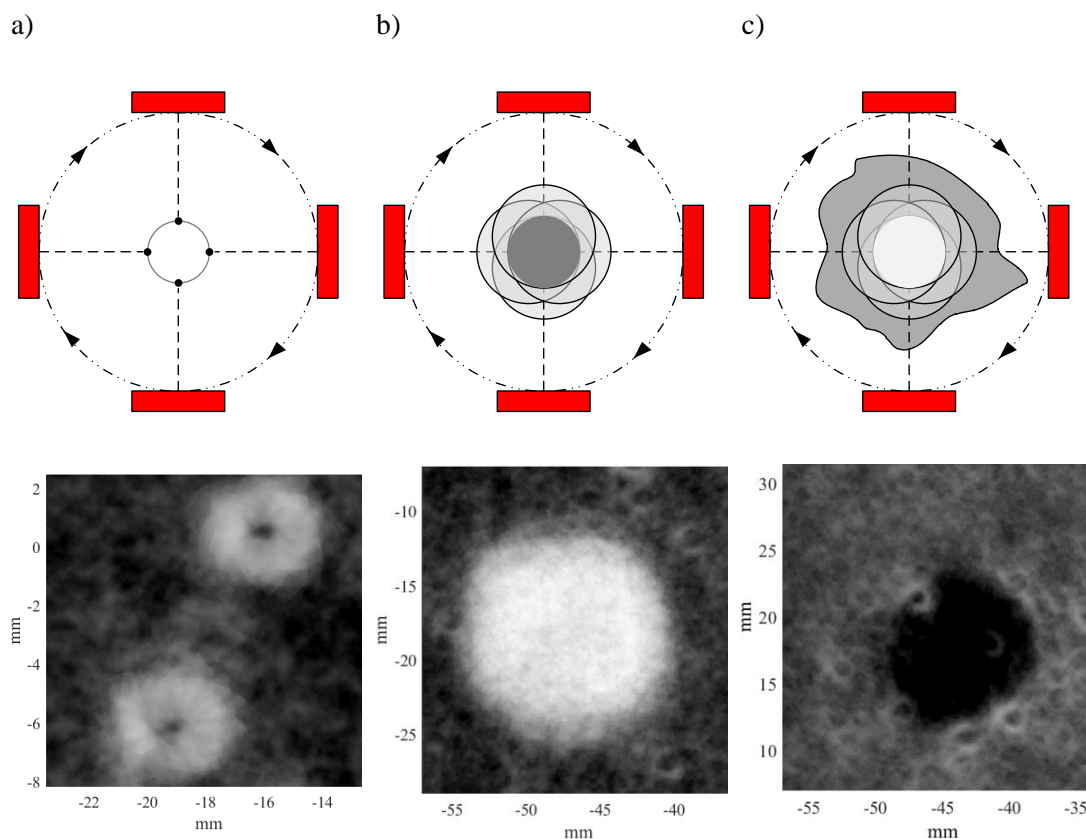


Figura 3.5 Distorsiones en la imagen en la composición circular con una velocidad de propagación incorrecta

Como conclusión, **pequeños errores en la velocidad de propagación (~2%) deterioran la imagen compuesta: el contraste se reduce, los contornos se vuelven difusos y los objetos puntuales se muestran como manchas borrosas.**

3.5 FORMACIÓN DE LA IMAGEN COMPUESTA CON CORRECCIÓN DE TRAYECTORIAS.

Para formar la imagen compuesta es necesario considerar la trayectoria real (refractada) de los rayos en cada una de las imágenes parciales utilizadas y para ello, es necesario conocer

las velocidades de propagación y el contorno de la interfaz. En este trabajo se propone un método de composición en cuatro pasos:

1. *Estimación de la velocidad media del tejido.* La posición del pico de la correlación de *A-Scans* adquiridos en la misma dirección y desde aperturas enfrentadas permite estimar la velocidad media del tejido en función de la del medio acoplante (agua). Una técnica alternativa, basada en la nitidez de la imagen, aprovecha la composición desde múltiples posiciones, para estimar la velocidad óptima de propagación desde el punto de vista de la formación de imagen.
2. *Muestreo de la interfaz.* Se trata de obtener M estimaciones analíticas locales del contorno de la mama más próximo al transductor, mediante un proceso de ajuste. La mera combinación de las representaciones locales no es suficiente para representar el contorno de la mama al no cumplir, en general, la condición de continuidad de la función y su derivada y estar afectada por errores de medida. Alternativamente, de la función resultante del ajuste local se selecciona la muestra que corresponde a un ángulo de deflexión nulo como la más representativa en el espacio local.
3. *Estimación global de la interfaz.* A partir de las M estimaciones locales se obtiene una estimación global de la interfaz agua-tejido en el plano de la imagen, expresada mediante una función continua. Esta función representa el contorno de la mama y, por tanto, puede utilizarse para calcular las direcciones de los rayos refractados.
4. *Construcción de la imagen.* Se considera la trayectoria real de los haces ultrasónicos refractados hacia el interior de la mama por aplicación de la ley de Snell en la interfaz agua-tejido. De aquí se determina la posición de las muestras de cada imagen parcial en coordenadas absolutas dentro de la mama. Un proceso de interpolación bilineal generalizado sobre una rejilla rectangular, propuesto en este trabajo, determina los valores a asignar a cada píxel.

Los cuatro pasos reseñados contienen aportaciones de esta Tesis, si bien se han utilizado en algunos casos técnicas conocidas.

3.6 ESTIMACIÓN DE LA VELOCIDAD DE PROPAGACIÓN

3.6.1 Estimación por correlación de *A-Scans* de aperturas enfrentadas

Bartelt describió un procedimiento para medir la velocidad de propagación en un medio sumergido en agua mediante técnicas de correlación cruzada de *A-Scan* adquiridos desde posiciones enfrentadas [Bartelt 88].

Las imágenes de la Figura 3.6 muestran los *B-Scan* adquiridos en las posiciones angulares 180° (izquierda) y 0° (derecha). Se observa una geometría “similar”, aunque con mayores distorsiones (fundamentalmente pérdidas de resolución y contraste) en las regiones más alejadas del transductor en cada caso.

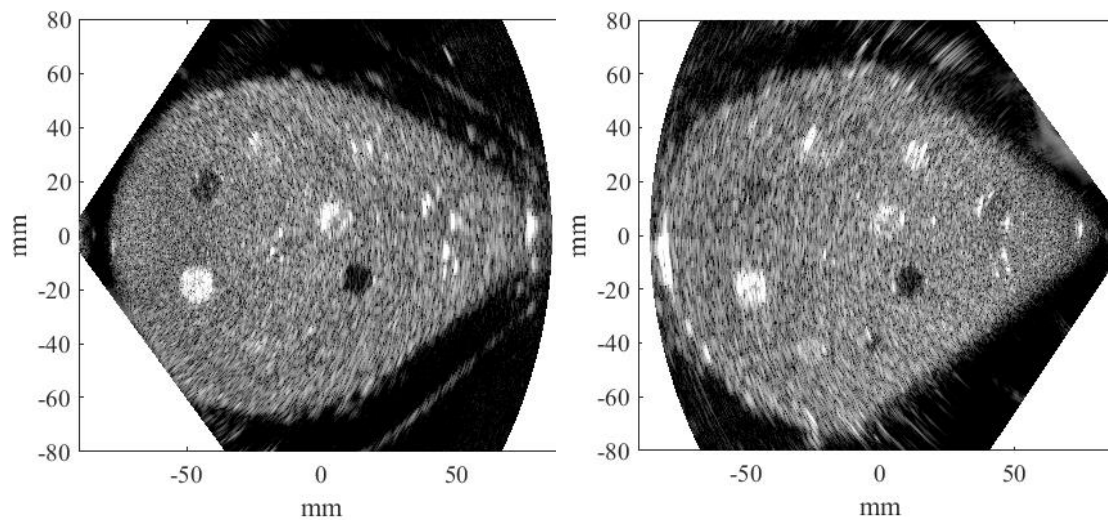


Figura 3.6 *B-Scans* adquiridos en las posiciones $\phi = 180^\circ$ y 0° . La correlación es elevada en la región por donde se propagan los *A-Scan* enfrentados.

Los *A-Scan* adquiridos en la misma dirección y desde aperturas opuestas, tienen caminos de propagación que se solapan si no sufren una fuerte refracción. De este modo, si se referencian respecto a la misma apertura (derecha o izquierda), la correlación cruzada debe ser elevada en algún punto si el patrón de *speckle* es similar. La relación entre la velocidad media de propagación del tejido (c_1) y la del agua (c_0) se puede estimar de la posición del máximo de la correlación cruzada.

La situación se representa esquemáticamente en la Figura 3.7. Cada una de las aperturas adquiere un *A-Scan* que se propaga en la misma dirección y sentido opuesto al de la otra. La adquisición se efectúa suponiendo un medio homogéneo de velocidad igual a la del agua, conocida tras la calibración. Como las velocidades del agua y del tejido no coinciden, un

reflector puntual se observa en diferentes posiciones aparentes desde cada apertura al considerar una única velocidad, concretamente en las posiciones x_1 y x_2 tras referenciar los *A-Scan* a la apertura de la izquierda.

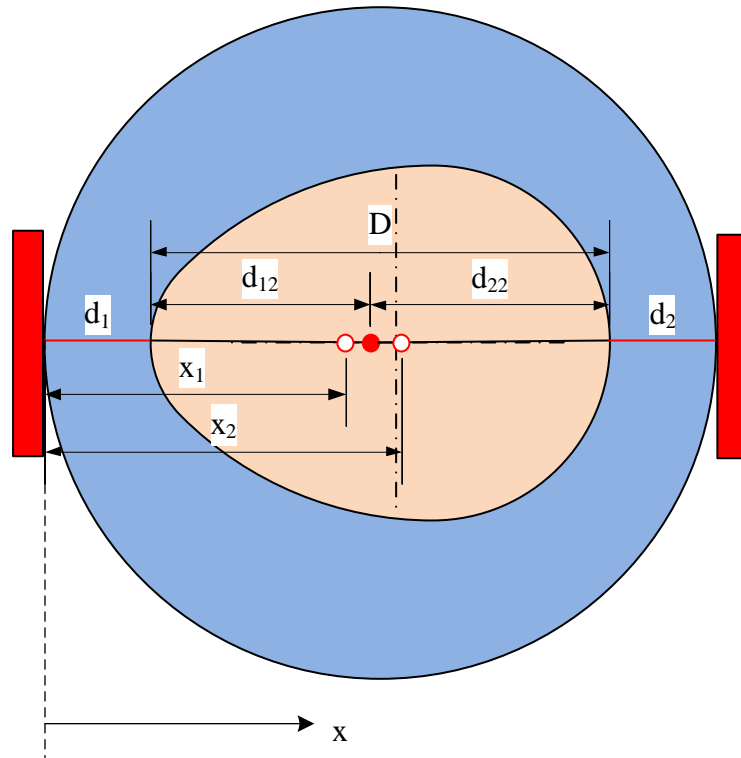


Figura 3.7 Representación esquemática de un reflector puntual (fondo rojo) observado desde dos aperturas enfrentadas con posiciones aparentes mostradas con fondo blanco.

En particular, los tiempos de vuelo desde cada apertura al reflector puntual mostrado son t_1 y t_2 , respectivamente, la distancia entre aperturas es el doble del radio de giro del array ($2R$) y, conociendo la velocidad de propagación en el agua (c_0), se obtienen expresiones que ubican este reflector respecto a la apertura de referencia, en este caso asignada a la de la izquierda. Suponiendo, de momento, que la velocidad de propagación en el tejido es igual a la del acoplante, las distancias x_1 y x_2 a la apertura de referencia son:

$$\begin{aligned} x_1 &= \frac{c_0 t_1}{2} \\ x_2 &= 2R - \frac{c_0 t_2}{2} \end{aligned} \quad (3.1)$$

Por su parte, los tiempos de vuelo t_1 y t_2 se pueden expresar en función de las distancias mostradas en la Figura 3.7

$$\begin{aligned}
 t_1 &= \frac{2d_1}{c_0} + \frac{2d_{12}}{c_1} \\
 t_2 &= \frac{2d_2}{c_0} + \frac{2d_{22}}{c_1}
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

Sustituyendo la Ecuación (3.2) en (3.1), y teniendo en cuenta que $d_{12}+d_{22} = 2R-(d_1+d_2) = W$ (anchura del phantom), el error de posicionamiento $x_{error} = x_2 - x_1$ es

$$x_{error} = x_2 - x_1 = W - \frac{c_0}{c_1} W
 \tag{3.3}$$

La Ecuación (3.3) indica el escalado por un factor $\frac{c_0}{c_1}$ que se produce en el interior del tejido. El escalado es el mismo tanto para la captura desde la apertura izquierda como para la de la derecha, y es independiente de la posición del reflector puntual. Cuando el *A-Scan* de la izquierda se referencia respecto a la apertura de la derecha o viceversa, se tienen dos señales tales que su correlación cruzada presenta un máximo en $x_{error} = x_2 - x_1$, que es función del escalado $\frac{c_0}{c_1}$.

Una vez obtenido x_{error} , se puede deducir la velocidad de propagación media en el tejido/símil de la Ecuación (3.2):

$$c_1 = c_0 \frac{W}{x_{error} + W}
 \tag{3.4}$$

Obsérvese que este valor se puede obtener M veces y promediar para mejorar la estimación de c_1 , contando con un valor diferente de W en cada caso.

Sin embargo, este método presenta, al menos, tres fuentes de incertidumbre:

1. La medida del tamaño W de la mama. El tamaño de la mama puede determinarse rápidamente a partir de la detección de la interfaz en los *A-Scan* intervinientes (§3.7.1) o más elaboradamente a partir de los ajustes locales a las imágenes sectoriales empleadas o el ajuste global a todo el contorno de la mama (§3.7.2).
2. El grado de solapamiento de los haces asociados a las líneas de barrido. No se garantiza la incidencia normal ni en el plano de imagen ni en el de elevación y, aunque la refracción es pequeña, el solapamiento no se puede precisar *a priori*.

3. La suposición de que las mismas indicaciones estarán presentes en ambos *A-Scan*. Si bien es cierto que los ecos de mayor amplitud cumplirán esta hipótesis, la textura o *speckle* será diferente desde cada dirección de observación, y la correlación cruzada de las señales puede ser baja. Por tanto, es de esperar que este método proporcione buenos resultados cuando haya, en ambos *A-Scan*, indicaciones que correspondan a los mismos reflectores y que superen claramente el nivel del *speckle*.

3.6.2 Estimación mediante algoritmos de auto enfoque

Los algoritmos autónomos para el enfoque planteados en [Sun 04] y [Treeby 11] se basan en evaluar la nitidez de la imagen al variar cierto parámetro de enfoque, que en este caso es la velocidad de propagación en el tejido. La precisión de la estimación depende en este caso de la correcta elección del intervalo de velocidades en torno a un valor inicial, que puede ser la velocidad media nominal de los tejidos humanos (1.54 mm/μs) o la obtenida por el método de correlación cruzada descrito en el apartado anterior.

Entre los algoritmos de este tipo existentes en la literatura, se han seleccionado dos: uno basado en la derivada de la intensidad y otro en medidas estadísticas de la imagen. El primero mide la nitidez de la imagen en función de las variaciones de intensidad entre píxeles cercanos (gradiente de amplitud). El segundo observa la varianza o la correlación de la imagen $I(x, y)$ para determinar su nitidez. La nitidez es mayor cuando las transiciones en los bordes son más abruptas.

Los algoritmos de gradiente utilizados son:

- a) *Brenner* [Brenner 76]. El gradiente en un píxel es la diferencia entre su valor y el de otro cercano en la misma fila o columna, habitualmente ubicado 2 posiciones antes. La métrica de Brenner resulta de sumar los cuadrados de los gradientes obtenidos por filas y por columnas. Si se designa $I(x, y)$ a la matriz de píxeles que constituye la imagen, el gradiente de Brenner F_{Bren} es:

$$F_{Bren} = \sum_x \sum_y (I(x+2, y) - I(x, y))^2 + (I(x, y+2) - I(x, y))^2 \quad (3.5)$$

- b) *Tenenbaum* [Krotkov 88]. También suma los gradientes calculados en horizontal y vertical, pero para el cálculo del gradiente se emplean operadores de Sobel. La imagen

se convolucionan con estos operadores para calcular los gradientes S_{G_x} en la dirección horizontal y S_{G_y} en la dirección vertical.

$$S_{G_x} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} * I(x, y) \quad S_{G_y} = \begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} * I(x, y) \quad (3.6)$$

Se designa como F_{Ten}

$$F_{Ten} = \sum_x \sum_y (S_{G_x}^2 + S_{G_y}^2) \quad (3.7)$$

Por su parte, los algoritmos basados en medidas estadísticas emplean la varianza o la correlación de la función intensidad de la imagen $I(x, y)$ para determinar su nitidez. En este trabajo se emplea la varianza normalizada (F_{VarN}) [Groen 85] que cuantifica la variabilidad de los valores de los píxeles respecto al valor medio. La normalización de la varianza permite comparar las imágenes entre sí, a pesar de las diferencias en el valor medio de intensidad que pudiera haber. Así, denominando a la varianza de la intensidad como σ_A^2 y al valor medio como μ_A se tiene:

$$F_{VarN} = \frac{\sigma_A^2}{\mu_A} \quad (3.8)$$

Las métricas basadas en el gradiente de la imagen presentan ciertas debilidades. Por un lado, al estar calculadas mediante filtros paso alto, son sensibles al ruido de alta frecuencia. El ruido puede ser significativo si los objetos de la región estudiada no tienen suficiente amplitud como para destacar sobre el *speckle* o artefactos tales como reverberaciones. Así, no puede emplearse cualquier región de la imagen. Por el contrario, las métricas basadas en parámetros estadísticos, como la varianza normalizada son más robustas.

En el estudio experimental que se presenta en el próximo capítulo se analiza el comportamiento de los algoritmos presentados para estimar la velocidad media de propagación en el tejido. Además, al aplicarse a la imagen compuesta final, tienen en cuenta otros posibles errores para proporcionar la mejor imagen posible con los parámetros de adquisición actuales.

3.7 DETERMINACIÓN DEL CONTORNO

Si se supone que las variaciones de velocidad de propagación internas son pequeñas el contorno de la mama puede considerarse la frontera entre dos medios homogéneos (agua y tejido). La ley de Snell establece la igualdad entre la relación de los senos de los ángulos incidente (κ_i) y refractado (κ_r) con la relación de velocidades de propagación en ambos medios:

$$\frac{\sin \kappa_i}{\sin \kappa_r} = \frac{c_0}{c_1} \quad (3.9)$$

En esta expresión κ_i es el ángulo formado por el vector director del rayo incidente \vec{v}_{Rinc} con el vector normal a la interfaz \vec{u}_n en el punto de incidencia, mientras que κ_r es el ángulo formado por el vector director del rayo refractado \vec{v}_{Rrefr} también con la normal; c_0 es la velocidad de propagación en el medio del rayo incidente y c_1 la velocidad de propagación en el medio del rayo refractado, es decir, las velocidades de propagación en agua y tejido, respectivamente. Una representación esquemática se muestra en la Figura 3.8

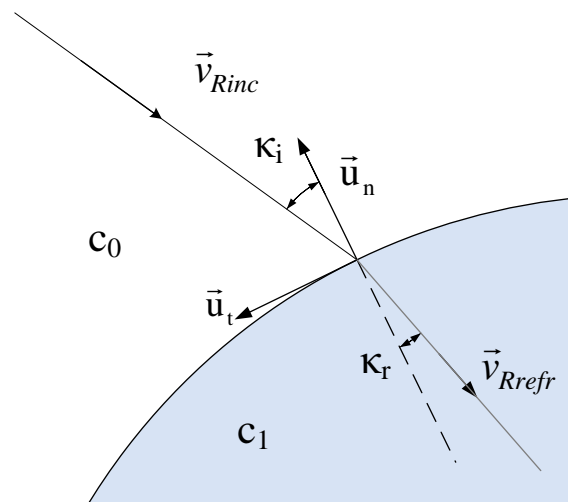


Figura 3.8 Nomenclatura empleada para la ley de Snell en el cálculo de la refracción

El punto de incidencia se calcula resolviendo un sistema de ecuaciones formado por la ecuación del rayo incidente y la ecuación de la curva que define la interfaz. Para evaluar la normal a la interfaz en el punto de incidencia se parte de la tangente en dicho punto, lo que exige que la función que representa la interfaz sea derivable y, más específicamente, de derivada continua.

Para obtener una representación analítica de la interfaz se ajusta, por mínimos cuadrados, una función a un conjunto de medidas. La forma de la mama en el plano de imagen restringe la elección de la función al presentar un contorno suave y cerrado, con pocos puntos de inflexión

desde una posición central (pocos lóbulos). La función de ajuste debe presentar estas características.

La detección de los puntos de la interfaz agua-tejido necesarios para el ajuste puede ser compleja. La Figura 3.9 (derecha) muestra la parte del *B-Scan* situado frente al transductor, cuando éste se encuentra a 110° . El *speckle* muestra una textura granulada que no delimita con claridad las regiones de agua y tejido. Además, aparecen otras indicaciones, debidas a señales espurias (ruido, reverberaciones, restos de la excitación, etc.) que dificultan la detección del contorno. La Figura 3.9 (izquierda) muestra el perfil del *A-Scan* señalado en la imagen, que evidencia la dificultad para determinar la posición del punto de intersección de este rayo con la interfaz.

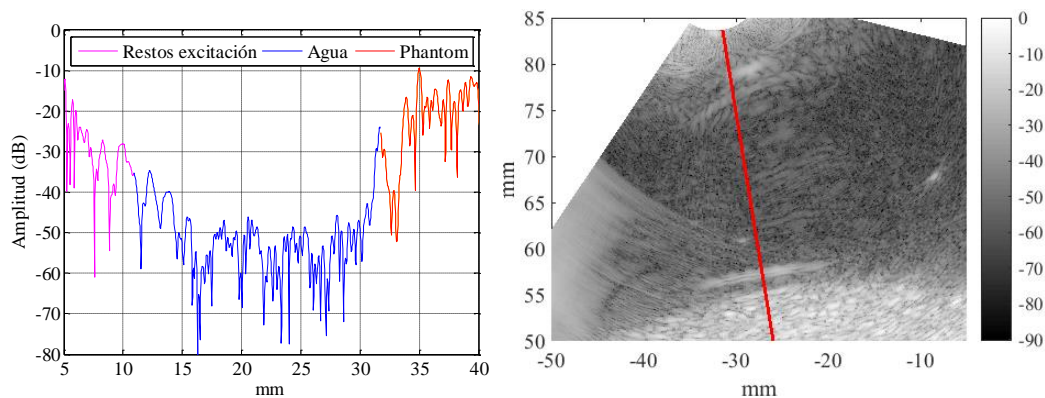


Figura 3.9 A la izquierda, *A-Scan* correspondiente a la línea de barrido deflectada $\theta = -12^\circ$. En magenta, el resultado de la cola del pulser, en azul la zona correspondiente al agua, y en rojo la del phantom. A la derecha, región de la interfaz frente al transductor, situado en la posición $\phi = 110^\circ$

Aunque el haz ultrasónico se modele como un rayo, tiene en realidad dimensiones volumétricas y temporales. En un instante de tiempo, el eco retornado resulta de la interferencia de los dispersores que se encuentren en la celda de rango (volumen ocupado por el pulso ultrasónico en ese instante) determinada por sus dimensiones axial, lateral y de elevación. De hecho, en la imagen de la Figura 3.9 derecha se aprecia una señal antes de entrar en el phantom, debida al eco generado por la base donde se apoya el phantom. Aunque esto no sucederá en el caso de la mama, evidencia la posibilidad de que reflectores fuera del plano de la imagen generen ecos y falsas indicaciones.

La transición agua-tejido es más difusa en las líneas de barrido con mayor deflexión, donde las dimensiones de la celda de rango son mayores y la incidencia se aleja de la normal. La Figura

3.10 muestra, a la izquierda, el *A-Scan* adquirido a 0° (incidencia prácticamente normal), frente al de la derecha, adquirido a 25° (incidencia oblicua y mayor anchura del haz), correspondientes al *B-Scan* adquirido desde la apertura situada en $\phi = 110^\circ$. A simple vista se observa que el flanco de entrada al tejido es menos abrupto, lo que añade incertidumbre a la detección. Posteriormente se hace un análisis cuantitativo de este efecto (Figura 3.10).

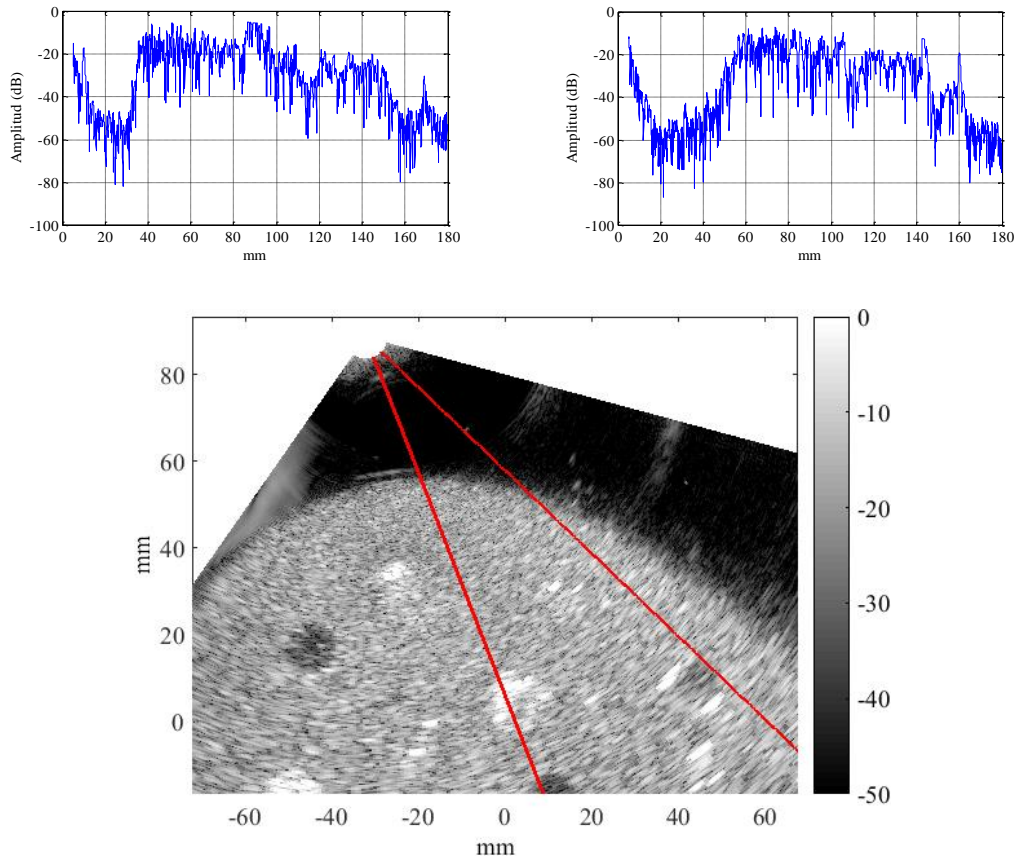


Figura 3.10 Arriba izquierda, línea de barrido a 0° . A la derecha, línea de barrido a 25° .
Abajo, imagen en la posición 110°

Para abordar el problema es necesario utilizar un gran número de medidas y realizar un ajuste a una función suave que intente generalizar, por mínimos cuadrados, las medidas. Es inevitable que entre éstas existan algunas muy desviadas (*outliers*) cuya detección y eliminación es importante para que no afecten al ajuste. El proceso que se propone para la estimación de una función que represente el contorno de la mama se divide en dos fases:

1. Ajuste local de la interfaz. Este proceso se lleva a cabo en cada *B-Scan*, estimando la profundidad a la que se encuentra la interfaz en cada línea para obtener una representación analítica local de la geometría. De la función obtenida, se estima la

profundidad de la interfaz en el ángulo de deflexión $\theta = 0^\circ$ por ser el que, con mayor probabilidad, presenta un mayor gradiente.

2. Ajuste global de la interfaz. El ajuste local proporciona un conjunto de M muestras uniformemente distribuidas en el intervalo $\phi = [0, 360^\circ)$ de la coordenada angular de la imagen circular. Estas se emplean para representar el contorno de la mama mediante una curva cerrada sometida a las restricciones de continuidad, derivabilidad y pocos puntos de inflexión. La interpolación global pretende ofrecer una única expresión analítica, válida para todas las líneas de barrido e independiente del *B-Scan* en que se encuentren.

Realizar el proceso en dos pasos reduce las posibilidades de que las indicaciones espurias produzcan un contorno inexacto, al afectar casi en exclusiva a las estimaciones locales y en mucha menor medida a la estimación global. Por último, pueden aplicarse las técnicas de ajuste más adecuadas a la función mejor adaptada para cada caso.

3.7.1 Detección de muestras del contorno y ajuste local de la interfaz

Este proceso busca una expresión analítica para la interfaz frente al transductor en cada imagen sectorial o *B-Scan*. Para ello se parte del conjunto de puntos que resultan de la detección de la interfaz en las líneas del *B-Scan* (Figura 3.11). Mediante un ajuste por mínimos cuadrados a un polinomio de segundo grado se obtienen los coeficientes que permiten describir el contorno en coordenadas polares locales, que se cambian a coordenadas centrales comunes a todas las imágenes parciales. De cada representación parcial se mantiene únicamente el punto que corresponde a la coordenada angular de la apertura (deflexión local 0°), obteniéndose M muestras distribuidas a intervalos angulares constantes. El conjunto de estas M muestras se utiliza en el siguiente paso para realizar el ajuste global.

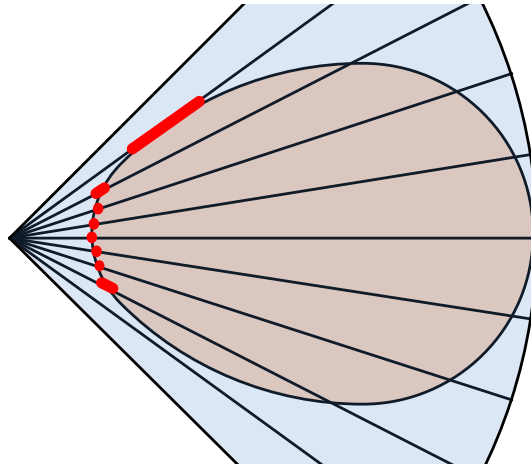


Figura 3.11 Puntos para el ajuste local de la interfaz en cada línea de barrido.

La detección del contorno persigue reducir las fuentes de incertidumbre identificadas en el apartado anterior, como son el ruido y el final de la excitación observada en las proximidades del transductor. El preprocesamiento debe preservar, además, el flanco o transición de señal entre el agua y la mama. Así, es preferible el filtrado de mediana frente a otras opciones, como la media móvil, pese a requerir ventanas de procesamiento ligeramente mayores para conseguir supresión de ruido similar. La Figura 3.12a muestra el resultado del filtrado de mediana sobre el *A-Scan* a 0° de la imagen adquirida por la apertura situada en $\phi = 70^\circ$ con F_M muestras equivalentes a 2.5 mm. La Figura 3.12b muestra el filtro de media móvil para su comparación. Se ha aplicado una compresión logarítmica, con el *A-Scan* normalizado a la intensidad máxima del *B-Scan*. En ambos casos las regiones detectadas como agua y tejido son iguales.

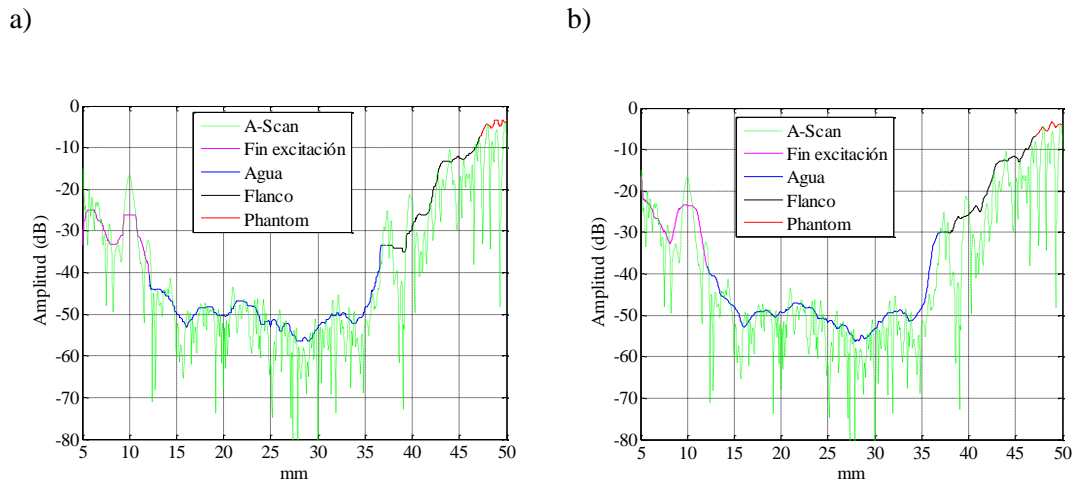


Figura 3.12 Resultado del filtro de mediana (a) y del filtro de media móvil (b) para un número de muestras FM equivalente a 2.5 mm.

A medida que aumenta el número de muestras para el filtrado, las respuestas difieren más. Puede llegar un momento en el que el filtro de media móvil, un filtro paso bajo, no pueda seguir los cambios de la señal de entrada. Este problema no sucede con el filtro de mediana, tal y como se puede ver en la Figura 3.13.

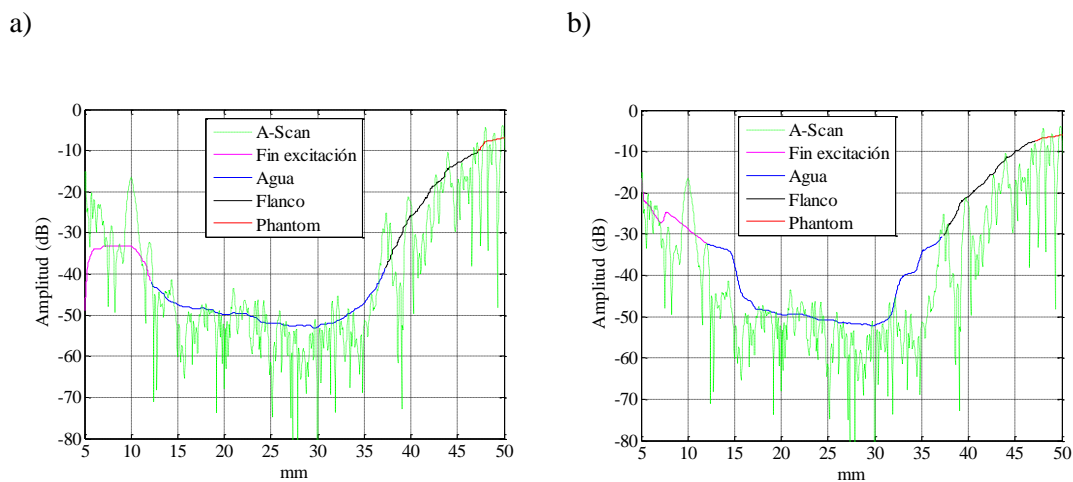


Figura 3.13 Resultado del filtro de mediana (a) y del filtro de media móvil (b) para un número de muestras FM equivalente a 10 mm.

Análogamente, se recurre a la mediana para identificar las regiones de agua y tejido, la cual se aplica en dos ventanas donde únicamente se requiere que la mayor parte de su extensión se encuentre en el medio de interés. Esto permite prefijar tanto la posición como la extensión de

las ventanas, y automatizar el proceso. Además, este paso permite descartar las líneas de barrido que no se introducen en el tejido, situación frecuente al estar la extensión angular del *B-Scan* sobredimensionada.

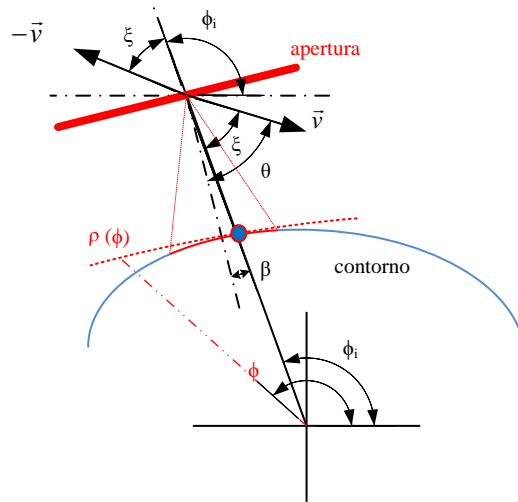


Figura 3.14 Geometría para el ajuste local

La Figura 3.14 muestra la geometría para el ajuste local. Se pretende determinar las coordenadas del punto de intersección del contorno local de la mama con el rayo en la dirección ϕ en la que se sitúa el centro de la apertura. El contorno local de la mama se obtiene mediante el ajuste a un polinomio de 2º grado (en coordenadas polares) de una serie de muestras localizadas en un entorno centrado en la dirección radial, donde la incidencia es prácticamente normal.

Las muestras, dadas por las coordenadas polares locales (r, θ) deben pasarse a las coordenadas polares centrales de la imagen circular (ρ, ϕ) para realizar el ajuste a un polinomio de segundo grado en (ρ, ϕ) .

La línea de barrido deflexada un ángulo θ , se encuentra desviada del radio vector de la apertura por un ángulo $\xi = \theta - \beta$, donde β es el error de alineamiento del transductor (idealmente, $\beta=0$) Por consiguiente, su vector director unitario es

$$\bar{u} = -[\cos(\phi_i + \xi), \sin(\phi_i + \xi)] \quad (3.10)$$

Por su parte, el vector de posición de la apertura respecto al centro de la imagen circular es

$$\bar{c} = [R \cos(\phi_i), R \sin(\phi_i)] \quad (3.11)$$

Así, las coordenadas (x, y) de una muestra de coordenadas locales (r, θ) son

$$\begin{aligned}x &= ru_x + c_x = R \cos(\phi_i) - r \cos(\phi_i + \xi) \\y &= ru_y + c_y = R \sin(\phi_i) - r \sin(\phi_i + \xi)\end{aligned}\tag{3.12}$$

y, en coordenadas polares centrales (ρ, ϕ) :

$$\begin{aligned}\rho &= \sqrt{x^2 + y^2} \\ \phi &= \arctan\left(\frac{y}{x}\right)\end{aligned}\tag{3.13}$$

Por otra parte, el contorno local de la mama, para un intervalo angular reducido, tiene una morfología que se ajusta bien a un polinomio de 2º grado en coordenadas polares centrales, según la expresión

$$\rho(\phi) = b_2\phi^2 + b_1\phi + b_0\tag{3.14}$$

donde ϕ es la coordenada angular central de la imagen circular.

Por otra parte, es deseable que el conjunto de muestras utilizado para el ajuste contenga las de mayor fiabilidad. Estas son precisamente las que se producen para los ángulos centrales, donde la pendiente de entrada al phantom es mayor (incidencia cercana a la normal).

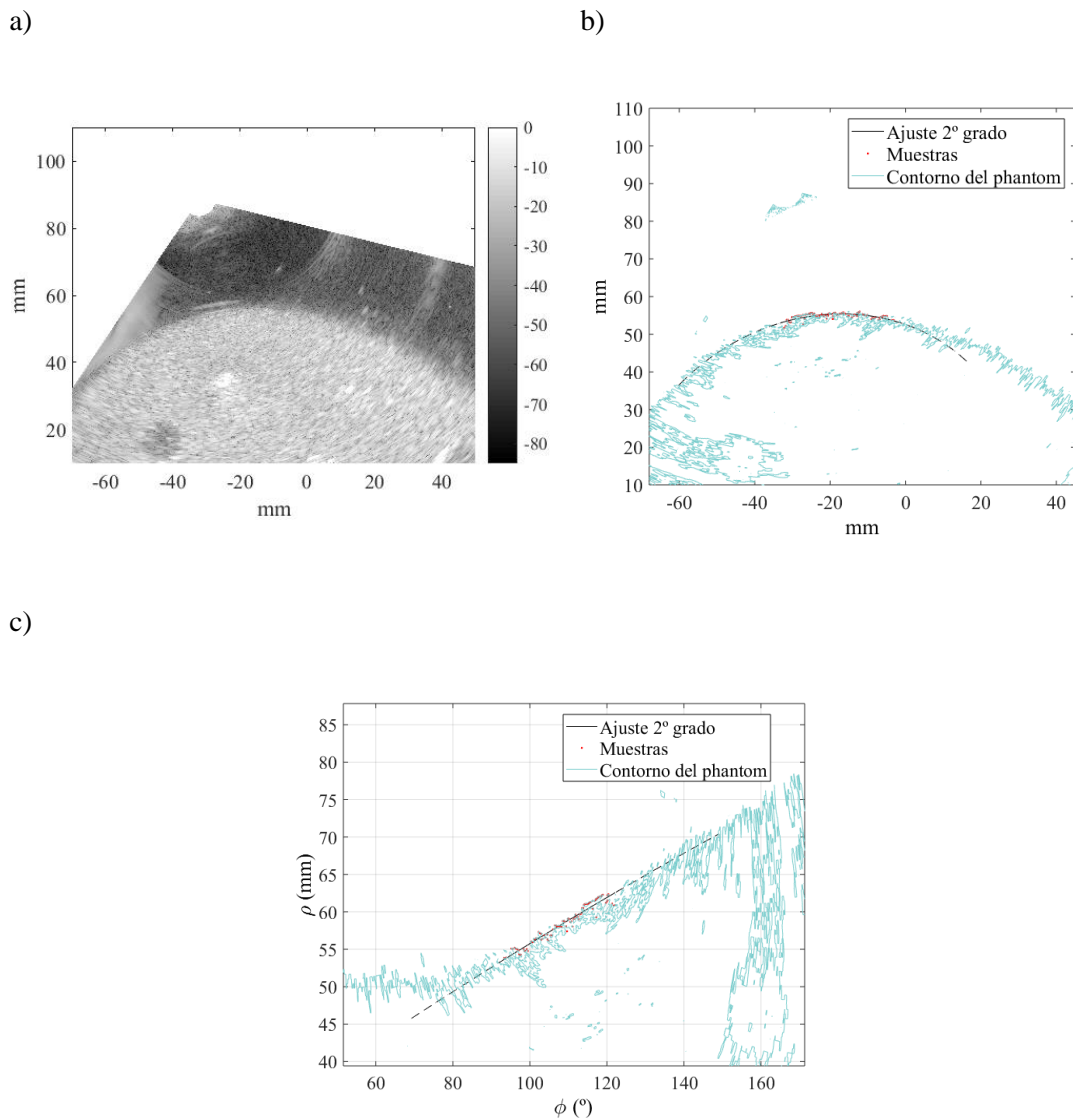


Figura 3.15 a) Detalle de la interfaz frente a la apertura situada a $\phi = 110^\circ$. b) Contorno y ajuste tras el paso a coordenadas cartesianas. c) Contorno y ajuste a polinomio de 2° grado en coordenadas polares centrales.

A modo de ejemplo se muestra la interfaz frente a la apertura situada a $\phi_i = 110^\circ$ en la Figura 3.15a. Si se toma el intervalo de coordenada angulares locales $\theta \subset [\beta - 20^\circ, \beta + 20^\circ]$ para el ajuste se obtiene el polinomio de ajuste de 2° grado en coordenadas polares centrales que se muestra en la Figura 3.15c.

Fuera del intervalo angular de ajuste, el polinomio se aleja de los puntos reales de la interfaz. Si bien se podría ampliar el rango de ajuste y utilizar un polinomio de grado mayor, se comprobó que el ruido y la incertidumbre en las medidas producen cambios de concavidad en la función de ajuste que no están presentes en el contorno real. Limitando a 2 el grado del polinomio se

asegura que la representación de la interfaz es cóncava con respecto al centro de la imagen compuesta, pero no se consigue una curva continua y derivable que describa todo el perímetro del phantom mediante la simple unión o intersección de estos polinomios locales (Figura 3.16). La continuidad de la derivada es necesaria para la correcta aplicación de la ley de Snell, basada en medir los ángulos incidente y refractado respecto a la normal. En vista de esto, se propone realizar un ajuste global de la interfaz a una función continua y derivable en el espacio (ρ, ϕ) .

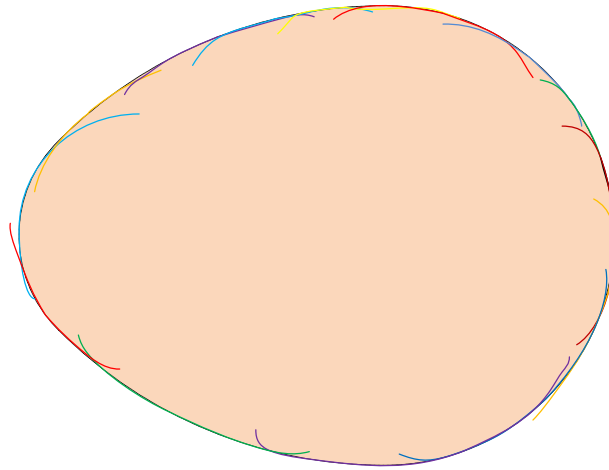


Figura 3.16 Polinomios de ajuste (en colores) y área delimitada por su intersección.

3.7.2 Ajuste global de la interfaz

El siguiente paso del proceso de ajuste obtiene una función $\rho = G(\phi)$, continua y derivable, en coordenadas referidas al centro de la imagen, que representa el contorno de la mama válido para cualquier línea de barrido, independientemente de su ángulo de deflexión y de la apertura con la que haya sido adquirida. Para su estimación se utilizará la muestra central ($\theta = 0$) del ajuste local para cada posición angular del array, dando lugar a un conjunto de M muestras equiespaciadas en el intervalo $[0, 2\pi)$.

La función describe un contorno cerrado y, por tanto, puede considerarse periódica con periodo 2π en la coordenada angular. Además, debe tener pocos puntos de inflexión o, lo que es lo mismo, pocos lóbulos.

Con estos condicionantes una serie de Fourier es una buena elección [Almira 05]. De esta manera, la función $G(\phi)$ puede escribirse:

$$G(\phi) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\phi) + b_n \sin(n\phi) \quad (3.15)$$

que también puede expresarse en términos de la exponencial compleja $e^{j\phi}$ a partir de las relaciones de Euler. Con $c_n = \frac{a_n}{2} - \frac{b_n}{2}j$ y $c_{-n} = \frac{a_n}{2} + \frac{b_n}{2}j$ para todo $n \neq 0$, y $c_0 = \frac{a_0}{2}$ se tiene

$$G(\phi) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} c_n e^{jn\phi} \quad (3.16)$$

Ahora bien, $G(\phi)$ es una función real, por lo que C_0 es un número real, mientras que c_n y c_{-n} son complejos conjugados. Así, denominando ψ_n a la fase del número complejo c_n se tiene:

$$c_0 \in R \quad (3.17)$$

$$c_n = |c_n| e^{j\psi_n} = c_{-n}^* = |c_n| e^{-j\psi_n}$$

Esto permite reducir el número de coeficientes a la mitad. Haciendo $k = \frac{n-1}{2}$ y empleando nuevamente las relaciones de Euler, puede escribirse:

$$G(\phi) = c_0 + \sum_{k=1}^{\infty} 2|c_k| \cos(k\phi + \psi_k) \quad (3.18)$$

Del ajuste local descrito anteriormente se dispone de M muestras $\{g_n\}$ del contorno, una por cada imagen sectorial, uniformemente distribuidas en el intervalo $[0, 2\pi)$. Por tanto, únicamente se pueden considerar series de Fourier truncadas con $M_p \leq M$ términos si se emplea la notación de (3.16) o una serie de $\frac{M_p - 1}{2}$ términos si se emplea la notación de la Ecuación (3.18).

El truncamiento de la función $G(\phi)$ a una suma $s_{MP}(\phi)$ da lugar a un error de ajuste $\varepsilon_{MP}(\phi)$, dado por la suma de los términos ignorados, que es:

$$G(\phi) = c_0 + \sum_{k=1}^{(M_p-3)/2} 2|c_k| \cos(k\phi + \psi_k) + \varepsilon_{MP}(\phi) = s_{MP}(\phi) + \varepsilon_{MP}(\phi) \quad (3.19)$$

Si se dispone de un número finito de M_p muestras $\{g_n\}$ situadas uniformemente en el intervalo de interpolación puede emplearse la transformada discreta de Fourier (DFT) para obtener los coeficientes c_k [Proakis 93]:

$$c_k = \frac{1}{M_P} \sum_{l=0}^{M_P-1} g_l e^{jlk} \quad k = \left(\frac{-M_P}{2} + 1 \right) \dots \frac{M_P}{2} \quad (3.20)$$

Cuando $M_P = M$, la serie de Fourier resultante pasa por todas las muestras siendo la reconstrucción ideal en ausencia de ruido en los puntos detectados. En la práctica, es preferible utilizar $M_P < M$ términos, de manera que la serie de Fourier se ajusta a las muestras, pero puede cumplir con las restricciones morfológicas del contorno. Para la elección del número de términos de la serie de Fourier pueden usarse los siguientes criterios:

- Debe ser menor que el número M de imágenes parciales.
- El contorno de la mama tiene pocos puntos de inflexión o pocos lóbulos, luego solo son necesarios unos pocos términos de baja frecuencia.

Mantener los primeros términos de la serie de Fourier tiene un efecto paso-bajo en el contorno, lo que ayuda a reducir las variaciones debidas al ruido en la medida. Experimentalmente se han encontrado ajustes satisfactorios utilizando entre 4 y 10 términos para valores de M comprendidos entre 8 y 36.

3.8 INTERPOLACIÓN DE **B-SCANS** SOBRE LA REJILLA DE RECONSTRUCCIÓN

La refracción producida en la interfaz hace que el rayo incidente se desvíe al entrar en el segundo medio, siguiendo la ley de Snell (Figura 3.17). El proceso de interpolación de muestras a píxeles en el segundo medio se realiza en 3 pasos:

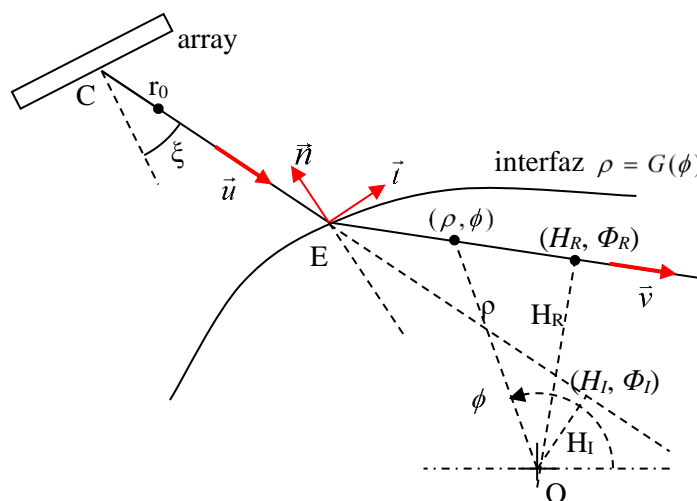


Figura 3.17 Geometría para el cálculo del punto de incidencia y rayo refractado

1. Determinación del punto de incidencia del rayo en la interfaz

El punto en el que se produce la refracción (punto de entrada E) queda determinado por el corte del rayo incidente con la interfaz, definida en coordenadas polares centrales mediante la ecuación,

$$\rho = G(\phi) \quad (3.21)$$

dada por la Ecuación (3.15). La ecuación de un rayo (incidente o refractado) se expresa en polares como:

$$\rho = \frac{H_I}{\sin(\phi - \Phi_I)} \quad (3.22)$$

donde (H_I, Φ_I) son las coordenadas polares del punto en el rayo más próximo al origen. Las coordenadas polares $\phi = \phi_E$ y $\rho = \rho_E$ del punto de entrada E se obtienen de resolver, por métodos numéricos, el sistema formado por (3.21) y (3.22), esto es:

$$G(\phi) = \frac{H_I}{\sin(\phi - \Phi_I)} \rightarrow \phi = \phi_E \quad (3.23)$$

y ρ_E de aplicar (3.22) con $\phi = \phi_E$.

Para resolver esta ecuación es necesario calcular los valores (H_I, Φ_I) . La dirección del rayo incidente es la del vector unitario \vec{u} . Con $\xi = \theta - \beta$, ángulo de deflexión (θ) menos la desviación angular del array (β) (ver §2.4) las componentes de este vector, en coordenadas cartesianas con origen en el centro de la apertura, están dadas por $(\cos \xi, \sin \xi)$.

Para referirlo al sistema de coordenadas con origen en O, hay que rotarlo el ángulo ϕ_i que corresponde a la posición angular actual de la apertura, con $1 \leq i \leq M$, resultando:

$$\vec{u} = -[\cos(\phi_i + \xi), \sin(\phi_i + \xi)] \quad (3.24)$$

Con esto, la ecuación del rayo incidente, en coordenadas cartesianas centrales, es:

$$y = y_i + (x - x_i) \frac{u_y}{u_x} \quad (3.25)$$

donde (x_i, y_i) son las coordenadas del centro de la apertura en la posición angular i y u_y/u_x es la pendiente del rayo. La distancia al origen de esta recta viene dada por:

$$R_I = \frac{|y_i|}{\sqrt{1 - \left(\frac{u_y}{u_x}\right)^2}} \quad (3.26)$$

Por otra parte, el vector unitario normal a la prolongación del rayo incidente es $\vec{u}_N = (\cos \Phi_I, \sin \Phi_I)$ y el producto escalar $\vec{u} \cdot \vec{u}_N = 0$ por ser perpendiculares. De este modo, la coordenada Φ_I se obtiene de

$$u_x \cos \Phi_I + u_y \sin \Phi_I = 0 \quad (3.27)$$

$$\Phi_I = \tan^{-1} \frac{-u_x}{u_y}$$

Finalmente, las coordenadas cartesianas del punto E se obtienen fácilmente de la relación:

$$\begin{aligned} x_E &= \rho_E \cos \phi_E \\ y_E &= \rho_E \sin \phi_E \end{aligned} \quad (3.28)$$

2. Determinación del rayo refractado

Considerando el vector unitario perpendicular al plano de imagen hacia arriba \vec{z} , el vector normal a la interfaz se puede escribir mediante el producto vectorial

$$\vec{n} = \vec{z} \times \vec{t} \quad (3.29)$$

donde \vec{t} es el vector unitario tangente a la interfaz en E (Figura 3.17). La pendiente en los puntos de la interfaz $\rho = G(\phi)$ se calcula a partir de las identidades trigonométricas:

$$\begin{aligned} x &= \rho \cos \phi \\ y &= \rho \sin \phi \end{aligned} \quad (3.30)$$

Como $\rho = G(\phi)$ es derivable y no nula, la pendiente se obtiene como:

$$m(\phi) = \frac{dy}{dx} = \frac{dy}{d\phi} \frac{d\phi}{dx} = \frac{y'(\phi)}{x'(\phi)} = \frac{\rho' \sin \phi + \rho \cos \phi}{\rho' \cos \phi - \rho \sin \phi} \quad (3.31)$$

y las componentes del vector unitario tangente vienen dadas en cartesianas por,

$$\vec{t} = \left(\frac{m}{\sqrt{1+m^2}}, \frac{1}{\sqrt{1+m^2}} \right) \quad (3.32)$$

Para el punto E los cálculos anteriores se particularizan con $\phi = \phi_E$ y $\rho = \rho_E$. Obtener la expresión de la derivada de $\rho = G(\phi)$ resulta engorroso, pues $G(\phi)$ contiene múltiples términos. En la práctica puede ser más sencillo y suficientemente aproximado considerar dos puntos próximos a E en la interfaz, en posiciones angulares ϕ_E y $\phi_E + \Delta\phi$, obtener sus coordenadas cartesianas mediante (3.30), determinar la pendiente $m(\Phi_I) \approx \Delta y / \Delta x$ y obtener las componentes de \vec{i} en E por aplicación de (3.32).

La dirección del rayo refractado está definida por el vector unitario \vec{v} que se obtiene de aplicar la ley de Snell al vector unitario incidente \vec{u} , resultando [Ferguson 14]:

$$\vec{v} = \frac{c_2}{c_1} \vec{u} + \left(\frac{c_2}{c_1} \cos \alpha - \sqrt{1 - \left(\frac{c_2}{c_1} \right)^2 (1 - \cos^2 \alpha)} \right) \vec{n} \quad (3.33)$$

Conociendo la dirección del rayo refractado, se calcula su ecuación en coordenadas cartesianas siguiendo los pasos indicados anteriormente:

$$y = y_E + (x - x_E) \frac{v_y}{v_x} \quad (3.34)$$

3. Interpolación bilineal generalizada

En este último paso se calculan los valores a asignar a los píxeles definidos en la rejilla de construcción de la imagen circular compuesta. En el caso homogéneo, considerado en el punto §2.4, todos los rayos parten de un vértice común (centro de la apertura) y las muestras que corresponden a un mismo rango tienen el mismo índice independientemente del ángulo de deflexión.

Pero la refracción hace que cada rayo i en el espacio de imagen tenga un origen diferente, E_i , y un ángulo determinado no sólo por el de deflexión del haz, sino también por la ley de Snell. Por consiguiente, el problema es bastante más complicado, pero crítico para obtener una imagen compuesta correcta. Aquí se propone una técnica de interpolación bilineal generalizada que opera en estas condiciones.

La Figura 3.18 muestra la geometría. El problema es determinar el valor S_P en el pixel P (x_P, y_P) en función de los de las 4 muestras S_1, S_2, S_3 y S_4 más próximas en los rayos adyacentes. Para ello se procede con una interpolación bilineal que requiere calcular las distancias a los rayos d_A

y d_B y las fracciones h_A y h_B del intervalo entre muestras que corresponde a la proyección de P sobre cada uno de los rayos refractados, respectivamente.

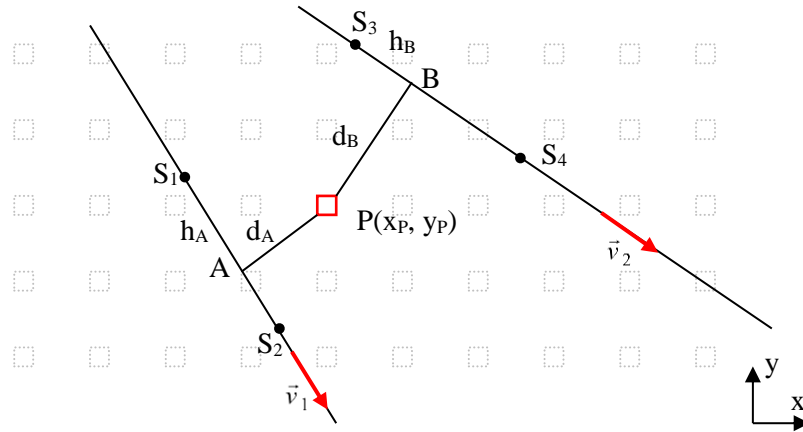


Figura 3.18 Dos rayos refractados adyacentes con las 4 muestras más próximas al píxel P

El primer paso es determinar las coordenadas de los puntos A y B, que son las proyecciones de P en los dos rayos adyacentes. Este es un problema geométrico sencillo, pues conociendo las ecuaciones de los rayos (3.34) y sus pendientes (v_y/v_x), es trivial calcular la ecuación de la normal al rayo que pasa por P:

$$y = y_P - \frac{v_x}{v_y}(x - x_P) \quad (3.35)$$

Las coordenadas de A (x_A, y_A) y B (x_B, y_B) se obtienen de la intersección de esta recta con el rayo, dado por (3.34). Las distancias d_A y d_B del píxel a los rayos vienen dadas por:

$$\begin{aligned} d_A &= \sqrt{(x_P - x_A)^2 + (y_P - y_A)^2} \\ d_B &= \sqrt{(x_P - x_B)^2 + (y_P - y_B)^2} \end{aligned} \quad (3.36)$$

Análogamente, las distancias de los puntos de entrada (x_{EA}, y_{EA}) y (x_{EB}, y_{EB}) a A y B son,

$$\begin{aligned} r_A &= \sqrt{(x_{EA} - x_A)^2 + (y_{EA} - y_A)^2} \\ r_B &= \sqrt{(x_{EB} - x_B)^2 + (y_{EB} - y_B)^2} \end{aligned} \quad (3.37)$$

Sea Δr_2 el intervalo espacial entre muestras en el segundo medio ($\Delta r_2 = c_2 T_s / 2$) donde T_s es el periodo de muestreo. El número de muestras entre la interfaz y los puntos A y B viene dado por:

$$n_A = \left\lfloor \frac{r_A}{\Delta r_2} \right\rfloor, \quad n_B = \left\lfloor \frac{r_B}{\Delta r_2} \right\rfloor \quad (3.38)$$

donde $\lfloor \cdot \rfloor$ representa la función de truncado o redondeo hacia 0. Por su parte, las distancias del centro de la apertura C en (x_C, y_C) a los puntos de entrada son (Figura 3.17):

$$\begin{aligned} R_A &= \sqrt{(x_{EA} - x_C)^2 + (y_{EA} - y_C)^2} \\ R_B &= \sqrt{(x_{EB} - x_C)^2 + (y_{EB} - y_C)^2} \end{aligned} \quad (3.39)$$

Como la adquisición se inicia a una distancia r_0 del centro de la apertura, el número de muestras que se adquieren antes de la interfaz, con $\Delta r_1 = c_1 T_S / 2$, es:

$$N_A = \left\lfloor \frac{R_A - r_0}{\Delta r_1} \right\rfloor, \quad N_B = \left\lfloor \frac{R_B - r_0}{\Delta r_1} \right\rfloor \quad (3.40)$$

Con esto, si los *A-Scan* discretizados correspondientes a los dos rayos se denominan $s_A(i)$ y $s_B(i)$, las muestras a considerar para realizar la interpolación bilineal en el píxel P son:

$$\begin{aligned} S_1 &= s_A(N_A + n_A), & S_2 &= s_A(N_A + n_A + 1), \\ S_3 &= s_B(N_B + n_B), & S_4 &= s_B(N_B + n_B + 1) \end{aligned} \quad (3.41)$$

La interpolación bilineal realiza una interpolación lineal entre las muestras S_1 y S_2 para obtener el valor S_A en el punto A y entre las muestras S_3 y S_4 para obtener el valor S_B en el punto B:

$$\begin{aligned} S_A &= S_1 + h_A(S_2 - S_1) \\ S_B &= S_3 + h_B(S_4 - S_3) \end{aligned} \quad (3.42)$$

donde h_A es la fracción del periodo de muestreo desde la muestra S_1 hasta la S_A , y h_B la fracción del periodo de muestreo desde la muestra S_3 hasta la S_B , y que vienen dadas por:

$$\begin{aligned} h_A &= \frac{R_A - r_0}{\Delta r_1} + \frac{r_A}{\Delta r_2} - (N_A + n_A) \\ h_B &= \frac{R_B - r_0}{\Delta r_1} + \frac{r_B}{\Delta r_2} - (N_B + n_B) \end{aligned} \quad (3.43)$$

Una vez obtenidas las muestras S_A y S_B por (3.42), el valor S_P interpolado en el píxel se obtiene de forma análoga por interpolación lineal:

$$S_P = S_A + \frac{d_A}{d_A + d_B} (S_B - S_A) \quad (3.44)$$

A pesar del proceso matemático la ejecución de este algoritmo de interpolación bilineal generalizada es casi tan rápida como la interpolación binomial clásica que no tiene en cuenta la refracción en la interfaz, gracias a que se han obtenido las fórmulas cerradas para su aplicación (no es necesario ningún proceso iterativo, búsquedas, etc.).

Para encontrar las líneas de barrido más próximas a cada píxel se calcula previamente los puntos de corte de las líneas de barrido con las rectas horizontales de píxeles que conforman la rejilla de interpolación.

De esta manera, las líneas de la rejilla quedarán divididas en segmentos cuyos píxeles se interpolarán con el mismo par de líneas de barrido, facilitando la paralelización en el cómputo de la imagen.

El punto más crítico en tiempo de cálculo es la determinación del punto de entrada E de cada rayo, que requiere resolver numéricamente la Ecuación (3.23), aunque existen diversas técnicas de aproximaciones sucesivas a la solución que convergen rápidamente (métodos de Newton-Raphson, Illinois, etc.) [Traub 82].

3.9 RESUMEN Y CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO.

En este capítulo se ha presentado la metodología que se propone en esta Tesis para la formación de la imagen circular compuesta a partir de M imágenes sectoriales adquiridas a intervalos angulares iguales. Puesto que las imágenes se adquieren en inmersión, es preciso determinar y corregir los efectos de la refracción.

Para ello es preciso el conocimiento del contorno de la mama en el plano de la imagen y la velocidad media de propagación interna, con el fin de poder aplicar a cada línea de barrido de las imágenes sectoriales parciales la ley de Snell.

En este sentido se han descrito dos métodos para calcular la velocidad media de propagación en el tejido, uno basado en la correlación cruzada entre *A-Scans* de aperturas enfrentadas y otro basado en métricas de nitidez. Puesto que el primer método requiere estimar la dimensión de la mama y puede fallar cuando la correlación entre los *A-Scan* es baja, son *a priori* preferibles los métodos basados en métricas de nitidez, que no requieren información previa del medio. En el Capítulo 4 se evalúan experimentalmente ambas opciones.

En cuanto a la estimación del contorno de la mama, se propone una metodología en dos pasos. En el primero, se realiza un ajuste del contorno a la región más próxima a la apertura utilizada en cada una de las imágenes parciales. Este ajuste local sólo se utiliza para determinar un punto en el contorno que tenga la misma coordenada angular central que la apertura, obteniendo un conjunto de M muestras equiespaciadas en $[0, 2\pi)$.

En un segundo paso se utilizan estas M muestras para realizar un ajuste global a una función periódica con periodo 2π , cerrada y con pocos lóbulos, que constituya una representación analítica del contorno (función $\rho = G(\phi)$ en coordenadas polares centrales).

La intersección de esta función con cada línea de las imágenes sectoriales parciales proporciona el punto de entrada en el tejido, y el ángulo de incidencia, de los que se obtiene el rayo refractado en función de las velocidades de propagación.

Las muestras adquiridas sobre el rayo refractado se interpolan sobre una rejilla rectangular sobre la que se construye la imagen circular compuesta. Como los rayos refractados no tienen un vértice común, se ha propuesto un procedimiento de interpolación bilineal generalizado que permite determinar los valores de los píxeles en la rejilla de reconstrucción a partir de las muestras adquiridas en cada imagen parcial considerando la refracción.

RESULTADOS EXPERIMENTALES.

En este capítulo se describen los experimentos realizados para validar los modelos teóricos y los algoritmos de composición circular de ángulo completo expuestos en los capítulos anteriores. El trabajo experimental se ha realizado con el prototipo desarrollado por el grupo, en el que un único array ultrasónico gira de forma controlada en torno a la región de interés. Las imágenes sectoriales se adquieren con un equipo phased array comercial de 128 canales.

Para verificar el método de simulación de la Composición Circular de Imágenes propuesto en el Capítulo 2 se empleó una aguja de acero en diferentes puntos del plano de imagen. La respuesta al impulso de la Composición Circular de imágenes (*PSFC*) obtenida experimentalmente se analizó de manera análoga a las del modelo teórico, obteniéndose mapas de resolución espacial y de sensibilidad homologables con los simulados. De esta manera se han comprobado tanto las desviaciones producidas como la tendencia que presentan estas magnitudes con las coordenadas polares del plano de imagen.

Para verificar la implementación de la Composición Circular de Imágenes con corrección de velocidad y refracción presentada en el Capítulo 3, se adquirieron imágenes ecográficas en torno a un maniquí de mama para el entrenamiento de biopsias. Se efectuaron medidas de contraste (*CR*) y contraste a ruido (*CNR*) tanto en el conjunto de imágenes adquiridas, como en composición circular con y sin corrección de la refracción, lo que permite una cuantificar la mejora. Además, se ha evaluado la tolerancia de la composición circular de imágenes frente a variaciones en la estimación de la velocidad de propagación y el grado de ajuste al contorno de la mama. Para ello, se estudió, por un lado, la variación de los artefactos y el contraste en los objetos de la imagen para diferentes estimaciones de la velocidad media de propagación en el interior del maniquí. Por otro lado, se emplearon métricas de nitidez para comprobar el comportamiento de diferentes grados de ajuste al contorno del maniquí

4.1 ENTORNO DE EXPERIMENTACIÓN

Se ha construido un prototipo en el que el anillo de transductores se emula con la rotación de un array médico comercial. El array se sitúa en el extremo de un vástago de plástico, de 260 mm de longitud, cuyo otro extremo está unido mecánicamente al dispositivo de arrastre. Éste dispone de un motor paso a paso, acoplado mediante un tornillo sin fin a una cremallera tallada en una corona circular de 300 mm de diámetro. De esta forma el transductor puede posicionarse con elevada precisión angular (0.1°) en torno a la región de interés con un radio de 100 mm, aproximadamente (Figura 4.1).

Estos mecanismos se sitúan sobre una cuba de metacrilato, de 500 mm de diámetro con agua, en cuya región central se disponen los objetos (maniquís) para obtener las imágenes experimentales. Una base regulable en altura facilita el ajuste de posición de los maniquís en el eje z.

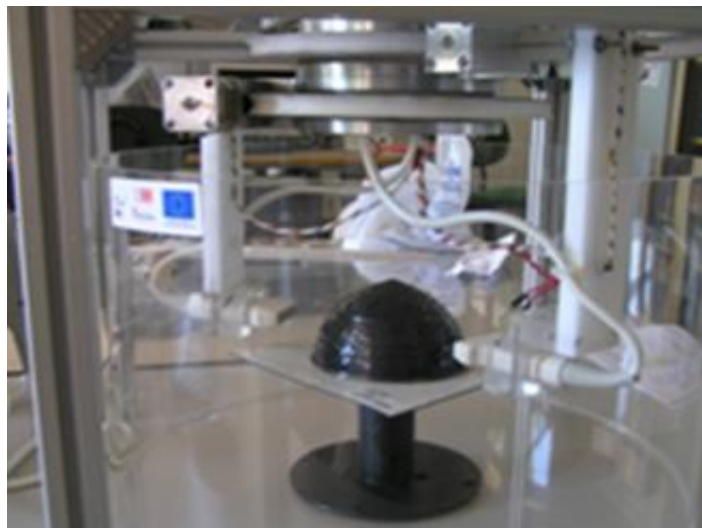
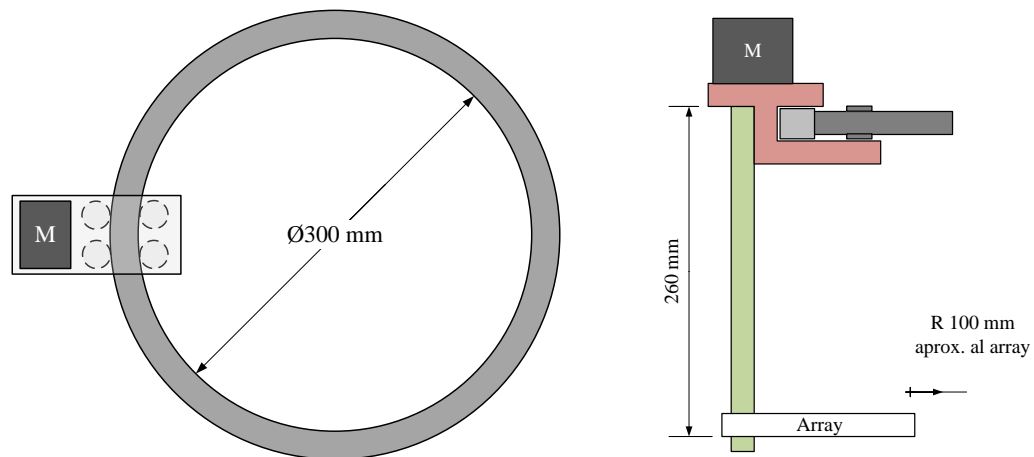


Figura 4.1 Esquema del entorno experimental.

Los motores se controlan de manera independiente mediante una interfaz USB y drivers de diseño propio. La corona es circular con cierta tolerancia mecánica que, junto con la rigidez limitada de los brazos que sujetan los arrays, limita la precisión mecánica del sistema.

El control de la emisión y recepción y la adquisición de imágenes sectoriales se realizan con un sistema ultrasónico comercial SITAU-112 de 128 canales en paralelo y posibilidad de trabajar en pulso-eco o transmisión (Dasel S.L., Madrid, España).

El array es lineal y, por tanto, cada posición angular de la apertura activa corresponde al lado de un polígono de M lados en lugar de un segmento circular. Idealmente, la normal que pasa por el centro del array debería cruzar el centro de giro del array, pero presenta cierto error de

orientación (ángulo β) al fijarse al brazo con una mordaza (Figura 4.2). Una implementación con M arrays alrededor de la región de imagen evitaría este inconveniente.

La Tabla 4.1 resume las características del array utilizado de 3.2 MHz (Samsung Medison, Corea del Sur). Los mismos valores se utilizaron para simular el sistema (Tabla 4.1).

Número de elementos	128	
Frecuencia Central	3.2	MHz
Ancho de banda	50	%
Distancia inter-elementos	0.22	mm
Separación entre elementos	0.05	mm
Altura de los elementos	14	mm

Tabla 4.1 Parámetros nominales del array de 3.2 MHz

4.2 PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN

Al igual que sucede con equipos de características similares [Hansen 07a] [Filipik 07] [Filipik 08], es necesario un proceso de calibración que determine con precisión: el radio de giro (R), la velocidad de propagación en el medio de acoplamiento (c_0) y el error de orientación del array respecto al centro de giro (β) antes de adquirir imágenes [Jago 94]. Este proceso resulta esencial para la composición espacial, que exige un posicionamiento absoluto preciso de las muestras de la imagen adquirida desde cualquier posición de la apertura.

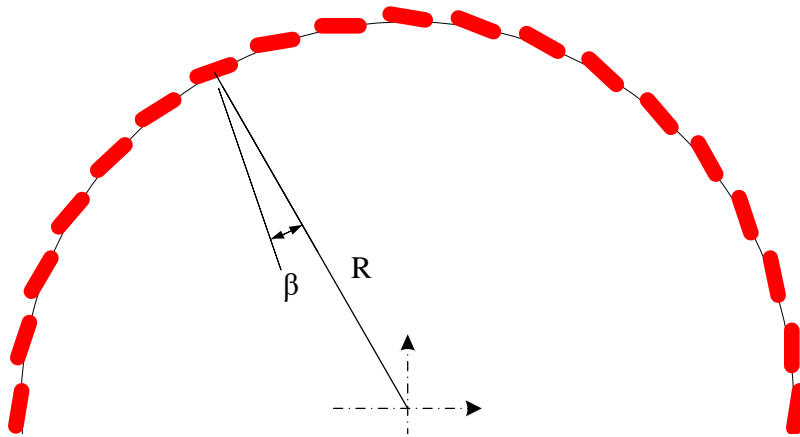


Figura 4.2 Disposición de las aperturas en torno al centro de rotación del array.

4.2.1 Velocidad de propagación

Para determinar la velocidad de propagación en el medio de acoplamiento (agua) se dispone un par de hilos muy finos separados entre sí una distancia ΔH conocida y sujetos entre dos planos paralelos separados por un tornillo de sujeción (Figura 4.3). Se opera en pulso-eco con uno de los elementos del array. Cuando el elemento está alineado con los dos hilos (máxima diferencia entre tiempos de vuelo), la velocidad del sonido c_0 puede obtenerse como

$$c_0 = \frac{\Delta H}{\Delta ToF} = \frac{\Delta H}{|ToF_2 - ToF_1|/2} \quad (4.1)$$

siendo ToF_1 y ToF_2 los tiempos de vuelo en ida y vuelta a los dos hilos.

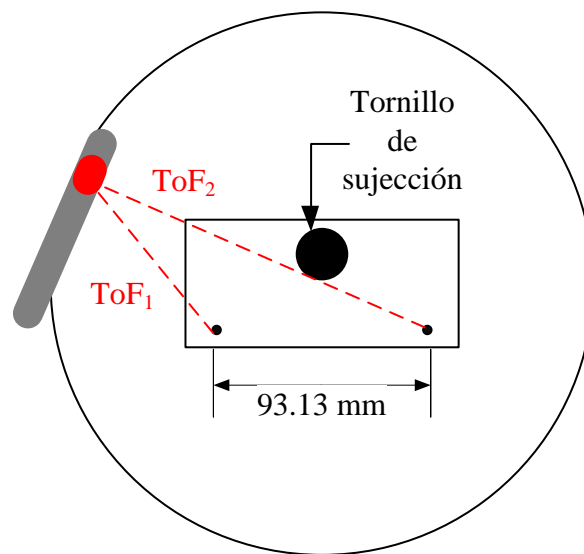


Figura 4.3 Esquema de calibración de la velocidad del sonido en agua

La alineación de los hilos se consigue moviendo el array hasta maximizar la diferencia entre ToF_1 y ToF_2 y realizar la medida (

Figura 4.4). El proceso se realiza automáticamente mediante un programa script de Matlab, que también descarta el eco producido por el tornillo de sujeción.

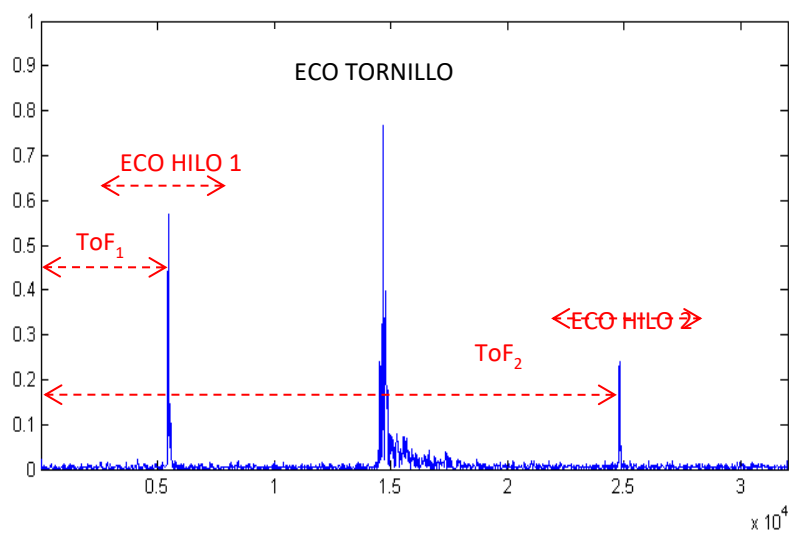


Figura 4.4 A-Scan típico recibido durante la calibración.

4.2.2 Radio de giro y desalineamiento.

Otra rutina de calibración determina el radio de giro (R) y el error de orientación del array o ángulo (β) que forma la dirección perpendicular a la apertura con el radio, como muestra la Figura 4.5.

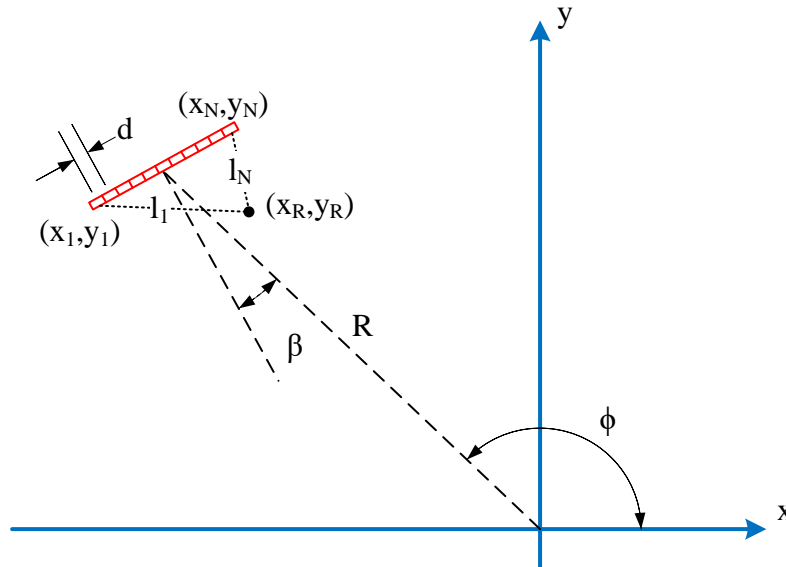


Figura 4.5 Esquema de calibración de la orientación del array y el radio de giro.

Para medir estos parámetros se utiliza un reflector (aguja de 0.26 mm de diámetro) que se coloca en una posición arbitraria y desconocida (x_R, y_R) , para después medir los tiempos de vuelo del pulso ultrasónico emitido y recibido desde cada elemento del array (modo pulso-eco). Conocida previamente la velocidad del medio, el cuadrado de la distancia entre el elemento emisor/receptor i y el reflector es:

$$l_i^2 = \left(\frac{c \cdot t_i}{2} \right)^2 = (x_i - x_R)^2 + (y_i - y_R)^2 \quad (4.2)$$

Siendo las coordenadas de los elementos:

$$x_i = R \cos \phi + \left(i - \frac{N-1}{2} \right) d \cos \left(\phi - \beta - \frac{\pi}{2} \right) \quad \text{con } 1 \leq i \leq N \quad (4.3)$$

$$y_i = R \sin \phi + \left(i - \frac{N-1}{2} \right) d \sin \left(\phi - \beta - \frac{\pi}{2} \right) \quad \text{con } 1 \leq i \leq N \quad (4.4)$$

donde ϕ es la posición angular del array respecto al origen de coordenadas absolutas, N el número de elementos del array y d la distancia entre ellos. Sustituyendo (4.3) y (4.4) en (4.2) se obtiene un sistema de N ecuaciones no lineales con 4 incógnitas (R , β , x_R , y_R) que se resuelve mediante métodos numéricos.

Al aplicar estos procedimientos, se han obtenido los resultados mostrados en la Tabla 4.2. Cabe destacar que la velocidad del sonido en el agua depende fuertemente de la temperatura, por lo que el procedimiento de calibración de la velocidad se repitió antes de cada serie de medidas.

Radio de giro	R	94.3	mm
Error de orientación del array	β	1.3	°
Velocidad del agua	c	1.48	mm/ μ s

Tabla 4.2. Resultado de la calibración para el presente experimento

4.3 CARACTERIZACIÓN DE LA IMAGEN CIRCULAR COMPUESTA

En el Capítulo 2 se presentaron las características teóricas de la imagen circular compuesta, planteando ciertas hipótesis que se verifican aquí. En síntesis, que la imagen circular compuesta es básicamente isótropa (mismas características independientemente de la posición espacial), con una resolución prácticamente igual en sentidos radial y tangencial, ligeramente peor que la axial en una imagen ecográfica convencional.

4.3.1 Características y ubicaciones del reflector

Para validar la metodología propuesta de cálculo de la PSF se han utilizado agujas de acero de 0.26 mm de diámetro. Como no es un reflector puntual en relación con la longitud de onda (0.46 mm), sus dimensiones deben ser tenidas en cuenta para analizar los resultados.

Aplicando las condiciones del experimento detalladas en la Tabla 4.2, de (A.1) se obtiene una resolución axial de 0.41 mm (aproximadamente, una longitud de onda). El diámetro de la aguja es sólo 1.6 veces menor, lo que puede afectar a las medidas (sería deseable contar con un blanco de diámetro al menos 10 veces inferior). Además, considerando el ángulo de deflexión para el que se da el haz más estrecho, esto es, $\theta_f = 0$ según (A.2), la abertura del haz resulta ser $\Delta\alpha = 0.015$ rad y la resolución lateral $z\Delta\alpha$; para que el diámetro de la aguja sea 1.6 veces menor que la resolución lateral, su distancia al array debe ser $z \geq 27.7$ mm. Por tanto, es de prever que, a distancias menores, la dimensión de la aguja no sea despreciable.

La Figura 4.6 muestra la imagen *B-Scan* convencional de la aguja situada, aproximadamente en el centro de la cuba (0,0). En la dirección axial se observan ecos de menor amplitud después del generado por el reflector, que se deben a reverberaciones internas. Sin embargo, dado que su amplitud es mucho menor que la del eco principal y están separadas de éste, no deben afectar a las medidas de resolución.

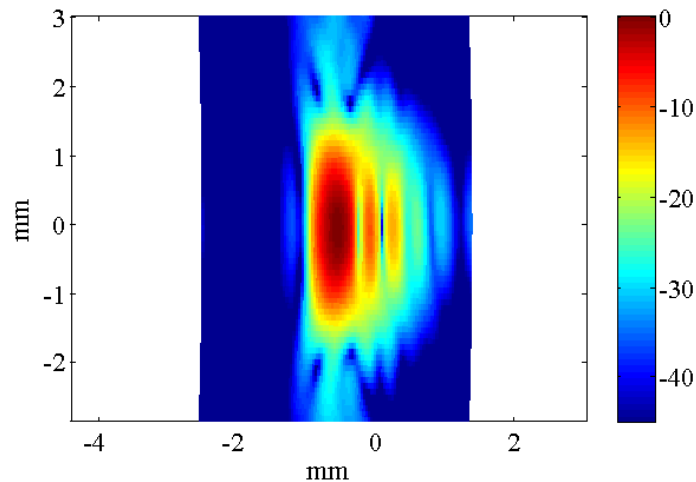


Figura 4.6 *B-Scan* de la aguja situada en el centro del tanque, capturado desde la posición $\phi=180^\circ$.

Por otra parte, en la dirección de elevación, la aguja tiene unas dimensiones de 44 mm y el haz una anchura de 14 mm. Las pequeñas desviaciones de la aguja respecto a la normal al plano de la imagen pueden dar lugar a ciertas variaciones en la posición del eco, puesto que éstos se producen siempre en dirección normal al reflector. Se trata de una incertidumbre añadida a la posición del reflector con la que hay que contar para la interpretación de los resultados. Sin embargo, esta incertidumbre es pequeña. Por ejemplo, con la aguja a distancia $r=100$ mm y una desviación respecto a la normal inferior a $\alpha_E=2^\circ$, el error de posición sería de $r-r \cdot \cos(\alpha_E)=0.06$ mm.

Coincidiendo con las simulaciones, el reflector se situó a lo largo del eje de abscisas (x), a intervalos de 10 mm, desde el origen hasta $x=70$ mm. Para cada posición, se obtuvieron 360 imágenes sectoriales, en las que la apertura (array) giraba $\phi=1^\circ$ tras cada adquisición. De este conjunto de imágenes parciales se tomaron los subconjuntos necesarios para obtener las imágenes compuestas de $M=8, 15, 24$ y 36 imágenes sectoriales

Dada la simetría del proceso de composición, no es necesario repetir el experimento cambiando la posición angular de la aguja. Basta con elegir entre las 360 imágenes parciales adquiridas,

subconjuntos de M imágenes desfasadas angularmente un cierto valor igual al desplazamiento angular de la aguja que se desea emular (con resolución de 1°).

4.3.2 Configuración del barrido electrónico.

Desde cada posición angular del array se adquirió una pequeña imagen sectorial centrada en el reflector, situado a profundidad r_f y ángulo de deflexión θ_f . El muestreo se realiza a 40 MHz y el intervalo entre líneas es 0.1° y se empleó focalización dinámica en recepción. La Tabla 4.3 muestra los parámetros de adquisición.

Parámetro	Símbolo	Valor	Unidades
Periodo de muestreo	t_{sa}	50	ns
Ángulo inicial	θ_a	$\theta_f - 5$	$^\circ$
Ángulo final	θ_b	$\theta_f + 5$	$^\circ$
Incremento angular	$\Delta\theta$	0.1	$^\circ$
Rango inicial	r_a	$r_f - 5$	mm
Rango final	r_b	$r_f + 5$	mm

Tabla 4.3 Parámetros de adquisición del barrido sectorial en phased-array para un reflector situado a profundidad r_f y ángulo de deflexión θ_f .

4.3.3 Errores de posicionamiento debidos a los elementos mecánicos.

Además de la incertidumbre en el posicionamiento del reflector, existen otras fuentes de error que es preciso considerar. Fundamentalmente se trata de tolerancias y desviaciones de los elementos mecánicos respecto a sus valores nominales, como la trayectoria circular de radio constante, ligeras oscilaciones incontroladas de los brazos de soporte, etc.

La Figura 4.7 muestra (en negro) las posiciones del máximo de las imágenes adquiridas en las distintas posiciones del array para un reflector fijo situado, aproximadamente, en el centro de rotación del array. Debido a las desviaciones mencionadas, la posición del máximo no coincide en todas las imágenes. Estimando la posición real del reflector como el baricentro de todas las medidas, su desviación típica es de 0.13 mm en el eje x, y 0.22 mm en el eje y.

A pesar de que la incertidumbre está por debajo de media longitud de onda, la posición del reflector en cada *B-Scan* se corrige para situar el máximo de reflectividad en el centro de masas, calculado de forma análoga para cada posición. Así, la comparación de los resultados experimentales con los del modelo teórico se verá menos afectada por los inevitables errores de posicionamiento mecánico del prototipo actual. Hay que tener en cuenta que el objetivo de este experimento no es cuantificar la precisión del prototipo, sino validar el modelo teórico desarrollado para estudiar las características de la imagen circular.

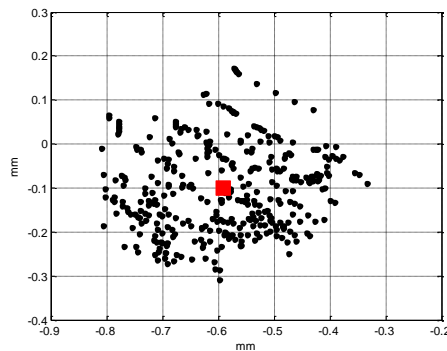


Figura 4.7 Distribución de las ubicaciones detectadas (negro) y centro de masas (rojo).

4.3.4 Análisis de los *B-Scan* individuales.

La Figura 4.8 muestra los cortes axial y lateral de la *PSF* de un *B-Scan* obtenido con el reflector en el centro de la cuba y el array en la posición angular 0° , en rojo la curva experimental y en negro la teórica. La resolución axial medida es $\Delta r = 0.48$ mm y la lateral $\Delta l = 1.6$ mm, valores similares a los obtenidos teóricamente (0.49 y 1.38 mm respectivamente). La diferencia en la resolución lateral es atribuible al diámetro no nulo de la aguja, mientras que la diferencia en la resolución axial puede deberse a una ligera desviación del ancho de banda del array respecto al valor nominal.

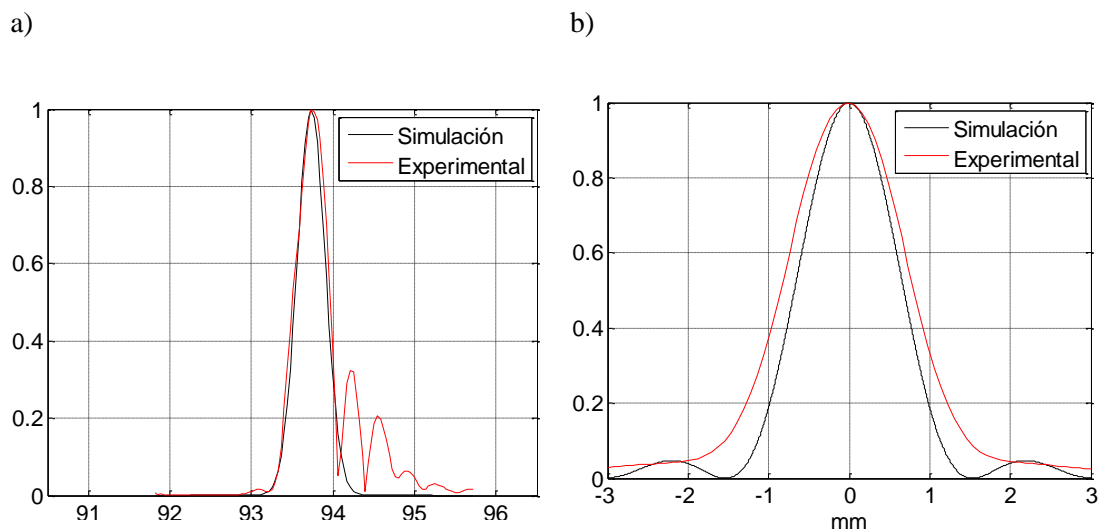


Figura 4.8 Patrón axial (izq.) y lateral (dcha.) de un reflector ubicado en el centro de la imagen compuesta. En rojo los datos experimentales y en negro los simulados.

4.3.5 Análisis de la imagen compuesta

La Figura 4.9 muestra la imagen compuesta experimental del reflector “puntual” (izq.), junto con la *PSFC* simulada (dcha.). El reflector se situó a 20 mm del centro de la imagen sobre el eje x , y se utilizaron $M=36$ imágenes parciales. En cualquier caso, al estar por debajo de -6 dB del máximo del lóbulo principal, no afectan a la medida de la resolución

En esta posición, la amplitud de la *PSFC* experimental es de 0.34, unas 0.002 unidades menos que el valor esperado, obtenido en la simulación presentada en §2.8 y mostrada en la Figura 2.15. En este ejemplo, el error supone un 0.7% relativo a la amplitud predicha por la simulación.

También se observa una aureola mayor en el caso de las medidas experimentales y que es debida al aumento de la longitud del eco por las reverberaciones internas. En cualquier caso, al estar por debajo de los -6 dB del máximo del lóbulo principal, no afectan a la medida de la resolución.

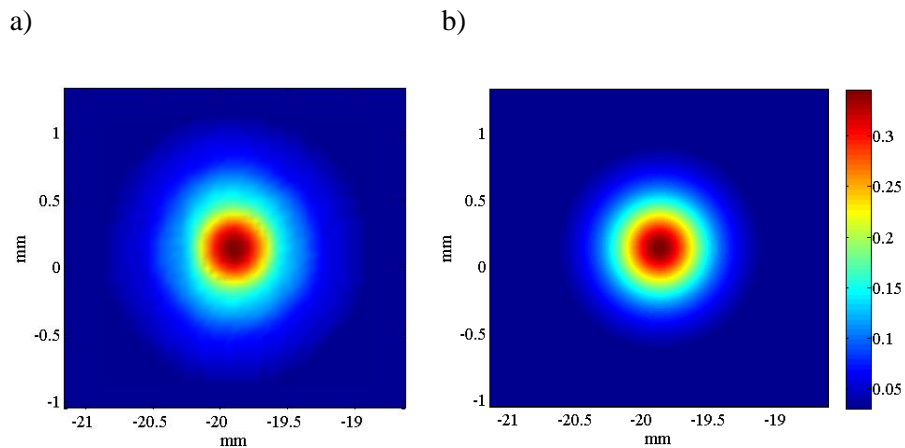


Figura 4.9 a) PSFC experimental y b) PSFC simulada para $M = 36$ con el array bajo estudio en un punto a 20 mm del centro y 180° de coordenada angular.

La Figura 4.10 muestra cortes en las direcciones radial y tangencial. En la imagen experimental, la resolución radial es de 0.60 mm y la tangencial de 0.61 mm, valores que concuerdan bien con los obtenidos por simulación (0.63 mm en ambas direcciones), y que permiten confirmar la isotropía esperada en la resolución. En la dirección radial, el error es del 3.5% respecto al valor teórico (0.02 mm). En la dirección tangencial, el error es del 4.7% (0.03 mm).

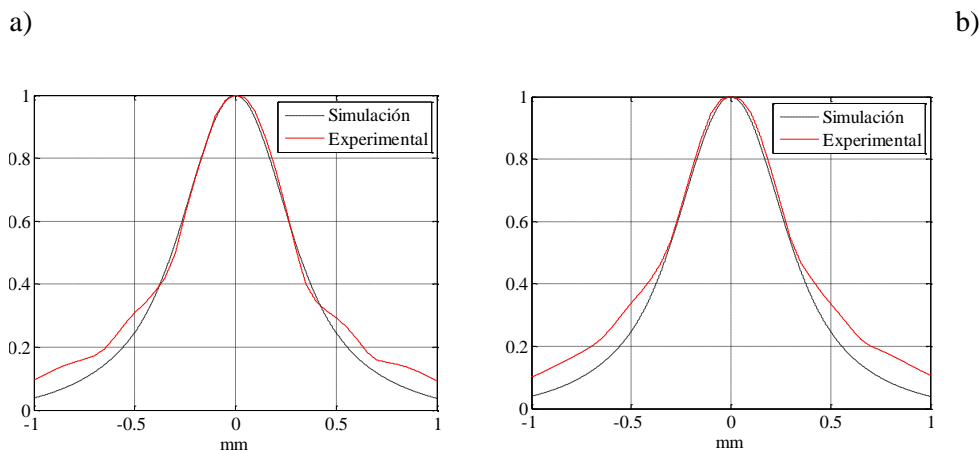


Figura 4.10 PSFC del punto (20 mm, 180°) en la dirección radial a) y tangencial b). La curva simulada (negro) se superpone a la experimental (rojo)

Como conclusión, los resultados experimentales confirman que los modelos simplificados de la PSF y la PSFC utilizados en el capítulo anterior son aceptables.

4.3.6 Efecto del número de imágenes sectoriales parciales.

La Figura 4.11 muestra las imágenes compuestas obtenidas con $M = 36$, 24, 15 y 8 imágenes parciales para la misma posición del reflector que en la Figura 4.6, mientras que la Figura 4.12 muestra los cortes en las direcciones radial y tangencial, junto con las medidas de resolución espacial, dadas por la anchura a -6 dB del máximo (doble flecha roja).

Tal y como se concluyó en §2.8, las imágenes compuestas con 36 y 24 posiciones son prácticamente indistinguibles entre sí. Por su parte, las composiciones de 15 imágenes parciales o más presenta una homogeneidad aceptable, mientras que con $M = 8$ se observan ciertos artefactos que reproducen el número de imágenes parciales utilizadas.

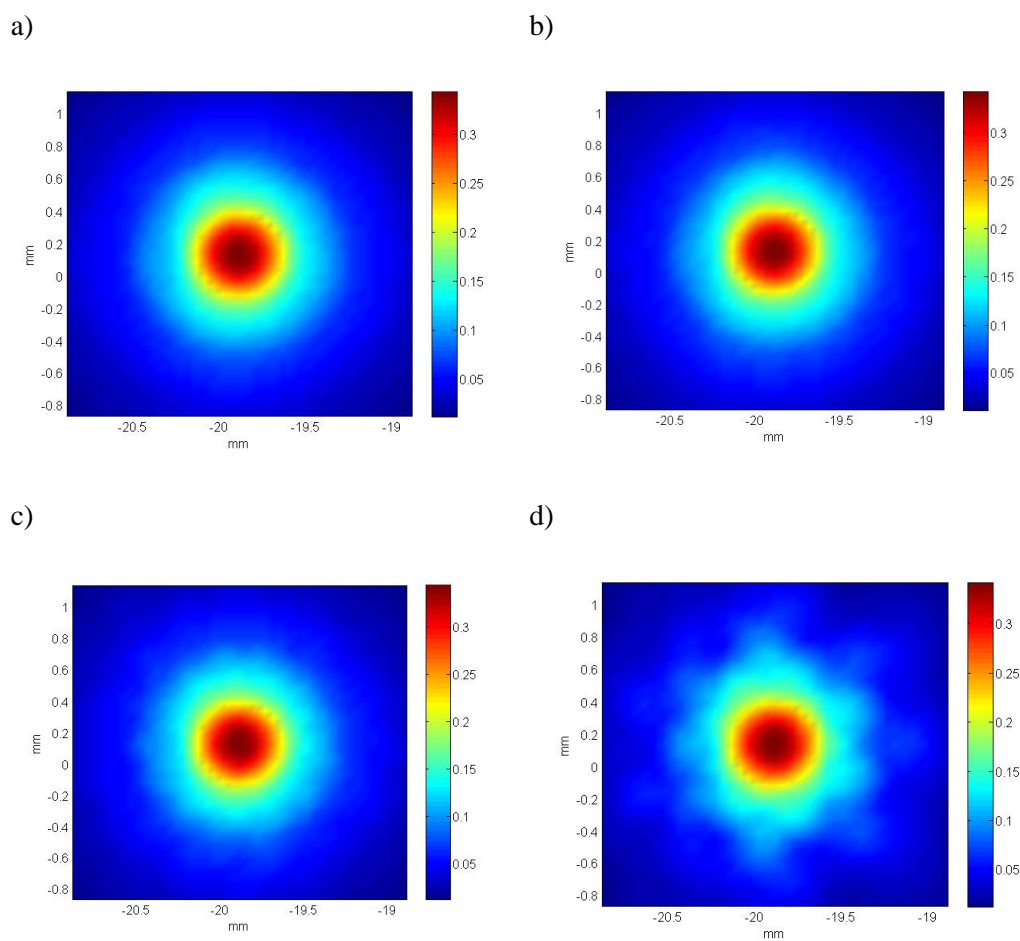


Figura 4.11 PSFC de un reflector en la posición (20.0) mm, con $M = 36$ (a), $M = 24$ (b), $M = 15$ (c) y $M = 8$ (d).

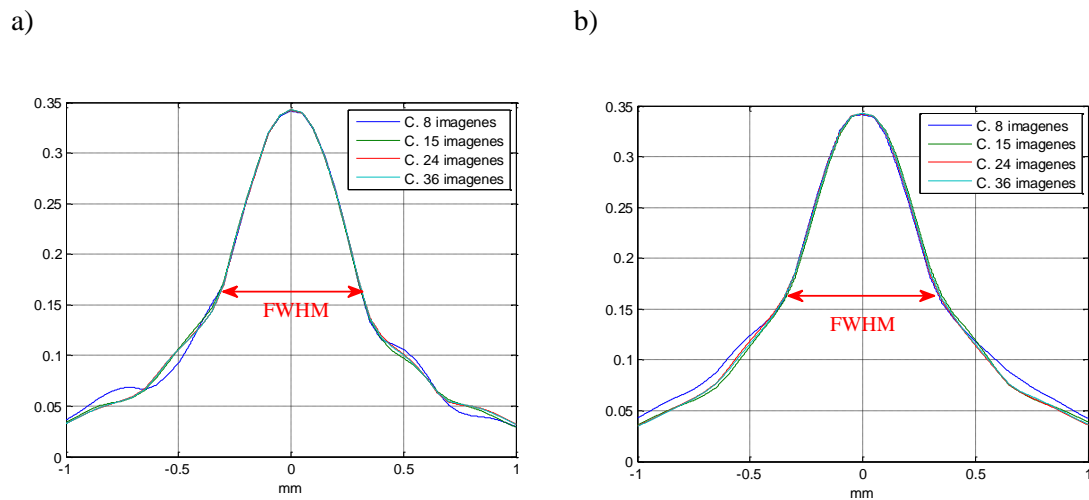


Figura 4.12 Corte en la dirección radial(a) y tangencial (b) de las PSFC, para un reflector en (20.0) mm y distinto número de imágenes parciales.

4.3.7 Diagramas de calidad experimentales.

Tras obtener imágenes compuestas del reflector en múltiples posiciones del área de imagen (§4.3.1) se tiene, para cada posición, la respuesta al impulso experimental del sistema de imagen compuesta (PSFC), que permite deducir valores de resolución radial, tangencial, excentricidad y amplitud en cada punto. De manera análoga a las simulaciones presentadas en §2.8 y §2.9, los resultados se presentan gráficamente, para facilitar la discusión y la comparación.

Resolución espacial

Los gráficos de la Figura 4.13 representan el error absoluto cometido en el experimento para las resoluciones radial y tangencial, considerando las imágenes compuestas con $M = 24$ y $M = 15$ imágenes parciales. Como cabe esperar, el error absoluto es prácticamente idéntico en ambos casos y se mantiene en un rango similar. El máximo error absoluto se obtiene en las medidas situadas en $\rho = 60.3$ mm, siendo de 0.06 mm para la resolución radial y 0.10 mm para la resolución tangencial. Esto supone desviaciones del orden de 0.13 y 0.22 veces la longitud de onda (λ) respecto a los valores previstos. En el resto de las medidas el error absoluto se sitúa por debajo de los 0.04 mm (0.09 λ), tanto para la resolución radial como para la tangencial.

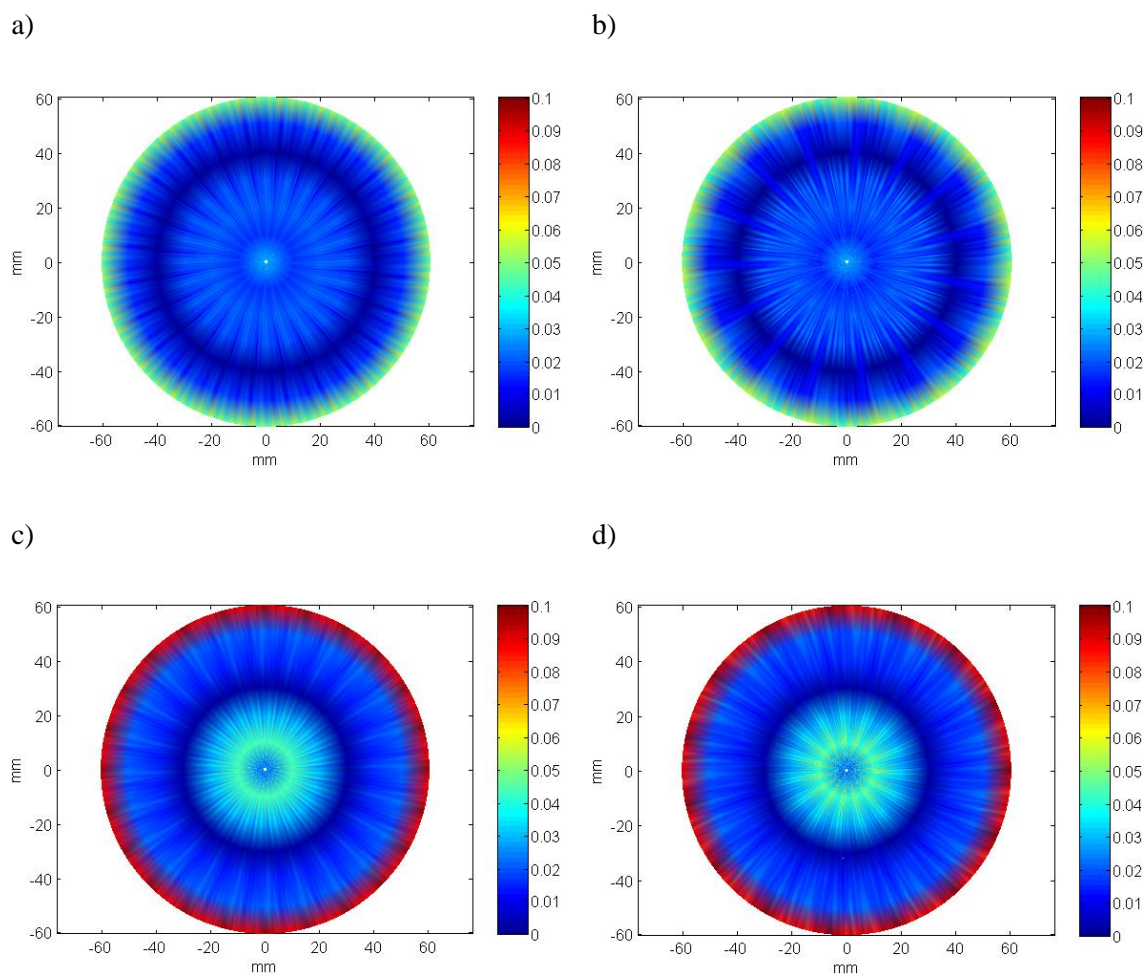


Figura 4.13 Error absoluto en las medidas de resolución radial para $M = 24$ (a) y $M = 15$ (b) imágenes parciales. Ídem para la resolución tangencial y $M = 24$ (c) y $M = 15$ (d).

El error relativo correspondiente a estas medidas es de hasta un 9.3% en la resolución radial y un 16% en la dirección tangencial, localizados en coordenada radial $\rho = 60.3$ mm. En el resto del área de imagen, el error relativo está por debajo del 3.5%.

El análisis de los errores permite concluir que el modelo propuesto es capaz de anticipar los valores obtenidos experimentalmente, si se obvian incertidumbres propias del sistema de imagen y las debidas a las dimensiones del reflector, salvo en las medidas obtenidas en las posiciones situadas en $\rho = 60.3$ mm. En estas ubicaciones, los ecos retornados por la aguja de acero, que son de elevada amplitud por la reflectividad de la interfaz agua-acero, saturaban la señal de entrada de los transductores (*A-Scan*) de las aperturas más próximas. Estas medidas se consideran un valor atípico y se excluyen del análisis posterior.

Las medidas experimentales de resolución radial se muestran en la Figura 4.14 a) y b), tanto para $M = 24$ como para $M = 15$ imágenes. Al igual que sucedía con el modelo teórico, los mapas

son prácticamente idénticos y los mejores valores de resolución se encuentran en la periferia. Estas conclusiones son válidas también para la resolución tangencial, representada en los gráficos Figura 4.14 c) y d) para $M = 24$ y $M = 15$ imágenes.

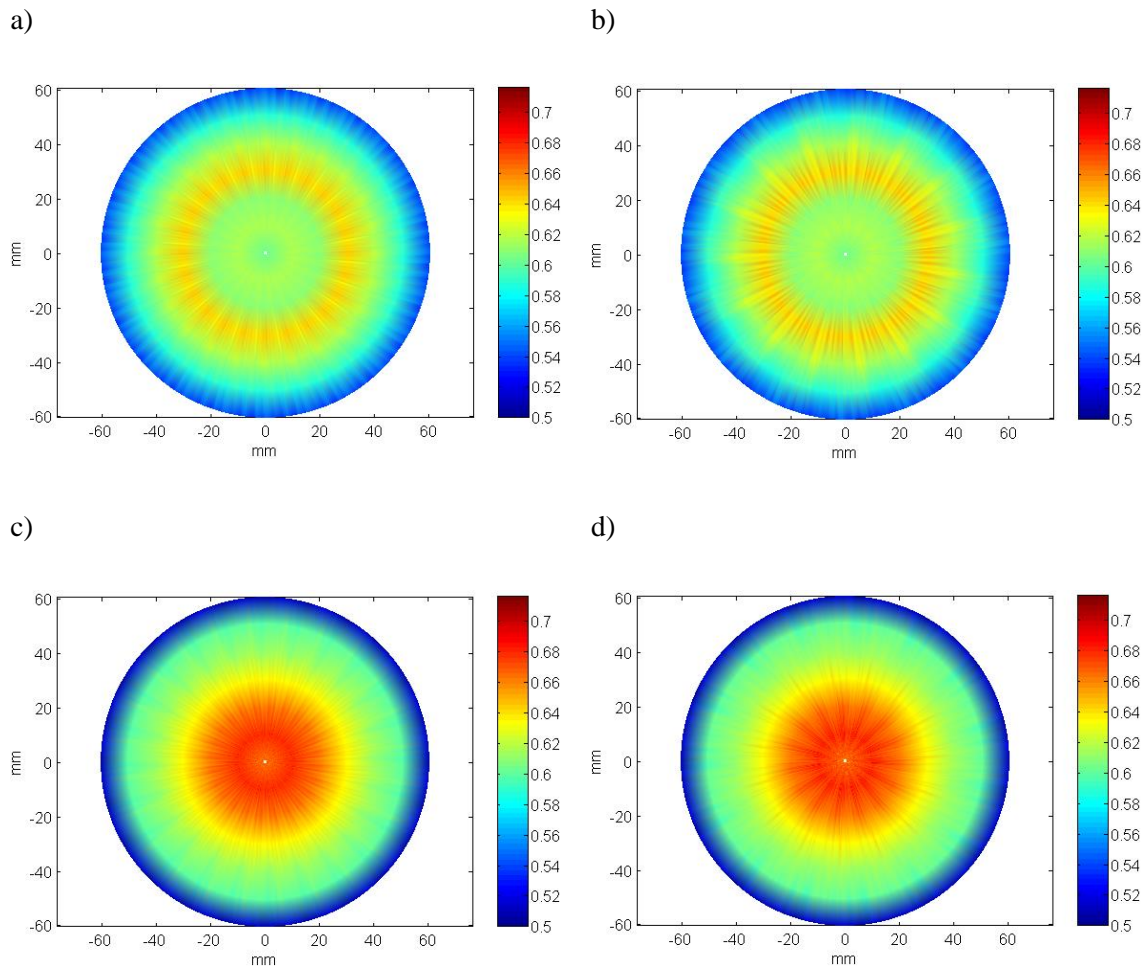


Figura 4.14 Resolución radial (a y b) y tangencial (c y d) medidos para $M=24$ (a y c) y $M=15$ (b y d).

La Tabla 4.4 muestra los valores máximo y mínimo de la resolución radial, junto con su posición del reflector en coordenadas polares centrales (ρ , ϕ) para $M = 24$ y $M = 15$ imágenes parciales. El valor medio de la resolución radial Δr en ambos casos ($M=24$ y $M=15$), es el mismo (0.60 mm).

Como conclusión, **se confirma la isotropía en resolución de la imagen circular compuesta.**

	M	ρ (mm)	ϕ (°)	Δr (mm)
Máximo	24	30.17	0.9	0.65
	15	30.17	3.9	0.65
Mínimo	24	50.50	6.7	0.59
	15	50.50	16.7	0.58
Valor Medio	24			0.61
	15			0.61

Tabla 4.4 Valores máximo, mínimo y medio de la resolución radial para composiciones de $M = 24$ y 15 imágenes

La Tabla 4.5 muestra la variabilidad de la resolución radial en la dirección angular, definida por la Ecuación (2.24). En la simulación, la variabilidad a lo largo de la coordenada angular era nula, por lo que la variación a lo largo de toda la imagen, de un 7%, tenía lugar en la dirección radial. En los experimentos la variabilidad en la coordenada angular resultó ser del 2% para la composición de $M = 24$ imágenes parciales y del 2.4% para la de $M = 15$ imágenes parciales. Estas desviaciones respecto al valor teórico, del orden de 0.03λ , entran dentro de los márgenes de incertidumbre de las medidas experimentales. La variabilidad de la resolución radial considerando toda el área de imagen es del 9.6% para $M = 24$ y del 10.8% para $M = 15$ imágenes. La desviación respecto a la simulación, inferior al 4% (0.05λ), puede ser nuevamente despreciada.

M	Variabilidad angular $v(\Delta r)$ (%)	Variabilidad global (%)
24	2.03	9.63
15	2.43	10.78

Tabla 4.5 Variabilidad en la coordenada angular y global de la resolución radial

Si se consideran las medidas obtenidas en $\rho = 60.3$ mm, se observa una variabilidad en la dirección angular similar (2.2% para $M = 24$ imágenes y 2.5% para $M = 15$ imágenes). Sin embargo, al observar la variabilidad de la resolución radial en toda la imagen, se tiene un 18.3%

para $M = 24$ imágenes y un 19.1% para $M = 15$ imágenes. Considerando la variabilidad global dada por el modelo teórico, 7%, los experimentos se desvían algo menos de 0.14λ . Esta desviación, aunque podría ser asumible, duplica la obtenida al excluir los valores atípicos.

De forma análoga, la Tabla 4.6 muestra la resolución tangencial máxima y mínima medida experimentalmente, junto con su ubicación. Tanto estos valores como el valor medio (0.64 mm) son similares a los obtenidos para la resolución radial, lo que confirma la homogeneidad de la resolución espacial.

	M	ρ (mm)	ϕ (°)	Δt (mm)
Máximo	24	10.00	5.4	0.68
	15	10.00	20.4	0.69
Mínimo	24	50.50	0.7	0.60
	15	50.50	7.7	0.51
Valor Medio	24			0.64
	15			0.64

Tabla 4.6 Valores máximo, mínimo y medio de la resolución tangencial para composiciones de $M = 24$ y 15 imágenes.

La Tabla 4.7 muestra los resultados de variabilidad de la resolución tangencial, que permiten extraer conclusiones idénticas a las obtenidas para la resolución radial: la variación de resolución a lo largo de toda la imagen tiene lugar principalmente en la dirección radial, al ser la variabilidad angular sensiblemente inferior. De igual modo, la imagen compuesta es más homogénea cuantas más imágenes se promedian. Al igual que sucedía en la dirección radial, la variación de la resolución tangencial en la dirección angular es despreciable (en este caso, inferior a 0.05λ), mientras que la variabilidad en toda el área efectiva se desvía del 7% previsto por el modelo planteado 0.12λ . En suma, la variación global de la resolución tangencial (0.20λ) no es significativa, por lo que el valor medio resulta una buena aproximación en toda el área de imagen y **la resolución puede considerarse un parámetro uniforme en toda la imagen.**

M	Variabilidad angular $v(\Delta t)$ (%)	Variabilidad global (%)
24	2.53	13.37
15	3.53	14.6

Tabla 4.7 Variabilidad en la coordenada angular y global de la resolución tangencial

Por otro lado, el valor medio de resolución espacial en la dirección radial (0.60 mm) y en la tangencial (0.62 mm) es del mismo orden que el esperado teóricamente (0.59 mm).

Sensibilidad.

La Figura 4.15 muestra el error relativo de la amplitud entre los valores previstos por el modelo teórico y los resultados experimentalmente medidos. La desviación entre experimento y simulación es inferior al 6.1% y al 9.9% en las imágenes compuestas con $M = 24$ y $M=15$ imágenes sectoriales, respectivamente. Por su parte, el error absoluto se encuentra acotado a 0.02 unidades en ambos casos.

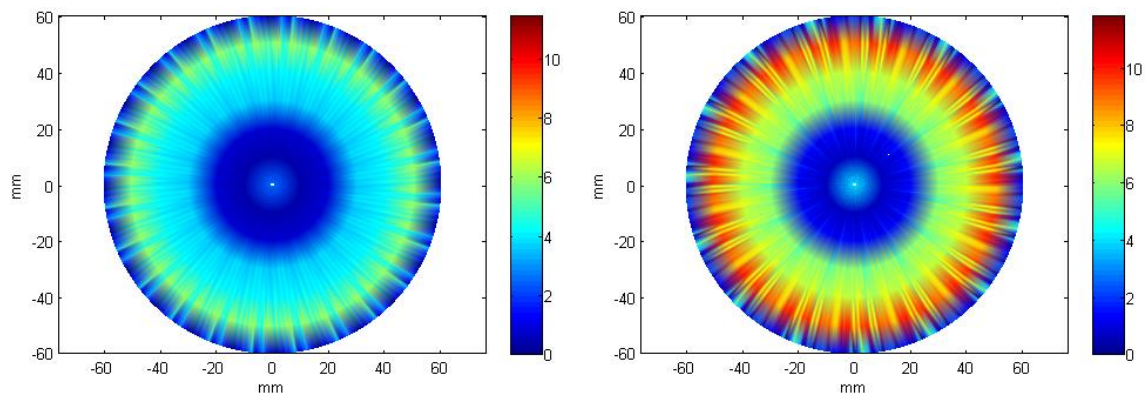


Figura 4.15 Error relativo en la amplitud de la composición de a) $M= 24$ y b) $M=15$ imágenes.

La Figura 4.16 muestra la distribución experimental de amplitud de las imágenes compuestas con $M = 24$ y $M = 15$ imágenes sectoriales. La Tabla 4.8 muestra los valores máximos y mínimos obtenidos, así como el valor medio. La amplitud máxima (0.35) se produce en la región central de la imagen ($\rho = 10$ mm) y la amplitud mínima (0.27) en la periferia ($\rho = 60.3$ mm). Ambos valores son similares y próximos al valor medio de amplitud en la imagen, 0.33.

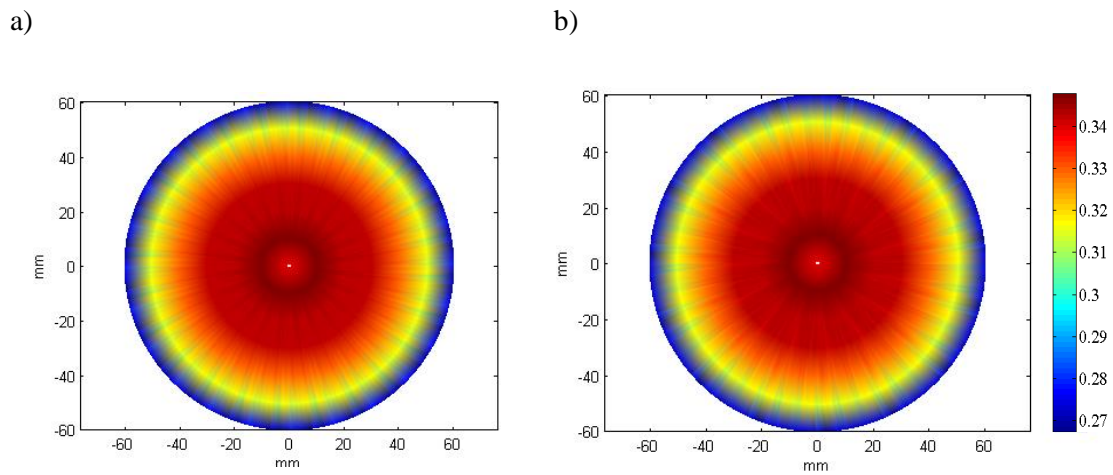


Figura 4.16 Mapa de amplitud correspondiente a la composición espacial de a) $M=24$ y b) $M=15$ imágenes experimentales.

	M	ρ (mm)	ϕ (°)	A
Máximo	24	10.00	8.37	0.35
	15	10.00	20.37	0.35
Mínimo	24	60.30	7.88	0.27
	15	60.30	8.88	0.27
Valor Medio	24			0.33
	15			0.33

Tabla 4.8 Valores máximo, mínimo y medio de la amplitud para composiciones de $M = 24$ y 15 imágenes

De esta manera, la máxima variación de amplitud es de un 24% (Tabla 4.9), mientras que el rango de esta variable en la dirección angular es de un 3%, aproximadamente, en ambos casos. Estos datos evidencian que **la amplitud depende principalmente de la coordenada radial**, tal y como anticipaba el modelo teórico propuesto.

M	Variabilidad angular $v(A)$ (%)		Variabilidad global (%)	
	Experimental	Simulado	Experimental	Simulado
24	3.22	0.01	24.62	21.91%
15	2.83	0.42	24.32	22.11%

Tabla 4.9 Variabilidad de la sensibilidad con las coordenadas angular y global.

Por otro lado, si se excluyen las medidas en la periferia, $\rho = 60.3$ mm (Tabla 4.10), las variaciones de amplitud quedan reducidas al 10.9%, algo que también predecía el modelo teórico. Por tanto, al igual que en la simulación, la amplitud es homogénea en las posiciones no periféricas ($\rho < 60$ mm).

M	Variabilidad angular $v(A)$ (%)		Variabilidad global (%)	
	Experimental	Simulado	Experimental	Simulado
24	1.66	0.00	10.89	15.46
15	1.74	0.04	10.86	15.48

Tabla 4.10 variabilidad en la coordenada angular y global de la sensibilidad, excluyendo $\rho=60$ mm

Como conclusión, las medidas experimentales confirman que la imagen circular compuesta puede considerarse isótropa a partir de la composición de 15 imágenes parciales.

4.4 EXPERIMENTACIÓN CON UN MANIQUÍ DE MAMA

La experimentación con un maniquí de mama pretende verificar el método de Composición Circular de Imágenes propuesto en este trabajo. Este método incluye la estimación de la velocidad media en el tejido, la corrección de la trayectoria de las líneas de barrido en la interfaz agua-maniquí, y la interpolación bilineal generalizada, en la que las líneas de barrido no tienen un origen común.

A este fin se analizan tres conjuntos de imágenes. En primer lugar, las imágenes sectoriales o *B-Scan* individuales adquiridos. Este conjunto de imágenes permite analizar la dependencia de este tipo de imágenes con la posición de la apertura. En segundo lugar, la composición espacial sin corregir los efectos de la refracción, en la que se pueden analizar los artefactos generados y la necesidad de corregirlos. Por último, se presenta la Composición Circular de Imágenes, tras la corrección, destacando los avances de esta imagen respecto a la de ecografía convencional. Para las composiciones espaciales se han empleado $M = 12$ y $M = 36$ imágenes *B-Scan* parciales. Según se indicó en el Capítulo 2, $M = 12$ imágenes parciales deberían de ser suficientes para obtener una imagen de suficiente calidad. Para ello se comparan con la composición espacial de $M = 36$ imágenes, poniendo de relevancia los efectos de añadir imágenes extra a la composición espacial.

Como métricas de calidad de imagen para este estudio se utilizan el contraste (*CR*) y el contraste a ruido (*CNR*). Las medidas se efectúan sobre las mismas regiones en todas las imágenes, tal y como se describe en §4.4.2.

El contraste se definió en la Ecuación (1.1), repetida aquí por conveniencia:

$$CR = -20 \log \frac{\mu_q}{\mu_f} \quad (4.5)$$

El contraste a ruido, definida en la Ecuación (1.2), es:

$$CNR = \frac{CR}{\sqrt{\sigma_f^2 + \sigma_q^2}} \quad (4.6)$$

4.4.1 Metodología general

Para obtener imágenes de un símil de tejido biológico, se ha utilizado un maniquí de entrenamiento de biopsias de mama (CAE Healthcare, Sarasota FL, EE.UU, referencia BPB170) [CAE]. Se han adquirido 36 imágenes sectoriales (*B-Scan*) a intervalos angulares regulares, con los parámetros de calibración y la configuración de la rejilla de reconstrucción que se muestran en la Figura 4.17, donde los valores de radio de giro (R), ángulo de desviación del array (β) y velocidad de propagación (c_0) se obtienen de la calibración descrita en §4.2. La rejilla de reconstrucción es de 170×170 mm con una distancia entre píxeles de 0.05 mm.

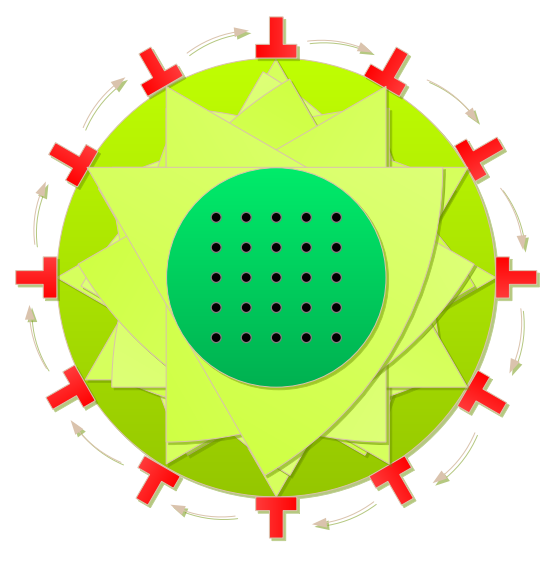
	Radio de giro R (mm)	94.32
	Ángulo de desviación β (°)	-1.27
	Velocidad de propagación en agua (c_0)	
	1.468 mm/ μ s	
	Rejilla de Reconstrucción	
	Dimensiones (mm)	Res. de píxel (mm)
	170 x 170	0.05

Figura 4.17 Parámetros de adquisición

4.4.2 Determinación de las regiones de medida

La Figura 4.18 muestra las estructuras del maniquí que emulan lesiones típicas en el cribado de cáncer de mama. Estos son las microcalcificaciones (*uCs*), el quiste hiperecoico *QC* y los quistes anecoicos *QA* y *QB*. Para poder distinguir entre las dos microcalcificaciones situadas en el boque *uCs* se empleará la etiqueta *uC1* para la superior y la etiqueta *uC2* para la inferior.

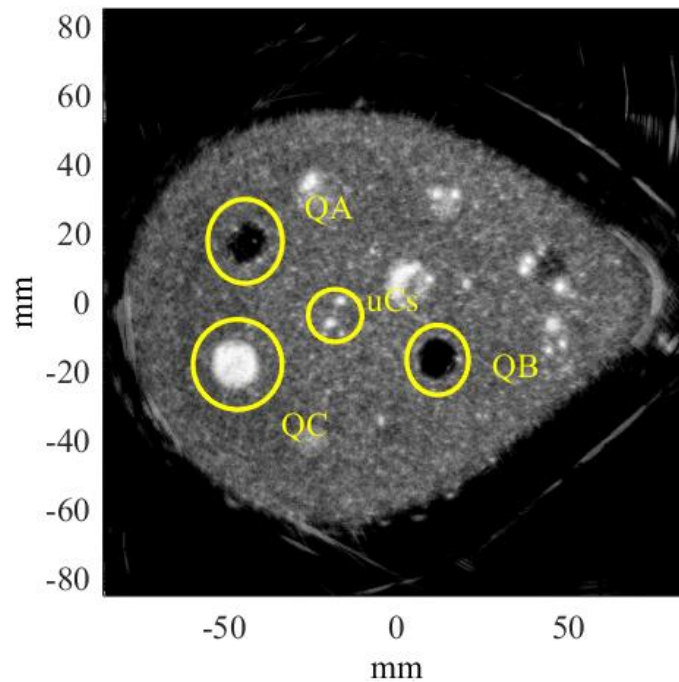


Figura 4.18 Regiones objeto de análisis de *CR* y *CNR*.

La medida del contraste (*CR*) y del contraste a ruido (*CNR*) requiere considerar dos regiones de la imagen. Una región debe ser una muestra de la textura del objeto a analizar, mientras que la otra debe serlo del fondo circundante.

Para este análisis, las regiones de medida serán cuadrados de 4x4 mm, excepto para las microcalcificaciones, en las que se tomará el valor máximo como medida de amplitud dentro del objeto. La Figura 4.19 presenta la disposición de las regiones de medida para los distintos objetos de interés. Con la región cuadrada de borde amarillo se muestrea el interior de los objetos (quistes), mientras que los cuadrados de lado rojo muestrean el fondo de la imagen.

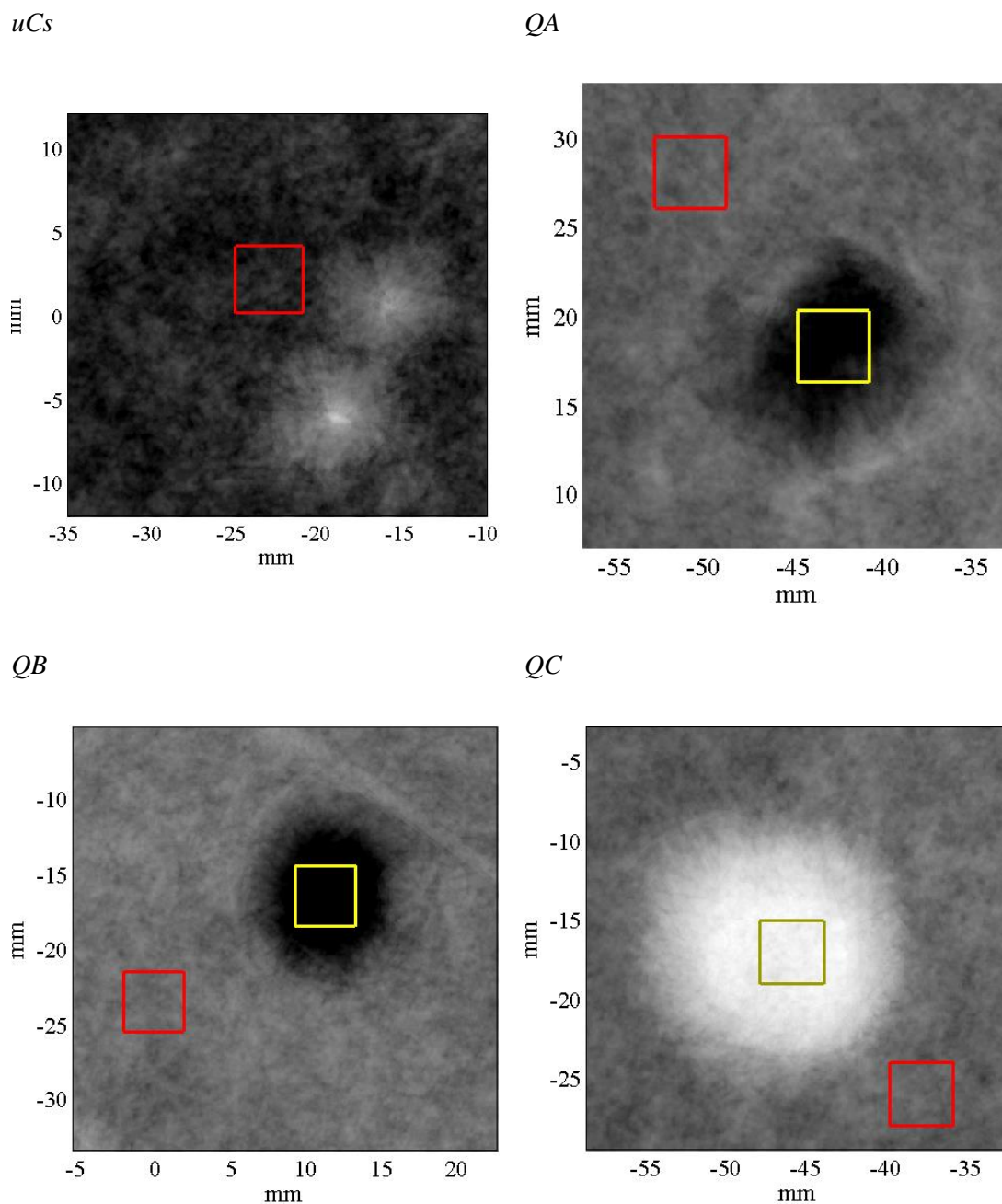


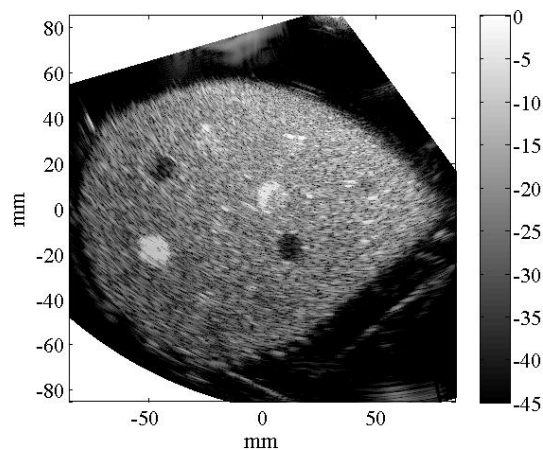
Figura 4.19 Regiones de medida en los objetos de interés (amarillo) y en el fondo de la imagen dado por el speckle circundante (rojo).

De estas regiones de medida se obtienen dos estadísticos a partir de los píxeles que contienen. Así, se dispone del valor medio de intensidad y desviación típica tanto en el interior del objeto (μ_q y σ_q) como en el fondo que lo rodea (μ_f y σ_f). Para evaluar el contraste en las microcalcificaciones, se considera la intensidad del píxel tomado como muestra, además de su posición. Esto permite observar claramente cómo varía la posición aparente de un objeto con la posición de la apertura, aspecto que se analiza más adelante.

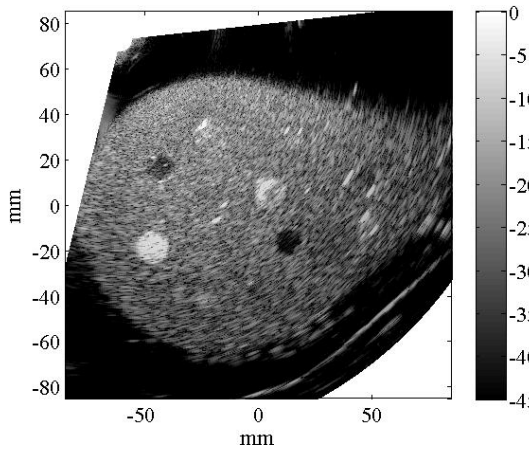
4.4.3 Medidas sobre imágenes sectoriales convencionales.

La Figura 4.20 presenta tres imágenes sectoriales o *B-Scans* adquiridos desde diferentes posiciones (Figura 4.20a $\phi = 70^\circ$, Figura 4.20b $\phi = 130^\circ$ y Figura 4.20c $\phi = 270^\circ$). Tanto en las leyes focales como en la formación de la imagen se asume un medio homogéneo con velocidad de propagación igual a la de calibración del agua ($c_0 = 1.468 \text{ mm}/\mu\text{s}$).

a)



b)



c)

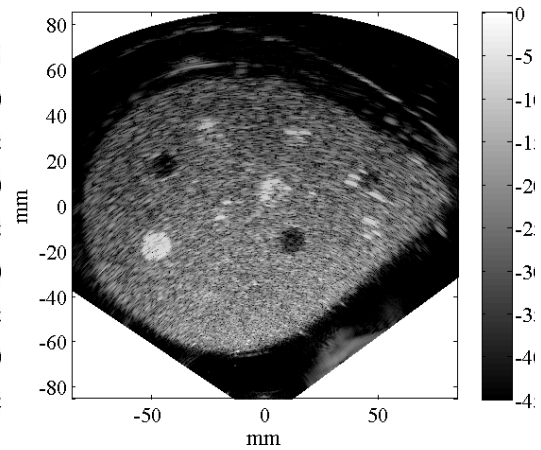


Figura 4.20 *B-Scans* convencionales adquiridos a $\phi = 70^\circ$, b) $\phi = 130^\circ$ y c) $\phi = 270^\circ$ asumiendo un medio homogéneo de $c_0 = 1.468 \text{ mm}/\mu\text{s}$.

En este apartado se presentan medidas de contraste (*CR*) y contraste a ruido (*CNR*) de las regiones de interés. Además, se evalúa la variación de la posición de las indicaciones en función de la posición de la apertura cuando no se efectúa corrección de velocidad. Las

microcalcificaciones, al ser objetos hiperecoicos y prácticamente puntuales, permiten determinar fácilmente los errores de posicionamiento de la imagen.

Microcalcificaciones.

La Figura 4.21 muestra detalles de las regiones donde se han efectuado medidas de contraste para las microcalcificaciones. Con borde rojo se muestra la región de fondo y con borde amarillo la región correspondiente a la microcalcificación.

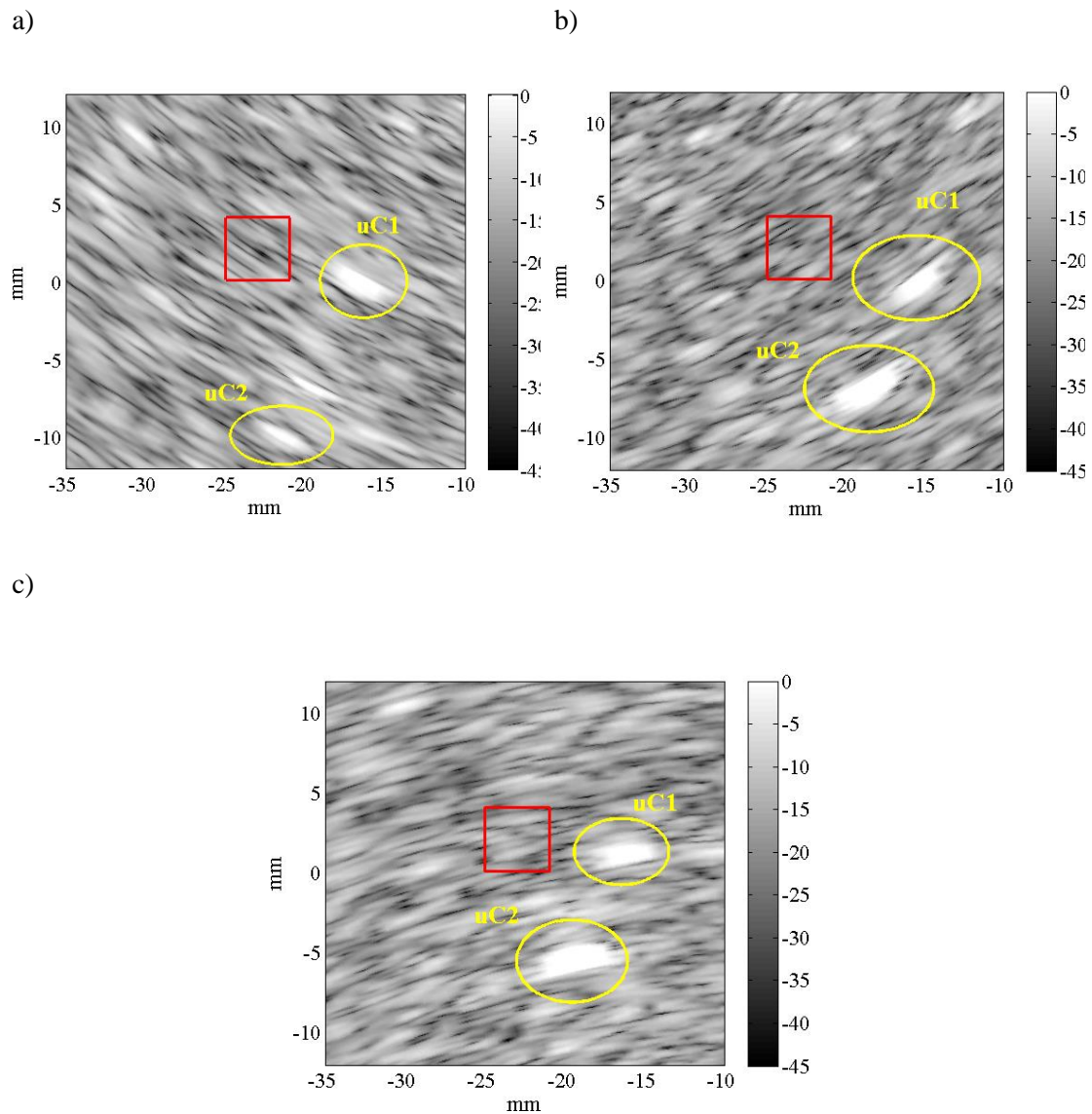


Figura 4.21 Detalle de las muestras de fondo (rojo) empleadas para las medidas de CR de las microcalcificaciones $uC1$ y $uC2$, destacadas en amarillo, para las posiciones de la apertura a) $\phi = 70^\circ$, b) $\phi = 130^\circ$, c) $\phi = 270^\circ$.

Cuando la apertura está situada en $\phi = 70^\circ$ (a), el enmascaramiento (*shadowing*) producido por un quiste hiperecoico hace que la indicación de la microcalcificación $uC2$ baje de nivel y pueda pasar desapercibida en medio del *speckle*. Además, las dimensiones del haz a estas profundidades hacen que lo que debería de ser un pequeño círculo aparezca deformado en la dirección lateral, por lo que su aspecto cambia en cada observación.

La Tabla 4.11 presenta las medidas de contraste en cada una de las imágenes sectoriales con un valor medio de 15.8 dB. Por su parte, las posiciones aparentes de la microcalcificación, obtenidas de las 36 imágenes sectoriales adquiridas en torno al maniquí, presentan un centro de

masas en las coordenadas (-17.17, 0.76) mm y una dispersión, dada por la desviación típica observada en cada coordenada, de (1.58, 1.64) mm. Estas medidas ponen de relevancia una de las principales limitaciones de la composición de imágenes sin corrección de la refracción, como es la incertidumbre en la ubicación de las lesiones.

ϕ (°)	Localización		CR (dB)
	x (mm)	y (mm)	
70	-19.05	1.75	14.6
130	-16.56	-0.24	17.2
270	-15.50	1.50	15.7
Valor medio			15.8

Tabla 4.11 Localización y contraste (CR) medidos para la microcalcificación uC1 en las imágenes sectoriales

El estudio se ha repetido para la microcalcificación uC2, cuyos resultados se muestran en la Tabla 4.12. Los valores de contraste y dispersión de la localización aparente, (1.92, 1.42) mm, son análogos al caso anterior.

ϕ (°)	Localización		CR (dB)
	x (mm)	y (mm)	
70	-23.00	-4.95	14.3
130	-20.70	-7.35	18.0
270	-19.40	-5.95	15.6
Valor medio			15.9

Tabla 4.12 Localización y contraste medidos para la microcalcificación uC2 en las imágenes sectoriales

Quistes anecoicos.

La Figura 4.22 muestra detalles de las regiones donde se han efectuado medidas de contraste para los quistes anecoicos QA y QB . Con borde rojo se muestra la región de fondo y con borde amarillo la región correspondiente al quiste. La localización aparente es más difícil de determinar en el caso de los quistes, ya que no se puede determinar la posición de su centro de forma fiable. La variabilidad en los valores de CR y CNR se explica por las distintas características del haz a diferentes distancias y posiciones angulares. En particular, el contenido de grises en estos quistes se debe a los efectos de los lóbulos laterales del array (idealmente, el interior de un quiste anecoico debería visualizarse en negro).

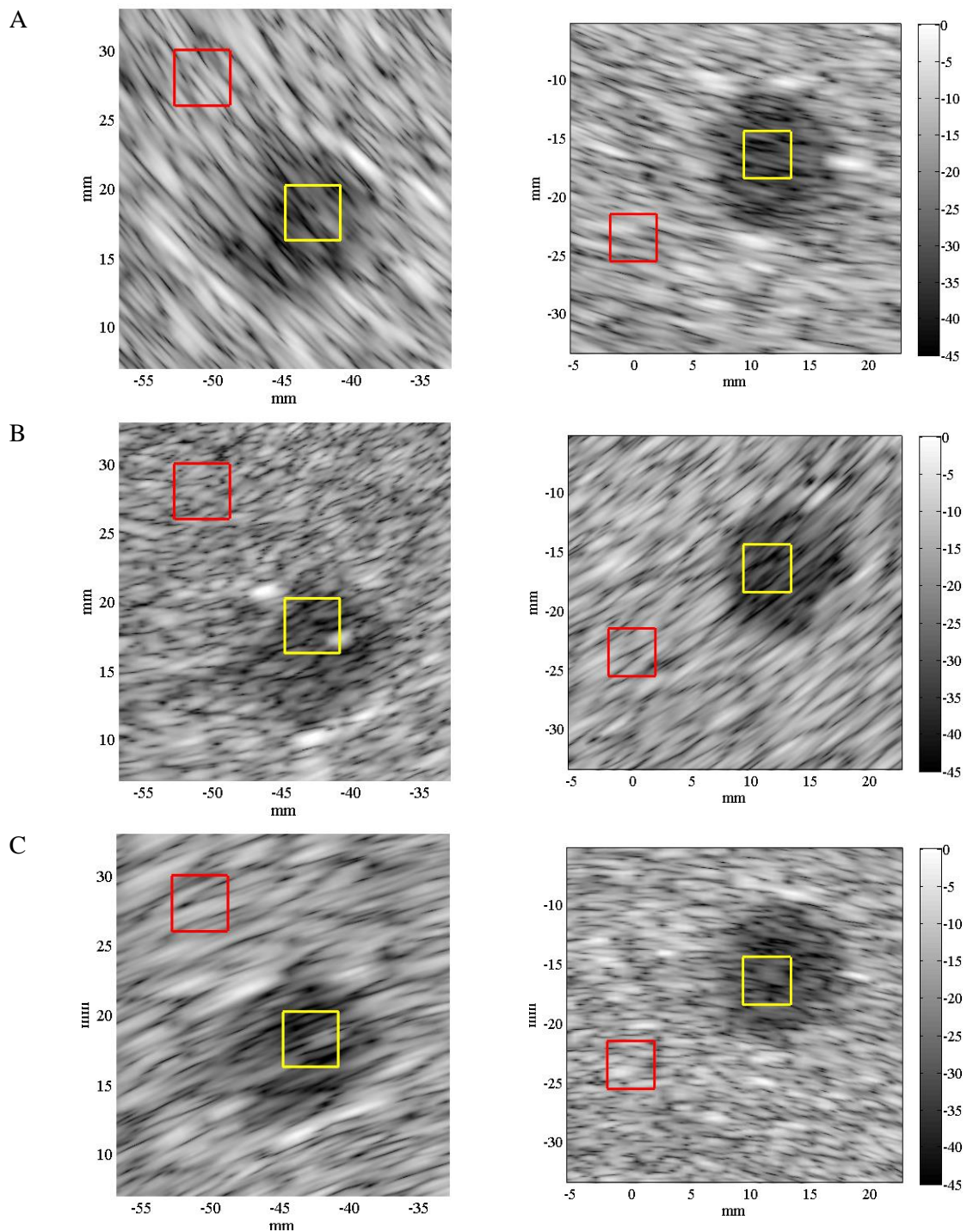


Figura 4.22 Detalles de las muestras de fondo (rojo) y quiste (amarillo) empleadas en las medidas de CR y CNR en los quistes QA y QB, para las posiciones de la apertura a) $\phi = 70^\circ$, b) $\phi = 130^\circ$, c) $\phi = 270^\circ$.

En consecuencia, el quiste anecoico QA presenta dispersión en las medidas de contraste y contraste a ruido, tal y como se aprecia en la Tabla 4.13.

ϕ (°)	CNR	CR (dB)
70	1.66	15.78
130	4.82	7.93
270	3.06	13.04
Valor medio	3.18	12.25

Tabla 4.13 Contraste (CR) y Contraste a ruido (CNR) medidos en el quiste anecoico QA para las imágenes sectoriales o B-Scan

El quiste anecoico QB presenta unas características similares a las de QA, aunque con menor variabilidad en los parámetros CR y CNR, mostradas en la Tabla 4.14.

ϕ (°)	CNR	CR (dB)
70	1.35	17.19
130	2.14	16.24
270	1.02	17.64
Valor medio	1.50	17.02

Tabla 4.14 Contraste a ruido (CNR) y contraste (CR) medidos en el quiste anecoico QB.

En suma, la capacidad de detección de los quistes anecoicos depende de la posición de la apertura, si bien en menor medida que las microcalcificaciones, gracias a su tamaño.

Quiste hiperecoico.

Al igual que en los casos anteriores, la presenta las regiones de la imagen empleadas para el cálculo del contraste del quiste QC.

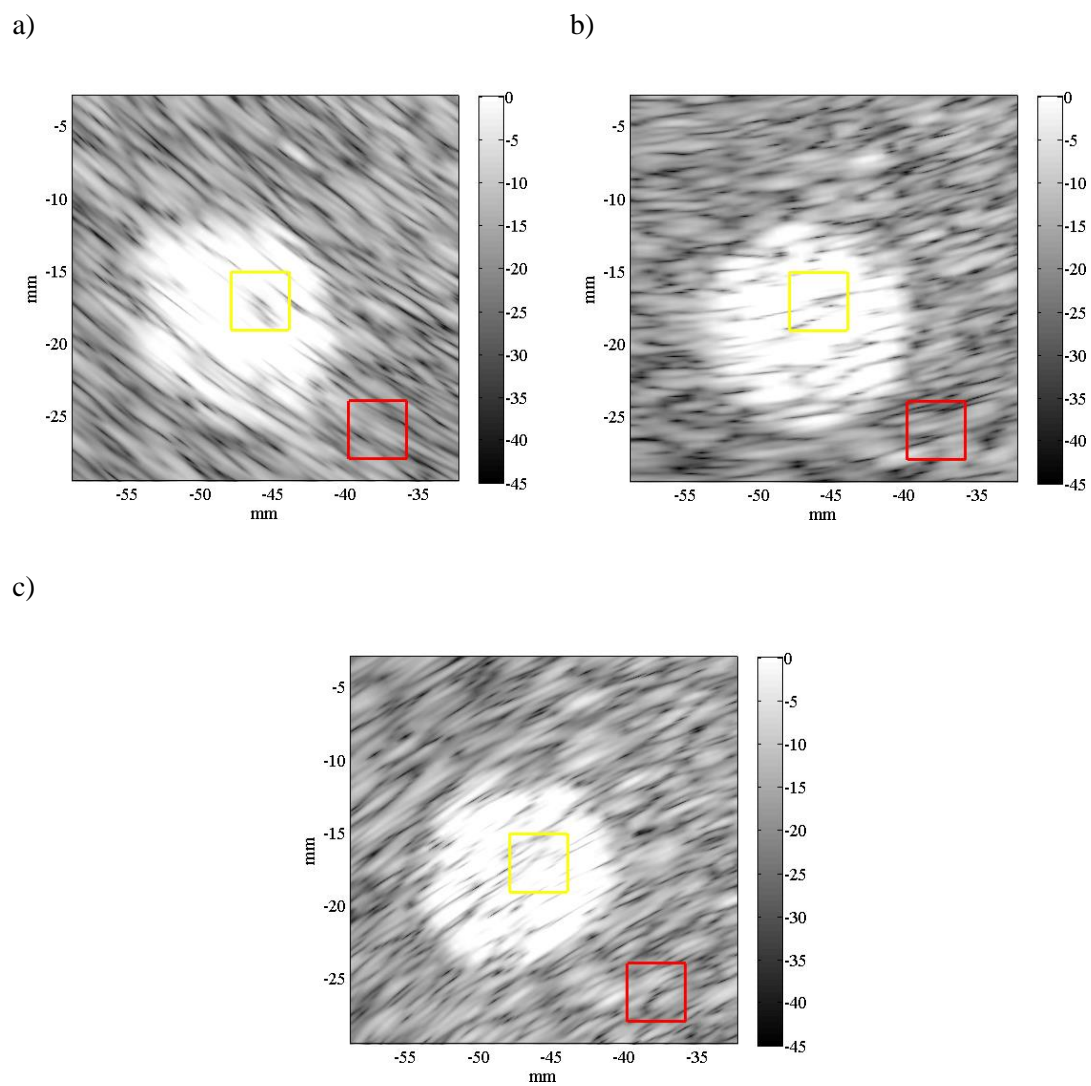


Figura 4.23 Detalles de las muestras de fondo (rojo) y quiste (amarillo) empleadas en las medidas de CR y CNR en el quiste QC, para las posiciones de la apertura a) $\phi = 70^\circ$, b) $\phi = 130^\circ$, c) $\phi = 270^\circ$.

Tal y como se observa en la Tabla 4.15, el quiste hiperecoico QC presenta, al igual que los casos anteriores, cierta dispersión en las medidas de contraste (CR), lo que es característico en la imagen ecográfica convencional.

ϕ (°)	CR (dB)
70	18.52
130	16.38
270	11.48
Valor medio	15.46

Tabla 4.15 Contraste (CR) medido en el quiste hiperecoico QC

Valor medio y dispersión de la intensidad del speckle en las imágenes sectoriales

La observación de las medidas realizadas en las regiones de fondo de la imagen permiten obtener una visión global del *speckle* en el conjunto de las 36 imágenes sectoriales o *B-Scans* adquiridos. A partir del valor medio y desviación típica medidos en cada una de las muestras, se ha obtenido el valor medio y la desviación típica, representados en la Tabla 4.16. Para hallar esta última magnitud, se han promediado las desviaciones típicas, tras normalizarlas respecto al valor medio correspondiente.

Valor medio del <i>speckle</i> (μ_f)	Desviación típica (σ_{nf})
0.16	0.53

Tabla 4.16 Valor medio y desviación típica de la intensidad del *speckle* en los 36 *B-Scans* adquiridos

En suma, los resultados ponen de relieve las limitaciones de la ecografía convencional. La desviación típica del *speckle*, del orden de tres veces el valor medio, pone de manifiesto la dificultad para reconocer lesiones, lo que depende en gran medida de la posición del transductor. Por otra parte, las estructuras (quistes, masas, etc.) presentan una gran variabilidad morfológica en función de su posición en relación al array. Finalmente, la posición de los reflectores puntuales varía con la del array si no se considera la velocidad de propagación correcta en el tejido. Estos resultados se compararán con los que proporciona la composición circular de imágenes.

4.4.4 Medidas sobre imágenes compuestas sin corregir la velocidad de propagación.

La Figura 4.24 muestra el resultado de la composición espacial para $M = 36$ y $M = 12$ imágenes sectoriales sin efectuar ninguna corrección. El mal solapamiento de las indicaciones da lugar a una serie de artefactos, que se van a observar en detalle sobre los objetos de interés.

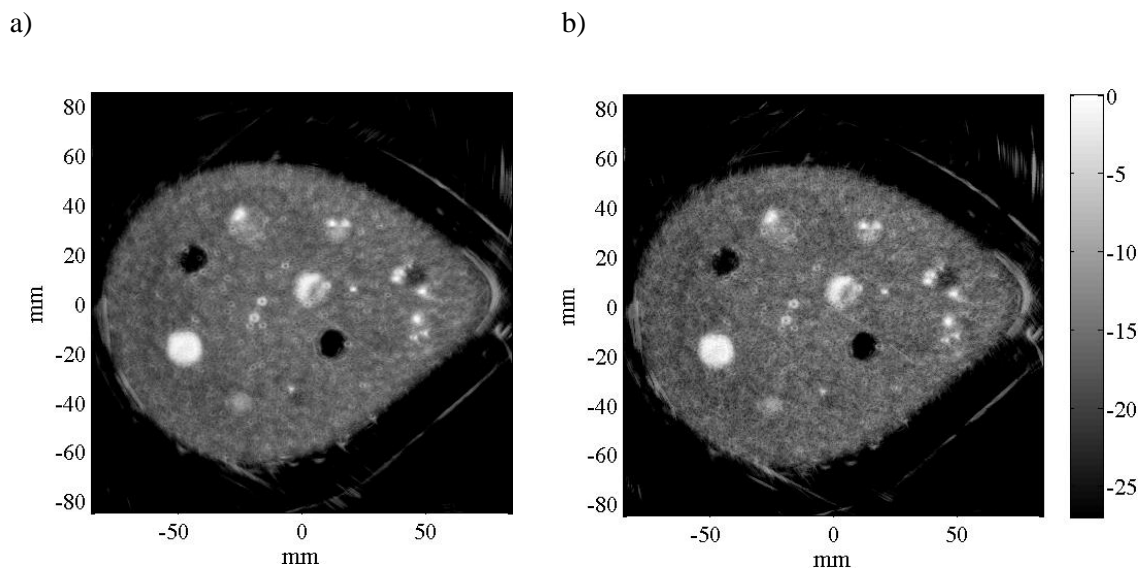
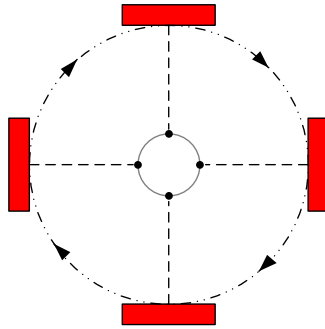


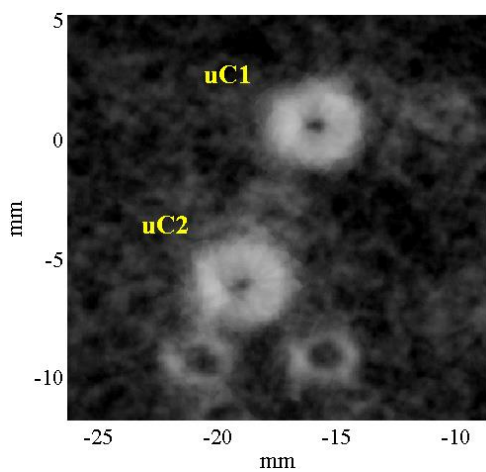
Figura 4.24 Composición espacial de a) $M = 36$ y b) $M = 12$ imágenes sectoriales sin corrección de la refracción.

La Figura 4.25b) y la Figura 4.25c) muestran detalles de las microcalcificaciones $uC1$ y $uC2$ donde, en lugar de producirse dos puntos de alta intensidad se generan coronas circulares. La Figura 4.25a) proporciona una interpretación gráfica: Cuando la velocidad de propagación no es correcta, las imágenes parciales de un reflector puntual se sitúan en diferentes posiciones dentro de la rejilla de reconstrucción, dando lugar a la formación de circunferencias, lazos o bucles. La dispersión de ubicaciones observadas en la ecografía convencional, en torno a los 1.6mm, coincide con el radio de los artefactos.

a)



b)



c)

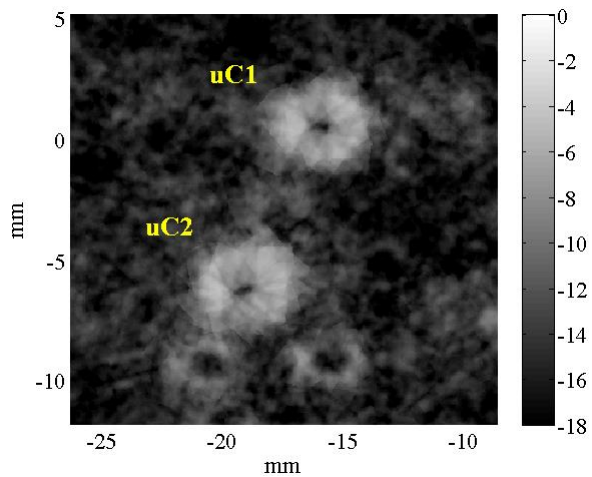


Figura 4.25 Interpretación geométrica (a) y detalle de la composición circular sin corregir la velocidad de propagación en las microcalcificaciones $uC1$ y $uC2$ para b) $M=36$ y c) $M = 12$.

La Figura 4.26, muestra las imágenes compuestas del quiste hiperecoico QC y del anecoico QA para $M=36$ y $M=12$ sin realizar ninguna corrección de velocidad de propagación en el tejido. El contorno de los quistes no tiene buena definición, siendo este efecto más destacado en el caso del anecoico donde, además, se observa la forma de bucle que adoptan los reflectores puntuales. La geometría del contorno está asociada al diagnóstico de la malignidad de la lesión [Kobayashi 74], por lo cual es importante representarla con precisión.

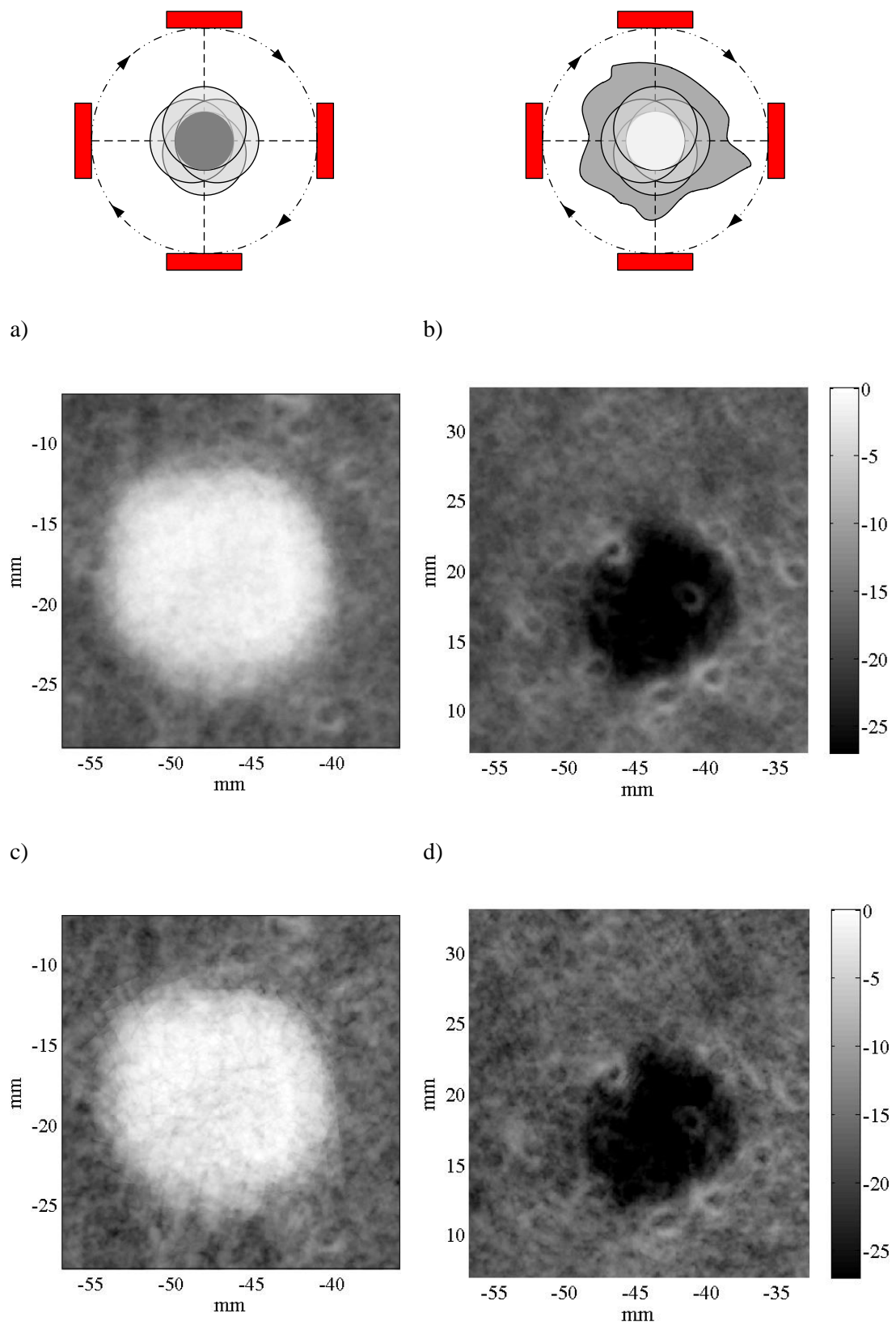


Figura 4.26 Detalle de la composición circular sin corregir la velocidad de propagación en los quistes QC (a) $M = 36$ imágenes, c) $M = 12$), y QA (b) $M = 36$, d) $M = 12$).

Para obtener resultados homologables a los obtenidos en el conjunto de imágenes *B-Scan* adquiridas, se han medido las figuras de contraste (*CR*) y contraste a ruido (*CNR*) tomando como las muestras de fondo y quiste en la misma posición que en el apartado anterior.

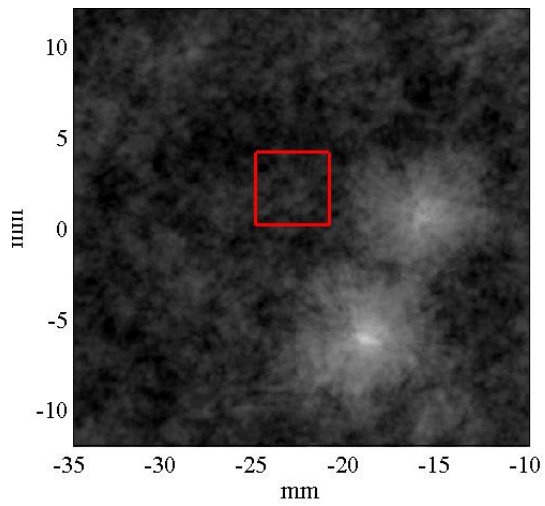
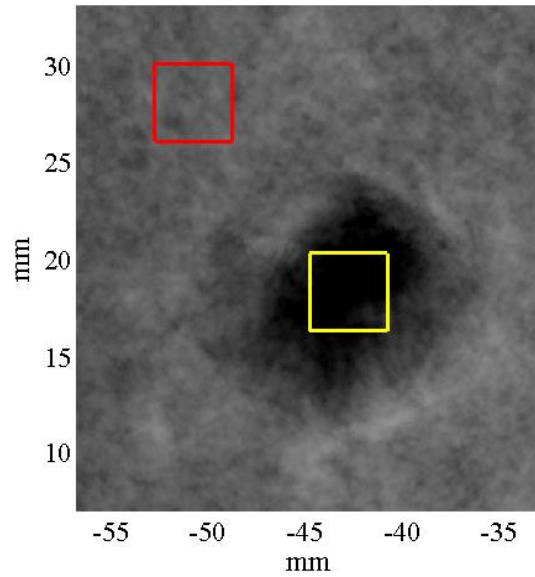
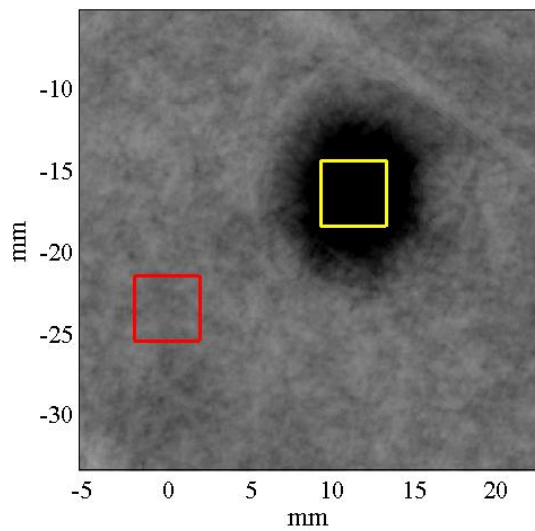
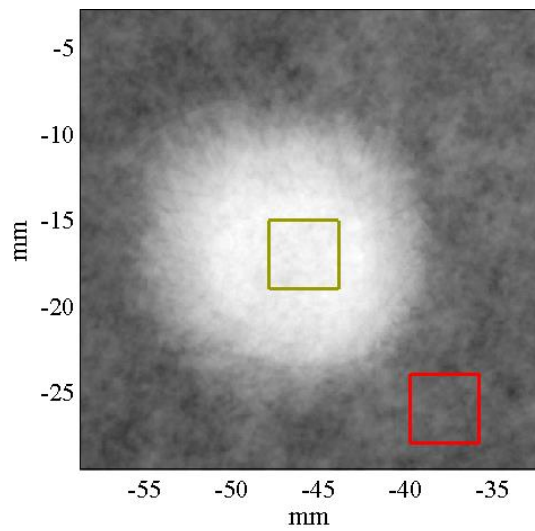
uCs*QA**QB**QC*

Figura 4.27 Regiones de medida en los objetos de interés (amarillo) y en el fondo de la imagen dado por el speckle circundante (rojo).

La Tabla 4.17 muestra, de manera análoga a la Tabla 4.16, el valor medio y la desviación típica de intensidad del *speckle* en la imagen compuesta con $M=36$ y $M=12$ y para un *B-Scan* aislado.

La dispersión obtenida para la composición de $M = 12$ imágenes es $\sqrt{11}$ menor a la desviación típica de los *B-Scan*, valor próximo al teórico establecido en [Shankar 85] (\sqrt{M}) al componer imágenes incorreladas. Para $M = 36$ la desviación típica es $\sqrt{22}$ veces menor, más alejada del valor teórico, lo que indica una mayor correlación espacial entre imágenes.

M	Valor medio del <i>speckle</i> (μ_f)	Desviación típica (σ_{nf})
36	0.12	0.11
12	0.13	0.16
<i>B-Scan</i>		
	0.16	0.53

Tabla 4.17 Valor medio y desviación típica de la intensidad del *speckle* en la composición espacial sin corregir

La Tabla 4.18 proporciona las figuras de *CR* para las microcalcificaciones ($uC1$, $uC2$) y el quiste hiperecoico *QC*. Debe tenerse en cuenta que, al no corregir la refracción, las imágenes individuales de las microcalcificaciones apenas se solapan, por lo que la amplitud se reduce por el efecto del promediado. De esta manera, el contraste está entre 4.5 y 6 dB por debajo de los obtenidos en un *B-Scan* convencional. Esta diferencia es apenas de 1 dB en el quiste hiperecoico porque, debido a su mayor tamaño, se produce un solape entre imágenes parciales a pesar del error en la velocidad de propagación.

M	Contraste (<i>CR</i>) (dB)		
	$uC1$	$uC2$	<i>QC</i>
36	11.3	11.2	14.7
12	10.9	10.3	14.3

Tabla 4.18 Contraste medido en las microcalcificaciones $uC1$ y $uC2$, y en el quiste hiperecoico *QC*.

El contraste a ruido (*CNR*) y el contraste (*CR*) de los quistes anecoicos *QA* y *QB* se presentan en la Tabla 4.19. El contraste muestra valores ligeramente inferiores a los del *B-Scan* (entre -0.4

y -1.2 dB). Sin embargo, el contraste a ruido es de entre 3.3 a 5 veces mayor que en el caso convencional. Esto se debe principalmente la homogeneización de la textura tanto en el *speckle* circundante como dentro del quiste.

M	CNR		CR (dB)	
	QA	QB	QA	QB
36	14.4	8.2	11.8	15.8
12	10.4	5.9	11.8	15.9

Tabla 4.19 Contraste a ruido (CNR) y Contraste (CR) para los quistes anecoicos QA y QB

En resumen, la composición espacial consigue una reducción del *speckle*, fundamentalmente su variabilidad, proporcionando imágenes con texturas más homogéneas. Sin embargo, aparecen artefactos debidos a una mala estimación en la velocidad media de propagación en el maniquí de mama y a los efectos de la refracción que se producen en la interfaz entre ambos medios de propagación. Por esta razón es importante considerar la velocidad verdadera en el tejido y corregir la refracción en la interfaz agua-tejido.

4.4.5 Aplicación de la metodología de corrección de la imagen.

Tal y como se expuso en el Capítulo §3, la corrección de la refracción en la imagen requiere determinar, por un lado, la geometría de la interfaz agua-tejido y, por otro, estimar la velocidad media de propagación en el tejido. Para que la estimación sea más fiable, se proponen dos métodos complementarios: uno a partir de la correlación cruzada de *B-Scan* emitidos desde aperturas enfrentadas (1.1.6.1) y otro a partir de la comparación de distintas composiciones espaciales de imágenes corregidas a diferentes velocidades mediante métricas de nitidez (1.1.6.2).

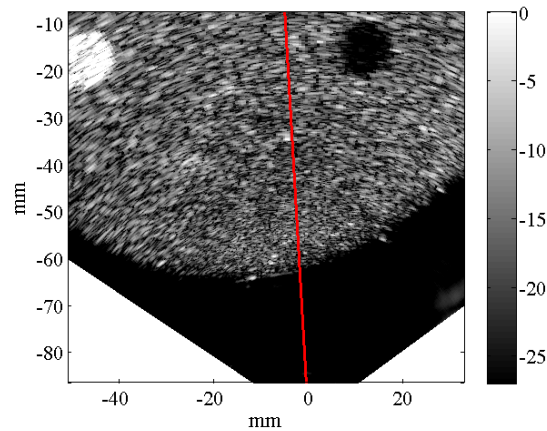
En este apartado se aplican los métodos anteriores con $M = 12$ y $M = 36$ imágenes comparando los resultados obtenidos en función de este parámetro.

Detección del contorno: Ajuste local

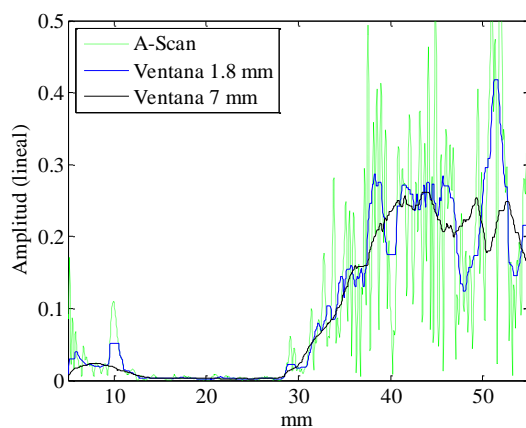
La detección del contorno se efectúa en dos pasos. En el primero, definido en §3.6.1 se efectúa un ajuste al contorno de la mama observado desde cada apertura por separado (local). El segundo ajuste (global), expuesto en §3.6.2, pretende reducir la incertidumbre del ajuste reuniendo la observación de las 36 aperturas empleadas en la adquisición de las imágenes.

La Figura 4.28a muestra un detalle del *B-Scan* adquirido en la posición angular $\phi = 270^\circ$. El primer paso del método propuesto consiste en aplicar un filtro de mediana móvil para reducir el ruido y mejorar la detección del flanco correspondiente a la interfaz agua-maniquí. La Figura 4.28b muestra, a modo de ejemplo, el resultado de aplicar filtros con longitud de ventana 1.8 mm (azul) y 7 mm (negro). La longitud de la primera ventana no es suficiente para reducir el ruido y detectar correctamente el flanco. A partir de 7 mm de tamaño de ventana se obtiene un flanco suficientemente suave, cuya detección no mejora para tamaños de ventana mayores (Figura 4.28c). Dado que incrementar el tamaño del filtro supone un mayor coste computacional, se ha utilizado una longitud de ventana de 7 mm.

a)



b)



c)

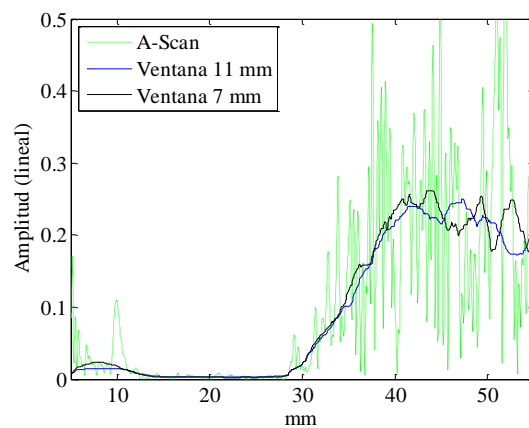


Figura 4.28 (a)Detalle del B-Scan, en escala logarítmica, adquirido a $\phi = 270^\circ$ con el contorno de la mama frente al transductor. (b) A-Scan deflectado $\theta = 2.04^\circ$ y filtrados de mediana de ventana 1.8 (azul) y 7 mm (negro). (c) A-Scan y filtrados de mediana de ventana 7 (negro) y 11 mm (azul).

Se observa que la intensidad de la señal en el maniquí de mama es, al menos, seis veces mayor que el nivel de señal en el agua. Para estimar la intensidad de referencia del agua, se consideró el intervalo de muestras situado en el rango axial comprendido entre los 10 mm y los 30 mm. El nivel de referencia del agua (0.01), resulta de aplicar la mediana al conjunto de muestras del A-Scan en este rango (Figura 4.29a). La mediana es robusta frente a la elección arbitraria del rango axial donde se calcula el valor de referencia, a condición de que la mayor proporción de las muestras corresponda al medio que se desea identificar. Así, produce resultados consistentes, aun cuando el rango se adentre en la región de maniquí o contenga perturbaciones tales como

restos de la excitación del pulser. Los valores de referencia se obtienen de la línea central de la imagen (sin deflexión), y se mantienen constantes para el resto de los *A-Scan*.

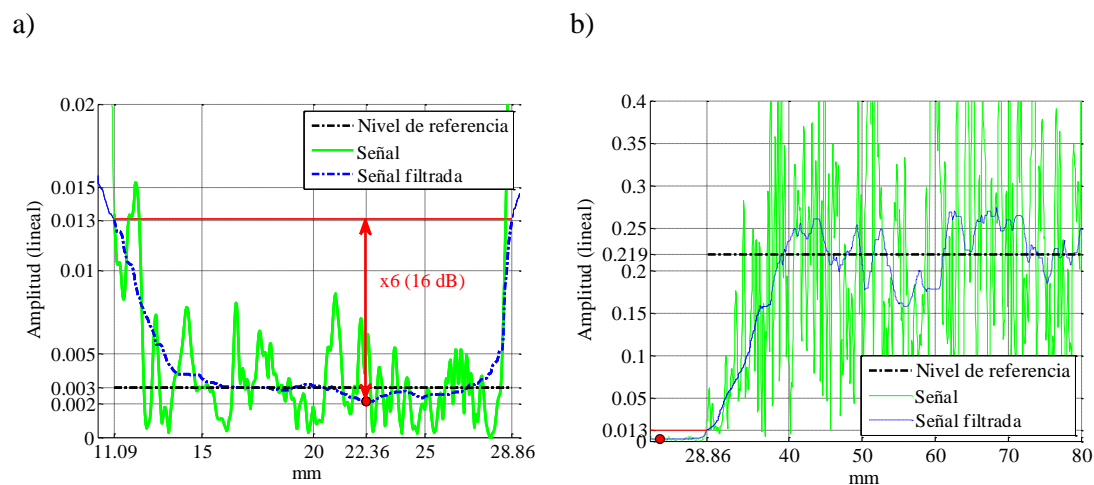


Figura 4.29 a) Determinación del nivel de referencia en el agua b) Determinación del nivel de referencia en el maniquí

Por su parte, el intervalo de muestras situadas entre el final del rango en agua y el centro de la imagen contiene muestras en su mayoría ubicadas dentro del maniquí. Dado que el rango considerado puede quedar parcialmente fuera del maniquí, contener quistes anecoicos, hiperecoicos o microcalcificaciones, la mediana es nuevamente el operador elegido para obtener el valor de referencia en el tejido. La mediana de las muestras en este intervalo, 0.22, da lugar al nivel de referencia en el tejido (Figura 4.29b).

De esta manera, arbitrariamente detectamos la interfaz cuando el flanco de la señal filtrada alcanza el 75% de la diferencia entre los valores de referencia de agua y tejido. Con esta elección, el punto de entrada de la interfaz se encuentra a una distancia al array de 37.6 mm (Figura 4.30).

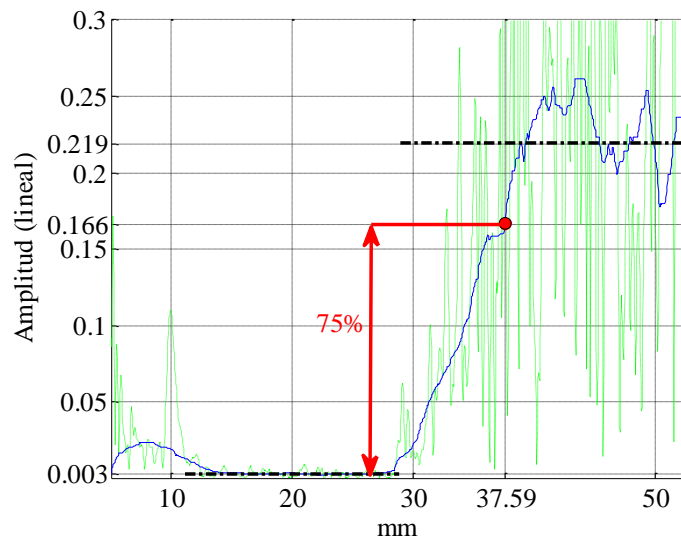


Figura 4.30 Punto de detección de la interfaz agua – maniquí en la línea deflectada $\theta = 2.04^\circ$ de la imagen *B-Scan* adquirida en la posición angular $\phi = 270^\circ$

Por otra parte, cuando en el rango axial considerado (desde la posición de la apertura hasta el centro de la imagen) no se cruza el umbral elegido, se considera que la línea de barrido no corta al maniquí de mama, propagándose únicamente por el agua (ángulos de deflexión muy elevados).

Una fuente importante de incertidumbre en la detección de la interfaz es el ángulo de incidencia del haz. Una incidencia oblicua genera una transición agua-tejido de pendiente menos acentuada en los *A-Scan*, que, unido a cierto nivel de ruido, puede producir desviaciones importantes en la detección de la interfaz. Por tanto, es conveniente utilizar únicamente las líneas centrales del barrido, acotando así el ángulo de incidencia.

Tomando nuevamente el *B-Scan* adquirido con la apertura situada en $\phi = 270^\circ$, se ha calculado la pendiente de los flancos de cada línea de barrido, los cuales se han graficado en la Figura 4.31a). Para determinar el punto de entrada con menor incertidumbre se ha recurrido a un ajuste de 2° grado, cuyo máximo indica la línea de barrido que mejor detección ofrece (mayor pendiente), siendo $\theta = 7.56^\circ$ en este ejemplo.

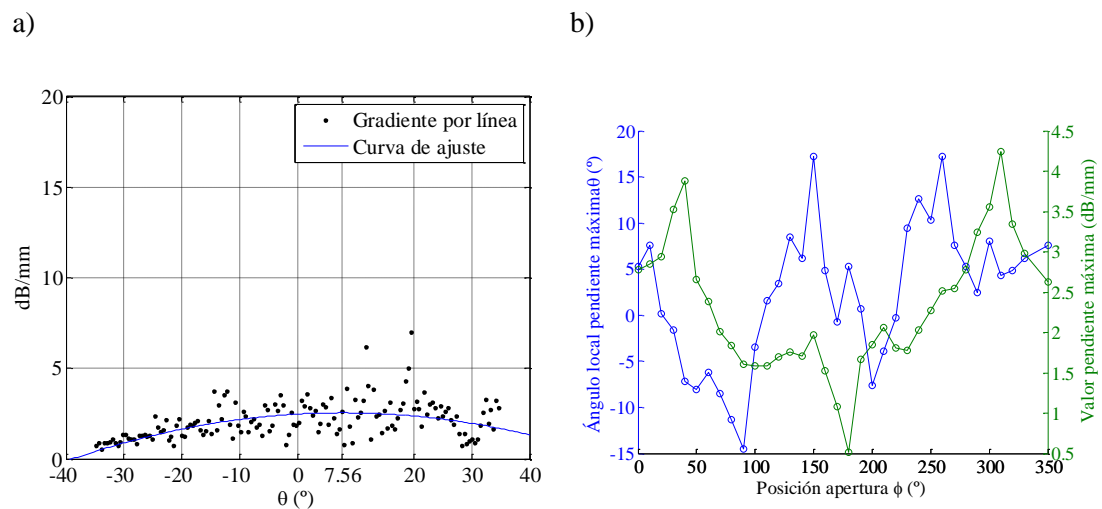


Figura 4.31 a) Pendiente del flanco (dB/mm) entre agua y maniquí, para cada línea de barrido, y ajuste de segundo grado b) Para cada B-Scan, se grafica el ángulo de deflexión (°) para el que se obtuvo el flanco más abrupto junto con su pendiente (dB/mm)

La Figura 4.31b) muestra en azul el ángulo de deflexión de la línea de barrido con mayor pendiente y, en verde, su valor para cada B-Scan (eje de abscisas). Se observa que el ángulo donde se tiene el flanco más abrupto (incidencia normal) se encuentra en todo momento dentro del intervalo $\theta \in [-20^\circ, 20^\circ]$, por lo que se realiza el ajuste con este intervalo angular. El ajuste al polinomio de 2° grado que describe localmente la interfaz en este intervalo angular resulta:

$$\rho(\phi) = 0.0041 \phi^2 + 0.3475 \phi + 62.116 \tag{4.7}$$

La curva correspondiente se muestra superpuesta al contorno de la mama, junto con los puntos empleados en el ajuste, en coordenadas polares centrales (Figura 4.32c) y en las coordenadas cartesianas correspondientes (Figura 4.32b).

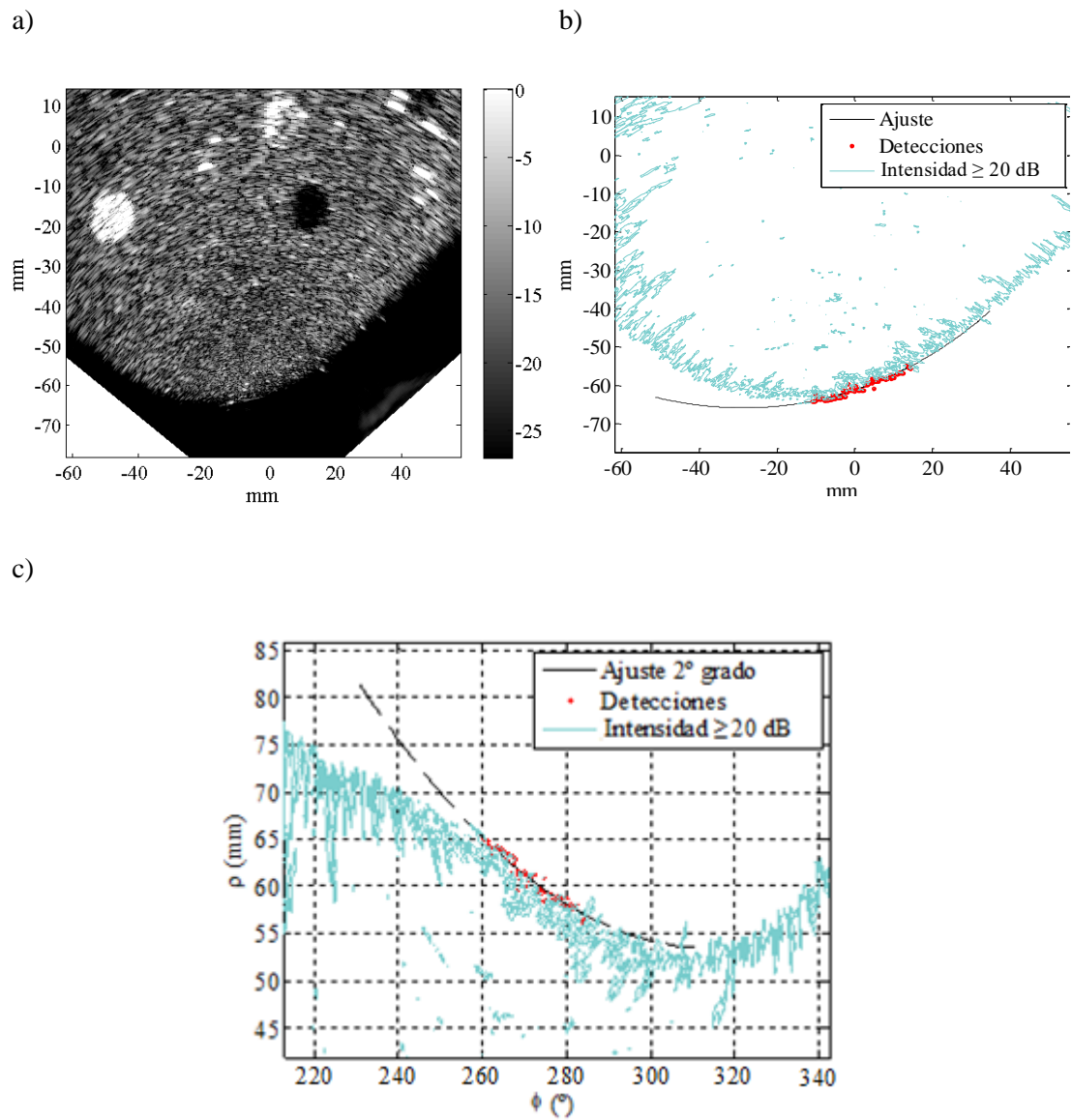


Figura 4.32 a) Detalle del contorno del B-Scan adquirido desde la posición $\phi = 270^\circ$ b) Muestras y curva de ajuste sobre el contorno c) Muestras y polinomio de 2 $^\circ$ grado de ajuste en coordenadas polares globales sobre el contorno del phantom.

El polinomio se evalúa en la posición angular de la apertura, en este caso $\phi = 270^\circ$. El punto obtenido se emplea en el proceso de ajuste global, que en este caso es $(\rho = 61.24\text{mm}, \phi = 270^\circ)$. Ésta y las obtenidas en el resto de B-Scan se muestran superpuestas a la composición espacial en la Figura 4.33.

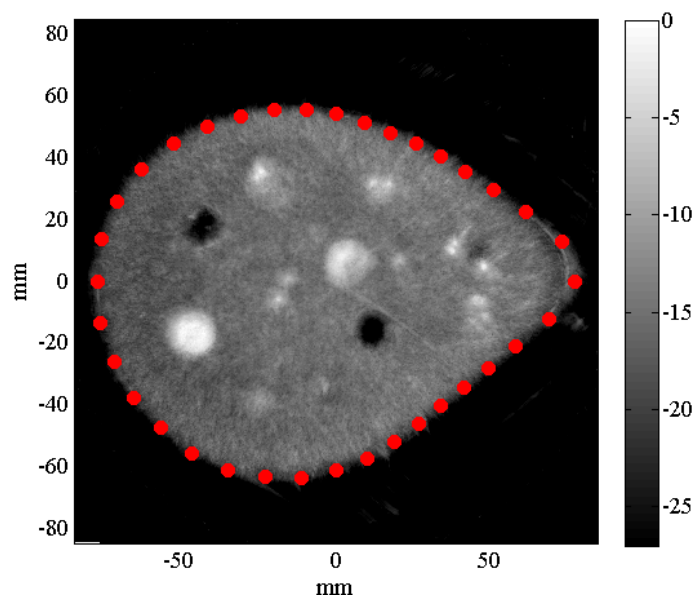


Figura 4.33 Muestras resultantes del ajuste local

Detección del contorno: Ajuste global.

Los $M = 36$ puntos detectados (Figura 4.33) se utilizan para obtener una representación global de la interfaz mediante una serie de Fourier, como se describe en §3.7.2. Utilizar una serie con $M_p = 17$ términos ($M_p \leq (M/2 - 1)$) tiene el riesgo de introducir artefactos debidos a los errores de detección del contorno, ya que la curva resultante pasará por todos los puntos, incluidos los de mayor error o *outliers*. Una forma de obtener un contorno más suave es reducir el número de términos de la serie, eliminando los más altos (asociados con frecuencias espaciales altas). La curva resultante ya no pasará por todos los puntos detectados, pero será más suave y con menos puntos de inflexión (efecto de filtro paso bajo).

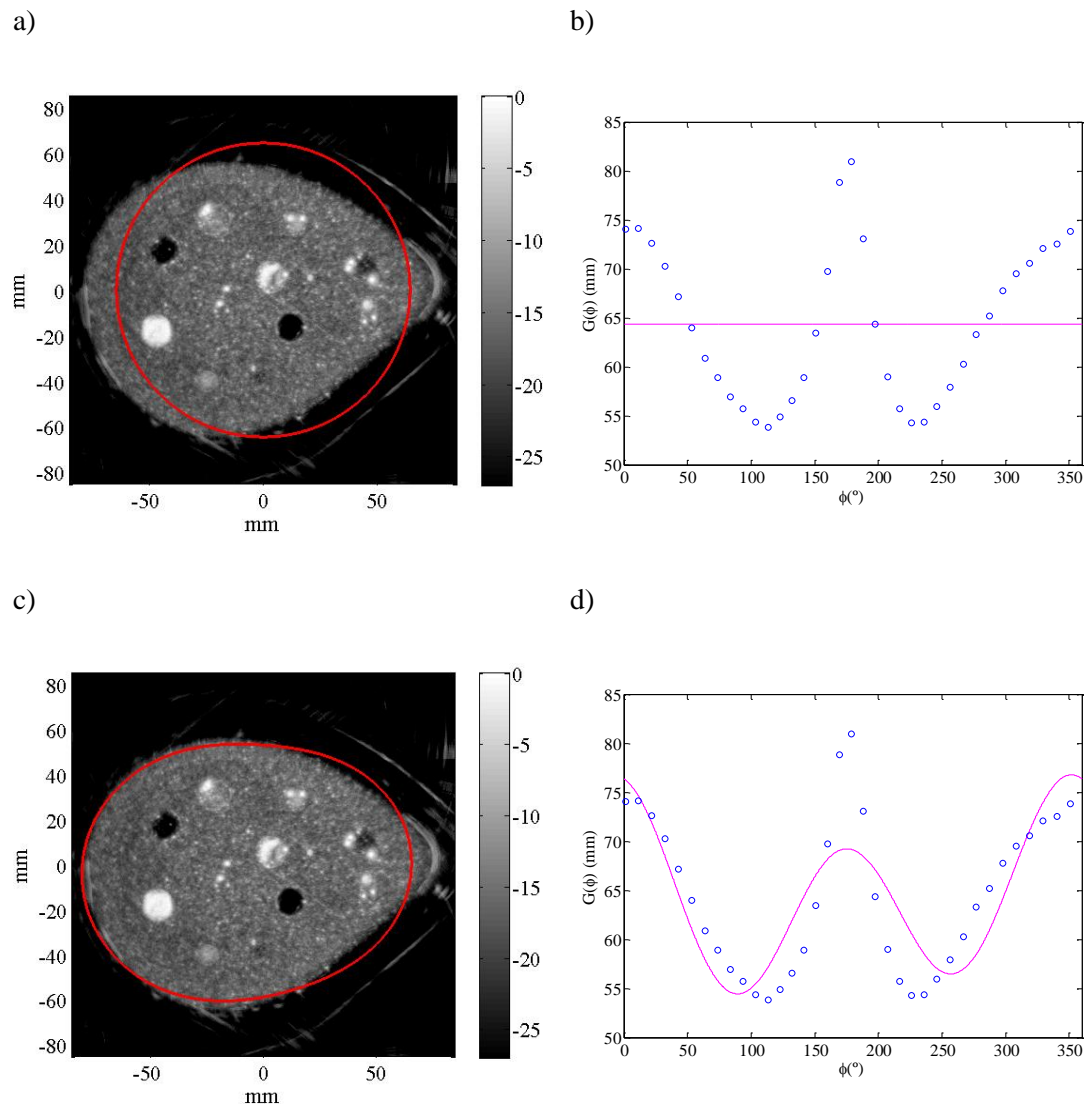


Figura 4.34. Ajuste de las series de Fourier de $M_p = 1$ (a y b) y $M_p = 5$ (c y d) términos. La columna izquierda muestra el ajuste sobre una composición de 36 imágenes. La columna derecha compara el ajuste frente a los puntos empleados a tal fin en coordenadas polares.

La Figura 4.34 y la Figura 4.35 muestran el contorno resultante con $M_p = 1, 5, 9$ y 17 términos, donde se observa el efecto antes descrito. En este caso, dado que los puntos detectados no tienen un error significativo ni hay *outliers* en las medidas, el ajuste con $M_p = 17$ produce un buen resultado. En el otro extremo, un contorno con pocos términos sitúa a regiones del maniquí fuera del área donde se aplica la corrección de la refracción. Más adelante en este capítulo se estudia el efecto de M_p en la calidad de la imagen compuesta.

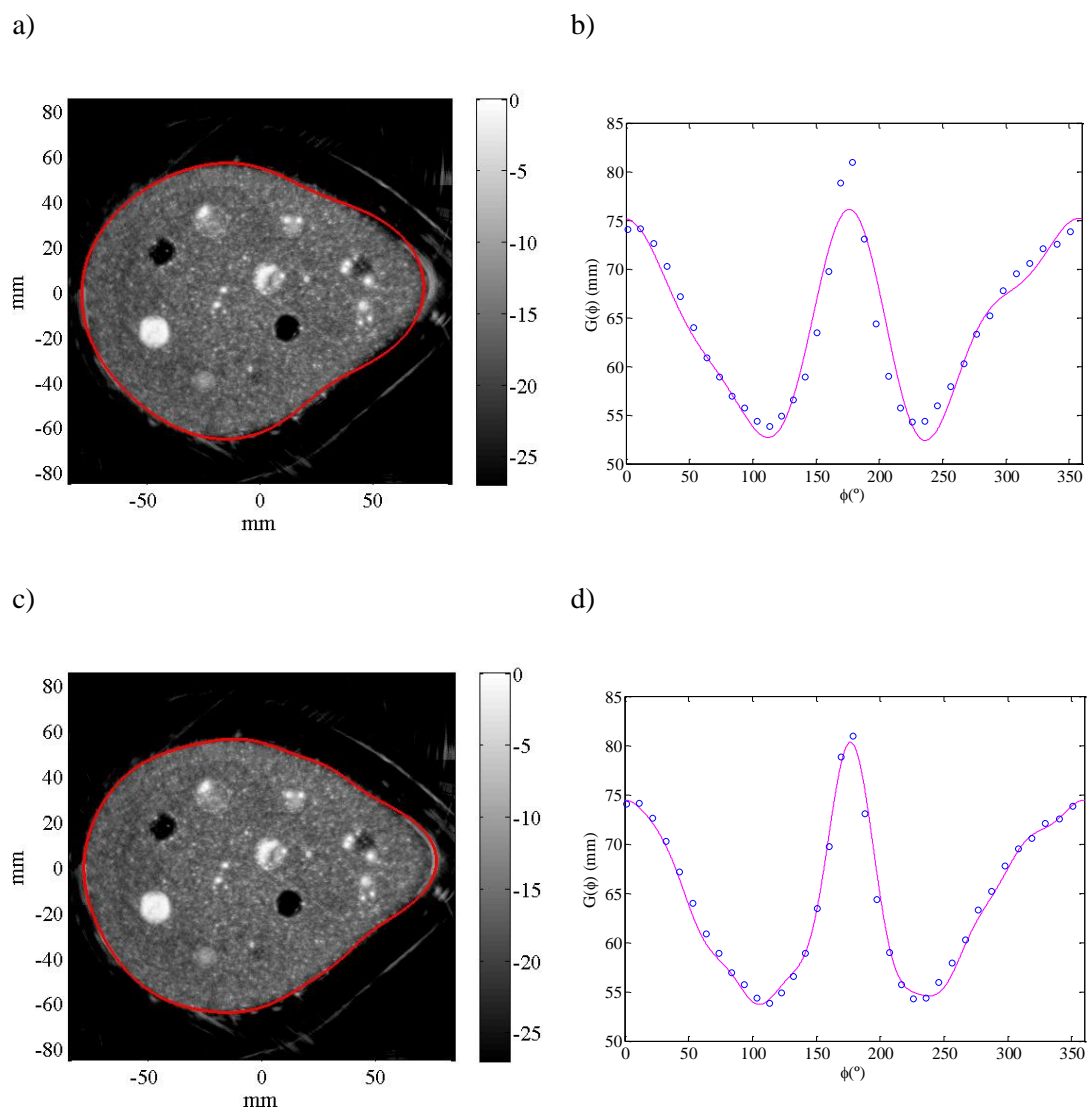


Figura 4.35. Ajuste de las series de Fourier de $M_p = 9$ (a y b) y $M_p = 17$ (c y d) términos. Al igual que en el caso anterior se muestra el resultado sobre la imagen final y los puntos de ajuste.

Estimación de la velocidad de propagación en el maniquí: Correlación cruzada

En §3.6.1 se expuso una técnica para estimar la velocidad de propagación en el tejido (c_1) mediante la correlación cruzada de dos A-Scan capturados desde posiciones opuestas:

$$c_1 = c_0 \frac{W}{x_{error} + W} \tag{4.8}$$

donde c_0 es la velocidad de propagación en el agua, W es el diámetro del maniquí y x_{error} es la distancia a la que se da el máximo de la correlación (Figura 3.7).

La Figura 4.36 muestra el resultado de la correlación cruzada de los *A-Scan* correspondientes a la región central del maniquí, adquiridos desde las aperturas situadas en las coordenadas angulares $\phi = 0^\circ$ y $\phi = 180^\circ$. La base de tiempos de los *A-Scan*, con origen en la apertura $\phi = 0^\circ$, se ha convertido en distancia a la apertura, expresada en mm, suponiendo un medio de propagación homogéneo con velocidad igual a la del agua.

Del proceso de calibración se obtienen c_0 y R , de los que se deriva el tamaño W del maniquí según:

$$W = 2R - c_0(t_A + t_B)/2 \quad (4.9)$$

donde t_A y t_B son los tiempos de vuelo en pulso-eco al maniquí desde cada una de las dos aperturas enfrentadas.

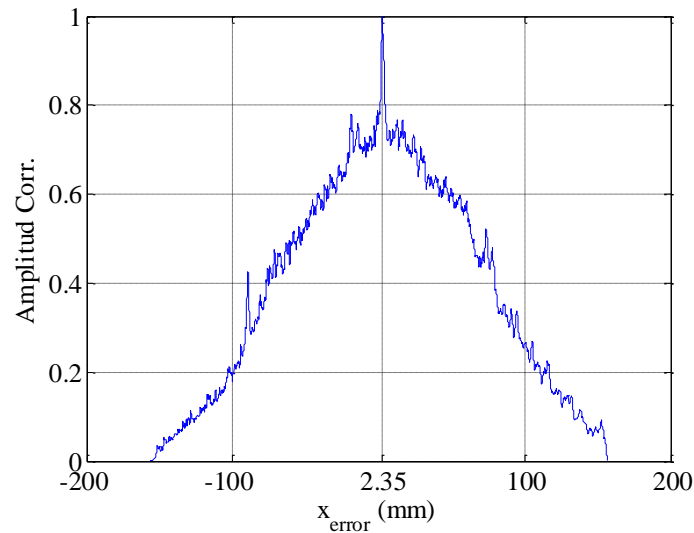


Figura 4.36 Resultado de la correlación cruzada de los A-Scan no deflectados adquiridos desde las aperturas situadas en $\phi = 0^\circ$ y $\phi = 180^\circ$

En la Tabla 4.20 se muestra la estimación de c_1 para cada par de *A-Scans* enfrentados. Se ha calculado el valor de los cuartiles primero (Q1) y tercero (Q3) y el rango intercuartil (IQR) para localizar los valores atípicos (*outliers*). Así, el último par (170° - 350°) se encuentra por encima del límite superior, por lo que se ha excluido para el cálculo del valor medio de las medidas efectuadas y su error estándar (cociente entre la desviación típica de las medidas y la raíz cuadrada del número de medidas). El valor medio de las medidas se toma como estimación de la velocidad media de propagación en el maniquí de mama por el método de correlación cruzada.

Además, se presenta la relación entre el lóbulo principal o máximo y los secundarios de la correlación cruzada (RPS) en decibelios. Un elevado margen indica un pico claro y una correlación robusta.

Par de <i>B-Scans</i>	x_{error} (mm)	D (mm)	RPS (dB)	c_1 (mm/ μ s)
0°-180°	2.35	155.09	2.2	1.446
10°-190°	2.02	147.55	0.2	1.448
20°-200°	1.95	137.50	0.9	1.448
30°-210°	1.98	129.65	1.0	1.446
40°-220°	1.58	123.15	1.0	1.449
50°-230°	1.36	118.32	1.7	1.451
60°-240°	1.54	115.11	1.4	1.449
70°-250°	1.54	114.51	1.2	1.449
80°-260°	1.32	114.53	0.8	1.451
90°-270°	1.28	115.58	5.3	1.452
100°-280°	1.50	117.14	6.4	1.449
110°-290°	1.50	118.70	4.4	1.450
120°-300°	1.39	122.29	3.4	1.451
130°-310°	1.58	125.70	1.6	1.450
140°-320°	1.87	129.04	1.3	1.447
150°-330°	1.95	135.01	1.2	1.447
160°-340°	1.80	141.74	4.7	1.450

Par de B-Scans	x_{error} (mm)	D (mm)	RPS (dB)	c_1 (mm/ μ s)
170°-350°	0.59	152.02	0.5	1.462
Límite superior (Q3+IQR)				1.455
Límite inferior (Q1-IQR)				1.444
Velocidad media del phantom (mm/ μ s)				1.449
Error estándar (mm)				$4.37 \cdot 10^{-4}$

Tabla 4.20 Estimación de la velocidad media de propagación en el maniquí por correlación cruzada de A-Scan emitidos desde aperturas enfrentadas.

Los valores tabulados se muestran en la Figura 4.37, comparándose con la velocidad calibrada del agua y la media aritmética de las estimaciones, que se toma como la velocidad de propagación en el phantom, resultando $c_1 = 1.449$ mm/ μ s.

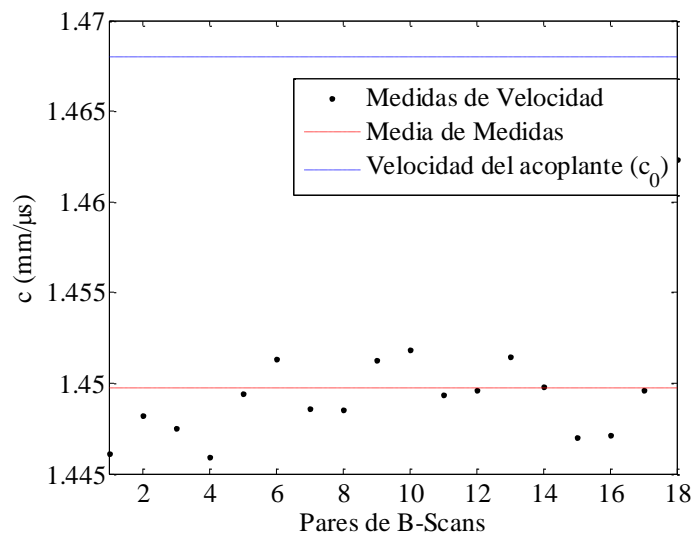


Figura 4.37. Estimación de velocidades de propagación. Se muestra su valor medio (velocidad estimada) y la velocidad del acoplante (agua)

Por último, se observa que salvo en algunos casos, como en los pares (90°-270°), (100°-280°) o (110°-290°), donde el pico de correlación prácticamente dobla a los lóbulos secundarios, la correlación cruzada no es muy robusta. Esto se debe a la refracción producida en el plano perpendicular al de imagen y a la ausencia de dispersores especulares que destaquen sobre el

speckle. En cualquier caso, el valor de velocidad estimado está más próximo a la velocidad real que a la velocidad en agua. El conocimiento *a priori* de la velocidad del medio, aunque sea aproximado, supone un ahorro de cómputo sensible a la hora de aplicar las métricas de nitidez, ya que permite acotar el rango de velocidades a evaluar.

Método de las métricas de nitidez.

Los operadores de nitidez presentados en el apartado §3.6.2 se han aplicado al área de imagen de dimensiones 50x50 mm en torno al punto (-6.4, 3.6) mm, la cual se muestra en la Figura 4.38 para el rango de velocidades comprendido entre 1.43 y 1.48 mm/ μ s. Contiene las microcalcificaciones *uC1* y *uC2*, así como el quiste anecoico *QB* y otro hiperecoico.

Un mayor error de estimación en la velocidad media de propagación en el maniquí de mama lleva aparejada una pérdida generalizada de gradiente en los contornos de los objetos de la imagen compuesta. La nitidez alcanza el máximo en la mejor estimación de la velocidad de propagación y empeora a medida que se separa del valor verdadero.

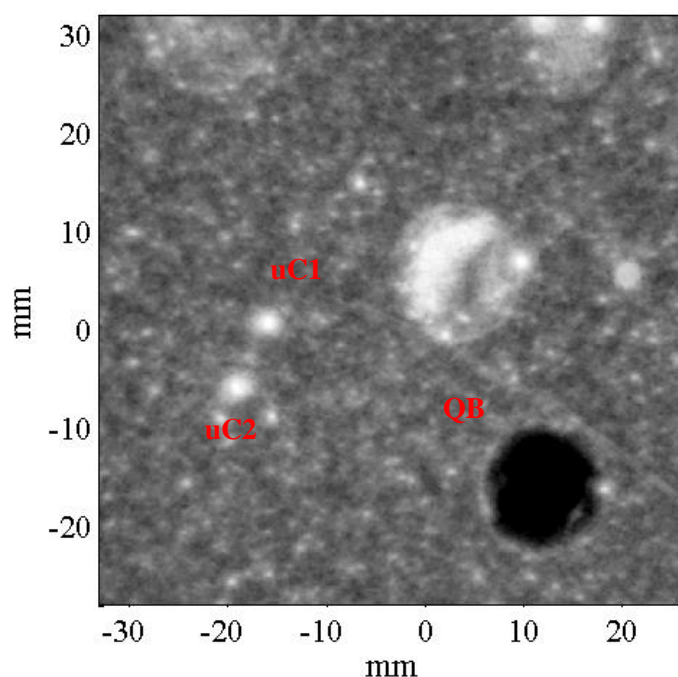


Figura 4.38. Área de imagen empleada para las métricas de nitidez

Las métricas de nitidez se han aplicado a composiciones de $M = 12$ y $M = 36$ imágenes. La velocidad media de propagación estimada por estos métodos se compara también con la obtenida por correlación cruzada. Las métricas de nitidez se calculan para 7 valores de velocidad de propagación distribuidos uniformemente entre 1.43 mm/ μ s y 1.48 mm/ μ s.

La Figura 4.39 muestra las medidas normalizadas obtenidas con las diferentes métricas de nitidez planteadas (Brenner, Tenenbaum y varianza normalizada), tanto para la composición de $M = 12$ imágenes parciales (Figura 4.39a) como para la de $M = 36$ imágenes parciales (Figura 4.39b).

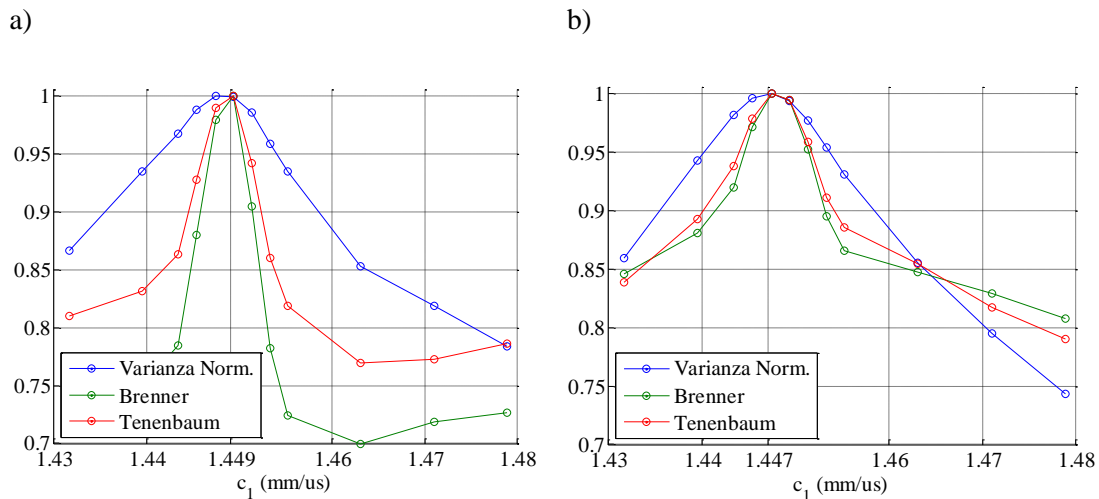


Figura 4.39. Comparación de las métricas de nitidez para las composiciones de $M = 36$ imágenes sectoriales (a) y $M = 12$ imágenes sectoriales

Las tres métricas de nitidez muestran un comportamiento similar, al igual que en [Treeby 11] para imagen fotoacústica. El máximo absoluto de nitidez se obtiene para una velocidad de propagación $c_1 = 1.449$ mm/ μ s para $M=36$ y $c_1 = 1.448$ mm/ μ s para $M=12$. Ambos valores son prácticamente iguales, pero bastante alejados de la velocidad de propagación en el acoplante ($c_0 = 1.468$ mm/ μ s).

Los resultados pueden ajustarse a un polinomio de 2° grado, a fin de minimizar incertidumbres en la medida y la arbitrariedad en la elección de velocidades de propagación a examinar. En todo caso, se observa que la estimación por correlación cruzada está bastante próxima a la ofrecida con las métricas de nitidez, lo que permite reducir considerablemente el rango de velocidades a examinar.

Aunque tal resultado indica que ambos procedimientos son igualmente válidos, el procedimiento para la estimación de la velocidad por correlación cruzada requiere estimar el diámetro del maniquí de mama en cada punto de medida. En cambio, la estimación por métricas de nitidez no requiere ninguna medida adicional, por lo que es preferible. Sin embargo, los métodos de nitidez requieren obtener la imagen compuesta para cada valor de velocidad

supuesto (detección del contorno, corrección de la refracción e interpolación bilineal), siendo computacionalmente más costosos que el método de correlación.

En suma, las composiciones de $M = 36$ y $M = 12$ imágenes ofrecen resultados similares, si bien las curvas obtenidas son más abruptas en el primer caso, lo que es síntoma de una mayor robustez a la hora de computar el óptimo de nitidez. Debe tenerse en cuenta que, a mayor número de imágenes a promediar, cualquier pequeño error de solapamiento se refleja en el resultado final.

Por último, cabe destacar que la región donde se aplican las métricas de nitidez debe ser rica en objetos, con cierto número de contornos, para obtener una estimación de la velocidad media de propagación fiable [Treeby 11]. La Figura 4.40a muestra una región cuadrada de 20×20 mm centrada en el punto $(11.3, -16.5)$ mm, aproximadamente el centro del quiste *QB*, correspondiente a la composición espacial de $M = 36$ imágenes sectoriales. La Figura 4.40b muestra el resultado de aplicar las métricas de nitidez en esta región de la imagen. La métrica de Brenner indica que la nitidez óptima se alcanza a 1.449 mm/ μ s, el mismo valor obtenido que en la región de la imagen mostrada en la la Figura 4.38. La métrica de varianza normalizada alcanza el valor máximo en un valor ligeramente inferior, y presenta una pendiente ciertamente más suave (mayor incertidumbre). Por último, con la métrica de Tenenbaum no se obtiene un resultado concluyente (diversos máximos locales de amplitud similar).

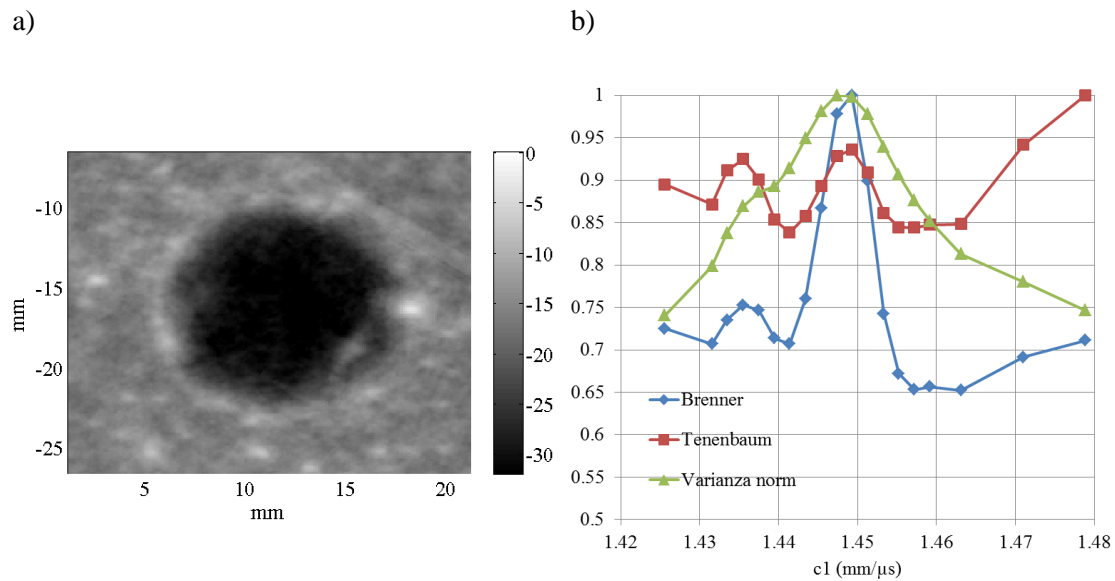


Figura 4.40 a) Cuadrado de 20x20 mm centrado en el quiste QB. b) Resultado de las métricas de nitidez obtenidas

A la vista de estos resultados cabe concluir que la métrica de Brenner es la más fiable de las consideradas. Por otra parte, aunque las dos regiones estudiadas alcanzan la nitidez óptima con la métrica de Brenner a la misma velocidad, es posible que existan ligeras discrepancias, tal y como sucede si se considera el resultado de la varianza normalizada. Así, la velocidad de propagación en los tejidos presenta cierta variabilidad a lo largo del área de imagen. Sin embargo, se tiene un intervalo de velocidades de propagación, en torno a la velocidad media estimada, donde las indicaciones se solapan adecuadamente y se genera una composición espacial libre de artefactos. En esta imagen en particular, este intervalo se estudia en la Figura 4.42.

El mal solapamiento de las indicaciones se hace más evidente cuanto menores son las dimensiones del objeto en cuestión, como es el caso de las microcalcificaciones. Un solapamiento incorrecto deteriora tanto la intensidad como las dimensiones de los objetos (ver §3.4). Como consecuencia, la textura de los objetos tiende a homogeneizarse con la del fondo de la imagen (*speckle*), y las métricas de nitidez lo reflejan empeorando.

Dado que las microcalcificaciones son objetos prácticamente puntuales, la medida de sus dimensiones siguiendo el criterio *FWHM* permite cuantificar la deformación que se produce. La Figura 4.41a) para $uC1$ y la Figura 4.41b) para $uC2$, muestran que las dimensiones más reducidas se alcanzan para las velocidades cercanas a la velocidad óptima según el criterio de nitidez.

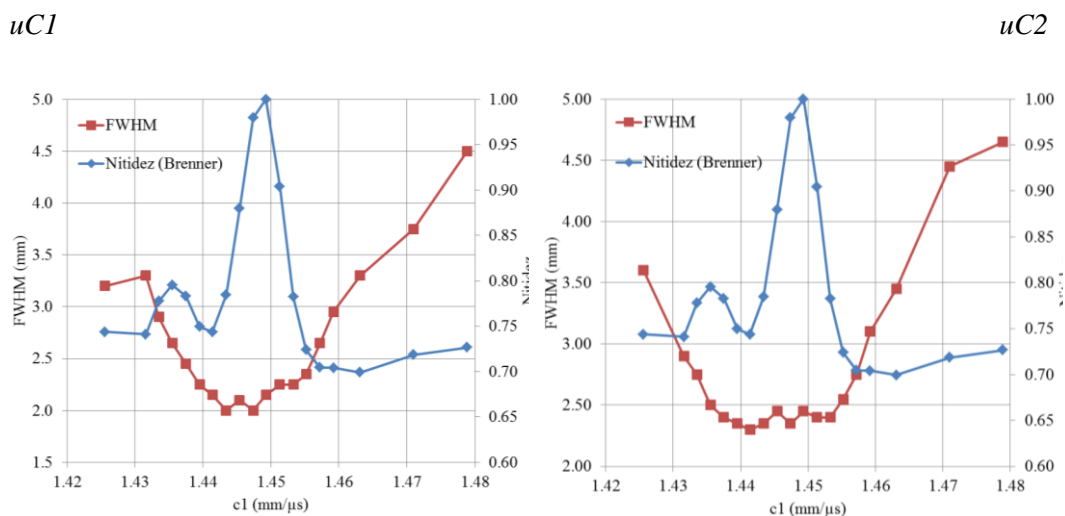


Figura 4.41. Curva de nitidez y dimensiones (criterio FWHM) para las microcalcificaciones $uC1$ y $uC2$.

Tolerancia de la estimación de velocidad.

La Figura 4.42 muestra la variación del contraste (CR) y la deformación (dimensiones) en las microcalcificaciones bajo estudio. Como se muestra más adelante, el nivel del *speckle* se mantiene prácticamente constante, siendo la intensidad de la microcalcificación el único responsable de las variaciones de contraste (CR).

Al igual que sucedía con las dimensiones de la microcalcificación (Figura 4.41), el valor máximo de contraste se da en torno al óptimo de nitidez, aunque en este caso, permanece casi constante en cierto rango de velocidades. Con todo, se hace evidente que ambas magnitudes varían de forma solidaria y que existe cierto rango donde los cambios de la imagen son inapreciables. En otras palabras, la estimación de la velocidad en la composición espacial en envolvente tiene cierta tolerancia a los errores.

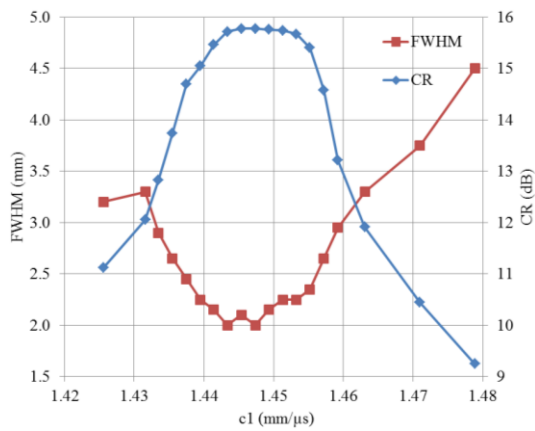
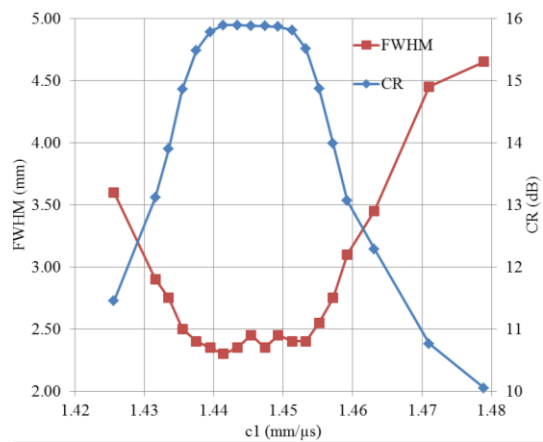
uC1*uC2*

Figura 4.42. Dimensiones (criterio FWHM) y Contraste para las microcalcificaciones *uC1* y *uC2*.

En esta imagen en particular, el intervalo de velocidades donde la composición espacial está libre de artefactos se puede considerar comprendido entre 1.440 mm/ μ s y 1.455 mm/ μ s. En este rango, las microcalcificaciones no se deforman más de 0.25 mm y el contraste no se ve penalizado en más de 1 dB.

La Figura 4.43, presenta detalles la microcalcificación *uC1* obtenidos al considerar las velocidades de propagación situadas en los límites del intervalo mencionado (Figura 4.43a) 1.440 mm/ μ s, Figura 4.43b), 1.455 mm/ μ s), y la velocidad de propagación donde se obtiene el mejor contraste y la menor deformación (Figura 4.43c), 1.441 mm/ μ s). Para observar las diferencias entre ellas, casi imperceptibles, se han tenido que representar con un rango dinámico de 0 a 6 dB.

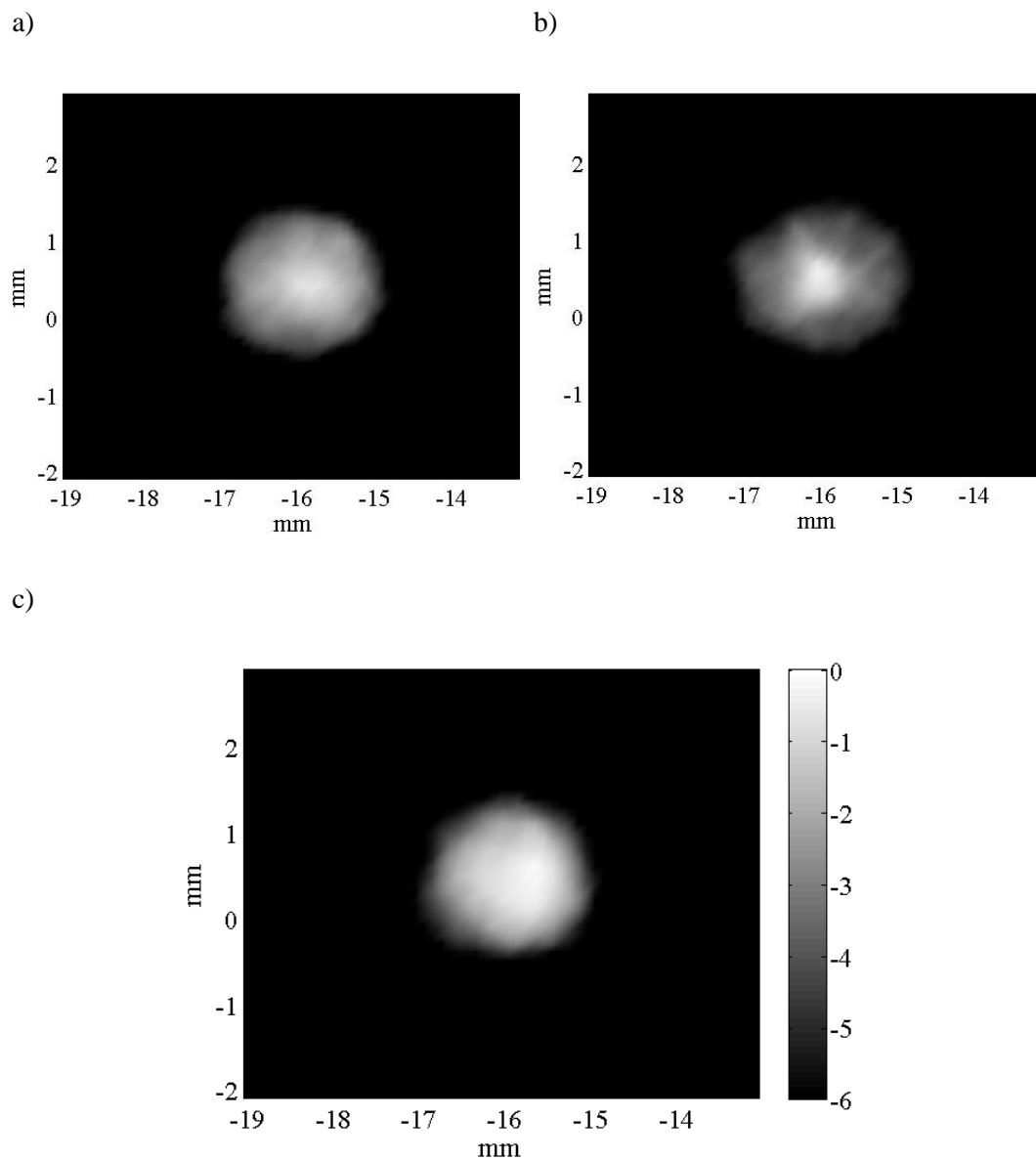


Figura 4.43. Detalle de la composición espacial en la microcalcificación uC1 para las velocidades $1.440 \text{ mm}/\mu\text{s}$ (a), $1.455 \text{ mm}/\mu\text{s}$ (b) y $1.443 \text{ mm}/\mu\text{s}$.

En el extremo contrario, las indicaciones de esta microcalcificación se solapan formando artefactos cuando se asumen velocidades de propagación en el entorno de $1.47 \text{ mm}/\mu\text{s}$. Tal es el caso de la composición espacial sin corregir, donde se asumió una velocidad de propagación en los tejidos igual a la del agua, $1.468 \text{ mm}/\mu\text{s}$. En la Figura 4.44 se muestran los resultados tras considerar 1.471 y $1.479 \text{ mm}/\mu\text{s}$

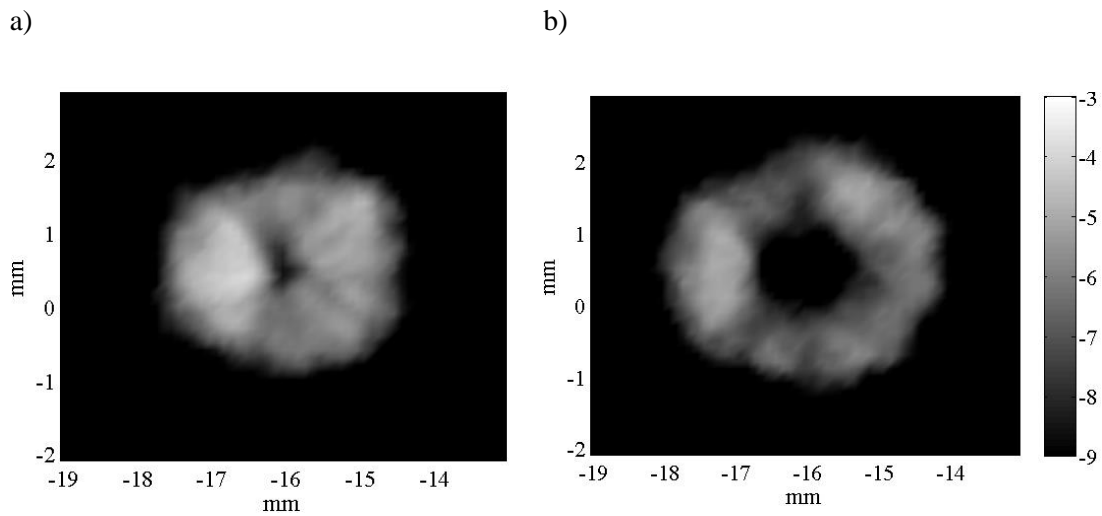


Figura 4.44. Artefactos por mala estimación de velocidad media de propagación del tejido en *uCl*. Composición para la velocidad de tejido $c1 = 1.471 \text{ mm}/\mu\text{s}$ (a) y $c1 = 1.479 \text{ mm}/\mu\text{s}$ (b).

Tal y como se comentó en §3.3, los quistes anecoicos también sufren artefactos debidos a una mala estimación de la velocidad en el tejido. En particular, los bordes se difuminan a medida que se comete mayor error en la estimación de la velocidad media de propagación en el tejido. La Figura 4.45 muestra en detalle la composición espacial del quiste anecoico *QB* para velocidades de propagación en el maniquí de mama de $1.426 \text{ mm}/\mu\text{s}$ y $1.471 \text{ mm}/\mu\text{s}$, frente a la composición espacial con un valor de $1.449 \text{ mm}/\mu\text{s}$ dada por el máximo de la nitidez.

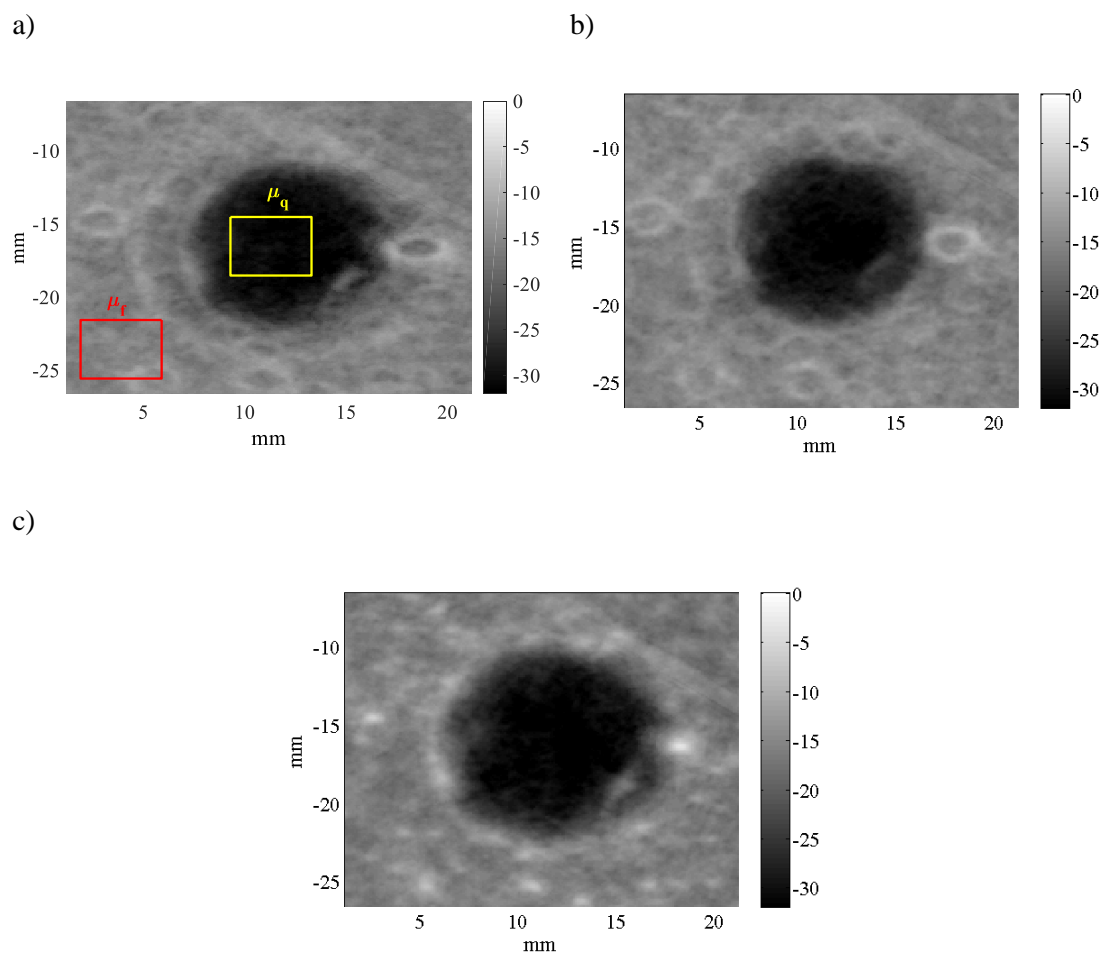


Figura 4.45 Detalle del quiste anecoico QB en las composiciones de velocidades a) $c1 = 1.426 \text{ mm}/\mu\text{s}$ b) $1.471 \text{ mm}/\mu\text{s}$ y c) $1.449 \text{ mm}/\mu\text{s}$. En rojo, región de medida del fondo. En amarillo, región de medida del quiste.

El emborronamiento de los bordes se manifiesta en un empeoramiento del contraste, tal y como se puede observar en la Figura 4.46a). Para ayudar a la interpretación se incluyen gráficas de los valores medios de intensidad medidos en pequeños cuadrados de la imagen situados en el fondo (μ_f) y en el quiste (μ_q). Para facilitar su observación, estas magnitudes se han normalizado respecto al valor medio de la serie de medidas efectuadas en cada caso.

Al igual que sucede con las microcalcificaciones, se tiene que en un intervalo de posibles velocidades medias de propagación en el tejido dado por ($1.44 \text{ mm}/\mu\text{s}$, $1.455 \text{ mm}/\mu\text{s}$) y situado en el entorno para el que se tiene el óptimo de nitidez ($1.449 \text{ mm}/\mu\text{s}$), el contraste permanece prácticamente constante en torno al máximo, para empeorar drásticamente fuera de él. El motivo principal es la pérdida de intensidad media en el rectángulo situado en el quiste (μ_q), que es solo de 0.03 unidades en escala lineal para el intervalo de velocidades mencionado, frente al

empeoramiento drástico que sufre fuera de él. En el otro extremo se tiene a la intensidad media en el rectángulo de fondo varía apenas 0.17 unidades en todo el rango de velocidades de propagación estudiadas.

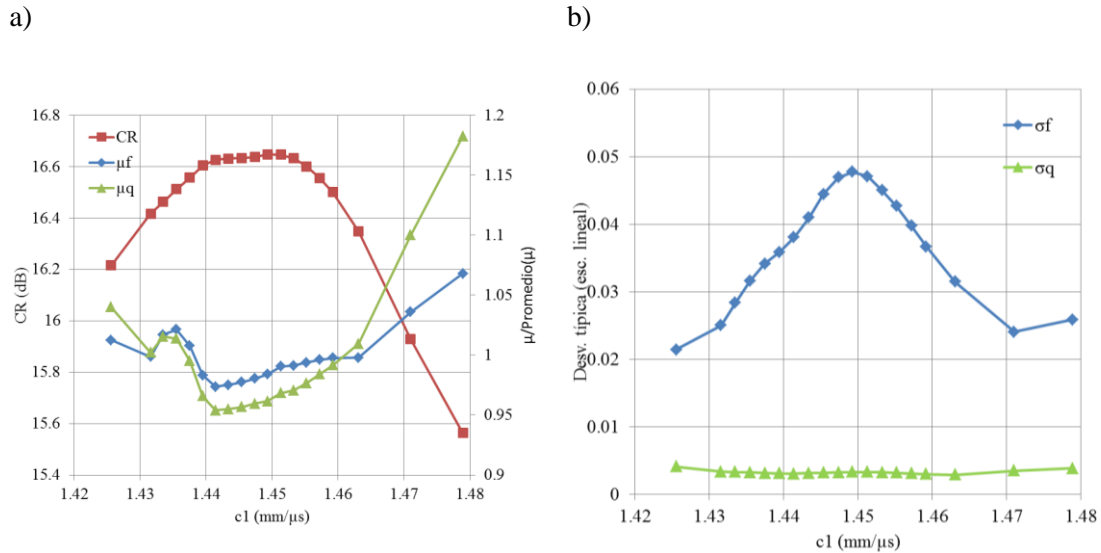


Figura 4.46 a) Contraste e intensidad media normalizada al valor medio de las muestras efectuadas en los cuadrados de fondo (μ_f) y quiste (μ_q). b) Desviación típica en los cuadrados de fondo (σ_f) y quiste (σ_q)

Tolerancia del ajuste de la interfaz.

En §4.4.5 se mostró que el ajuste con $M_p = 9$ y $M_p = 17$ consigue una buena representación del contorno de la mama en el plano de imagen. El ajuste con $M_p = 5$ términos es algo más burdo, pero la escasa diferencia entre las velocidades de propagación en el agua y en el tejido inducen a pensar que los pequeños errores cometidos en el cálculo del ángulo de incidencia no resultan en grandes desviaciones al hallar los ángulos de refracción.

Para verificar este extremo se aplicó la métrica de Brenner en la región mostrada en la Figura 4.38, extraída de una composición espacial de $M = 36$ imágenes sectoriales. Como se ha mostrado más arriba, una mala corrección de la imagen debe dar lugar a curvas más suaves, donde el máximo no aparezca con claridad.

La Figura 4.47 muestra que las diferencias de nitidez son inapreciables (inferiores a 0.01) en el entorno del valor óptimo de nitidez. Consecuentemente, se observa que el aspecto de las microcalcificaciones $uC1$ y $uC2$ apenas cambia. Concretamente, el contraste por lo general cambia menos de 1 dB y 0.2 mm en la anchura de los objetos.

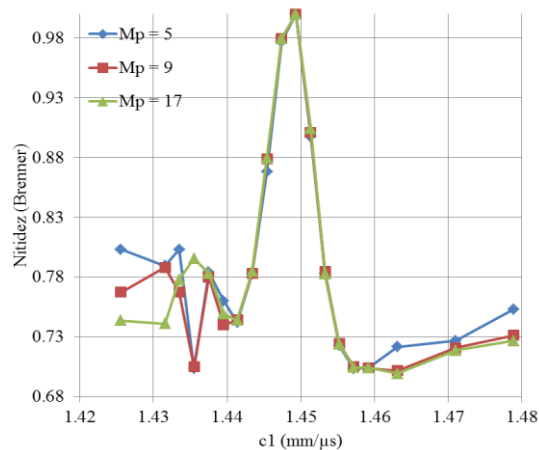


Figura 4.47 Medidas de nitidez para composiciones con ajustes globales de contorno de $M_p = 5, 9$ y 17 términos.

Por tanto y, a pesar de que geoméricamente (visualmente) no es el mejor ajuste, una serie de $M_p = 5$ términos se muestra suficiente para corregir los artefactos presentados en §3.3. Con todo, es de esperar que a medida que la diferencia entre la velocidad del agua y la del tejido aumente, sea necesario mejorar el ajuste. Sin embargo, las propiedades de los tejidos biológicos, en su mayor parte formados por agua, garantizan que esta diferencia sea mínima. Por tanto, la calidad de la composición circular depende mucho más de una correcta estimación de la velocidad de propagación en el tejido que de la determinación precisa de su contorno. Mientras que el error en la velocidad de propagación es acumulativo a lo largo del *A-Scan* (error de escalado en la posición de las muestras), el error en la detección del punto de entrada al tejido supone un desplazamiento constante, y en general pequeño, para todas las muestras siguientes del *A-Scan*. A modo de ejemplo, un error del 5% en la velocidad de propagación provoca, a 100 mm de distancia del array, un error de posicionamiento de 5 mm, mientras que un error del 5% en la posición de la interfaz ubicada a 10 mm del array, genera un error de posicionamiento de tan sólo 0.02 mm a 100 mm del array. Los efectos de una mala estimación del contorno podrían ser más evidentes en las regiones cercanas a los bordes, donde algunas imágenes parciales presentan líneas de barrido con mayores ángulos de incidencia.

4.4.6 Análisis de la Composición Circular de Imágenes tras la corrección.

La Figura 4.48 muestra la composición circular de $M=12$ y $M=36$ imágenes *B-Scan* tras aplicar la estimación de velocidad media de propagación en el interior del maniquí, efectuada en §4.4.5 ($c_1 = 1.449 \text{ mm}/\mu\text{s}$). Para ello se consideró la curva de ajuste de $M_p = 5$ términos.

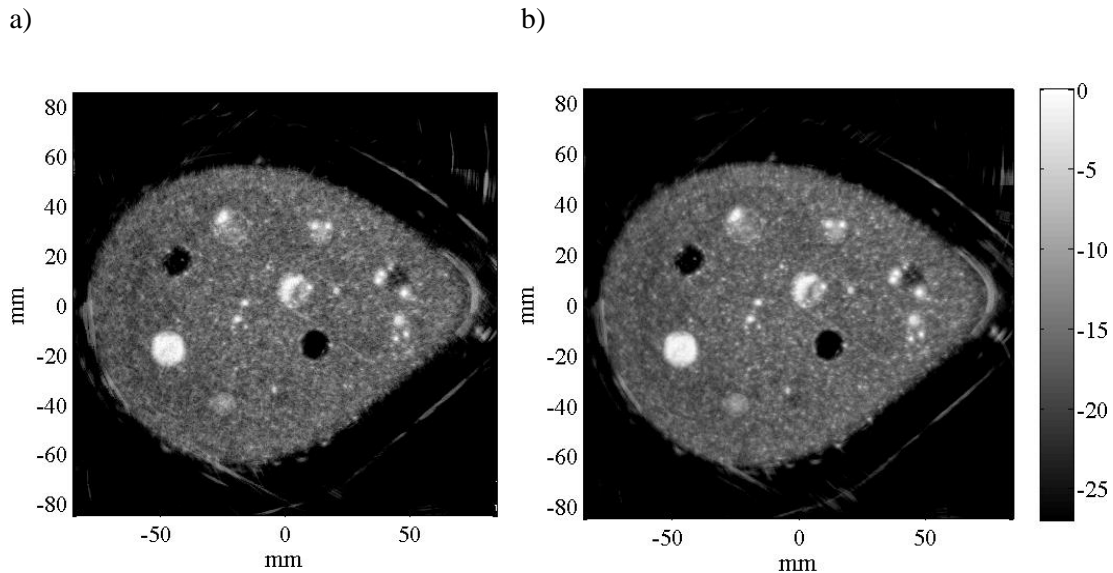


Figura 4.48 Composición espacial corregida ($c_1 = 1.4513 \text{ mm}/\mu\text{s}$) de a) $M = 12$ imágenes y b) $M = 36$ imágenes

En ambos casos se aprecia la nitidez de la imagen resultante, la buena definición de los contornos de quistes y masas hiperecoicas, así como la de las microcalcificaciones. Pueden compararse estas imágenes con las mostradas en la Figura 4.24 en las que no se corregía la refracción, siendo evidente la mejora en la calidad de las imágenes.

Para cuantificar las mejoras observadas a simple vista, se analizan el valor medio y desviación típica de la intensidad de *speckle*, así como las figuras de contraste y contraste a ruido en microcalcificaciones y quistes hiperecoicos y anecoicos.

Medidas de valor medio y desviación típica de speckle

La Tabla 4.21 muestra un resumen de las medidas de *speckle* efectuadas en las distintas regiones de fondo de la imagen, al igual que se hizo en casos anteriores. Los valores son del mismo orden que en ausencia de corrección y sensiblemente inferiores a los de la imagen convencional de tipo B. La dispersión mejora en un factor de $\sqrt{12}$ para la composición de $M = 36$ imágenes y de $\sqrt{8}$ para la composición de $M = 12$, con respecto a la medida en el conjunto de *B-Scan*

adquiridos. Teóricamente, la composición espacial debería reducir la desviación típica del *speckle* en un factor próximo a \sqrt{M} si las imágenes parciales estuvieran totalmente incorreladas

	M	Valor medio del <i>speckle</i> (μ_f)	Desviación típica (σ_{nf})
Con corrección	36	0.15	0.15
	12	0.16	0.19
Sin corrección	36	0.12	0.11
	12	0.13	0.16

Tabla 4.21 Valor medio y desviación típica de la intensidad del speckle antes y después de la corrección de velocidad

La Figura 4.49 compara el valor medio (μ_f) y el desviación típica (σ_{nf}) de la intensidad de *speckle* en escala lineal para las distintas imágenes. La granularidad, cuantificada a través de la desviación típica de la intensidad disminuye significativamente, mientras que el valor medio permanece prácticamente inalterable. Como consecuencia, el contraste a ruido mejora sensiblemente.

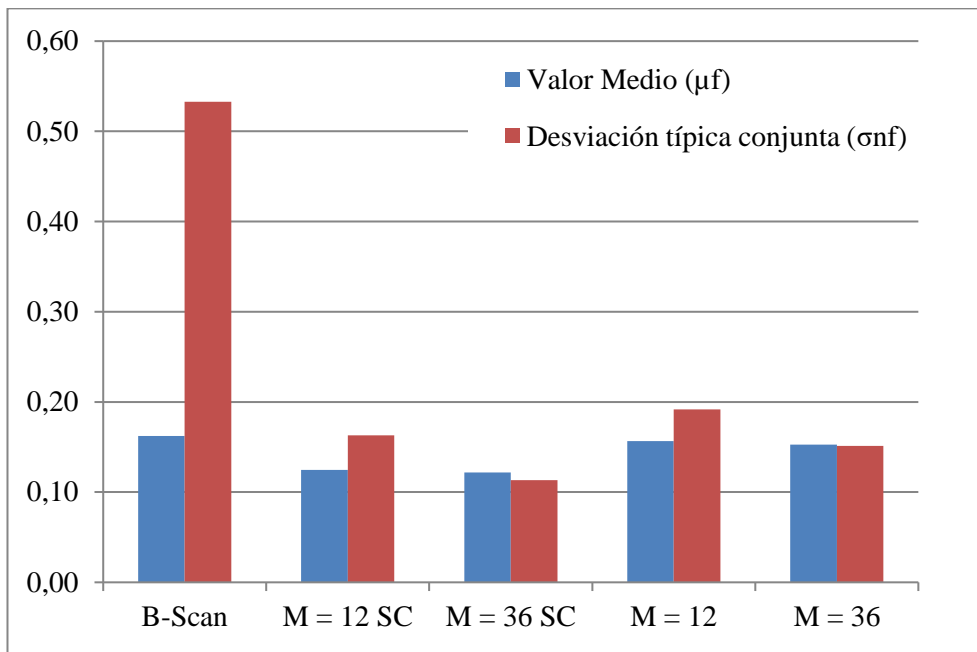


Figura 4.49 Valor medio y desviación típica de la intensidad del speckle, medido en los 36 B-Scan adquiridos y las composiciones espaciales de M imágenes sin corregir (SC) y corregidas.

Por otra parte, tal y como muestra la Tabla 4.21 tanto el valor medio como la desviación típica de la intensidad de *speckle* son ligeramente inferiores en ausencia de corrección. Esto se debe al “desenfocado” debido a la falta de corrección, que difumina las pequeñas estructuras y homogeniza artificialmente la textura. Como resultado, el *CNR* de las imágenes sin corrección puede ser mayor que el de las imágenes corregidas, de lo que no debe deducirse que las primeras tengan mayor calidad. Como se analizó en el apartado anterior, las métricas de nitidez permiten evaluar la calidad de la composición (estimación del contorno y la velocidad del tejido) mejor que el contraste o el contraste a ruido en los quistes.

Contraste en objetos puntuales e hiperecoicos

La Tabla 4.22 muestra las medidas de contraste para las microcalcificaciones $uC1$ y $uC2$, y para el quiste hiperecoico QC . Como resultado de un buen solapamiento, se mantienen los valores medios de intensidad en los objetos tras el promediado y el contraste no se ve penalizado.

	M	Contraste (CR) (dB)		
		<i>uC1</i>	<i>uC2</i>	<i>QC</i>
Con corrección	36	15.8	15.8	14.5
	12	15.2	15.5	14.2
Sin corrección	36	11.3	11.2	14.7
	12	10.9	10.3	14.3

Tabla 4.22 Contraste en las microcalcificaciones *uC1* y *uC2*, y en el quiste hiperecoico *QC* antes y después de la corrección de velocidad.

La Figura 4.50 muestra que los valores de contraste obtenidos tras la corrección son equiparables al valor medio de las medidas efectuadas en el conjunto de $M=36$ imágenes *B-Scan* adquiridas, lo que no se tiene en las composiciones espaciales sin corrección (*SC*) de velocidad, especialmente en los objetos más pequeños. El solapamiento incorrecto de las indicaciones homogeniza la intensidad de los objetos con el *speckle* circundante, siendo más relevante en los objetos más pequeños como las microcalcificaciones. En cambio, la composición espacial en envolvente de señales incorreladas no penaliza el valor medio del *speckle*, lo que resulta en la penalización de contraste observada, subsanada tras la corrección.

Por otra parte, se verifica una vez más que los efectos de un mal solapamiento son menos evidentes en objetos de gran tamaño, como es el caso del quiste *QC*. Ello no impide que los contornos se difuminen y el gradiente de intensidad entre el fondo y estos objetos disminuya, lo cual se aprecia en las métricas de nitidez.

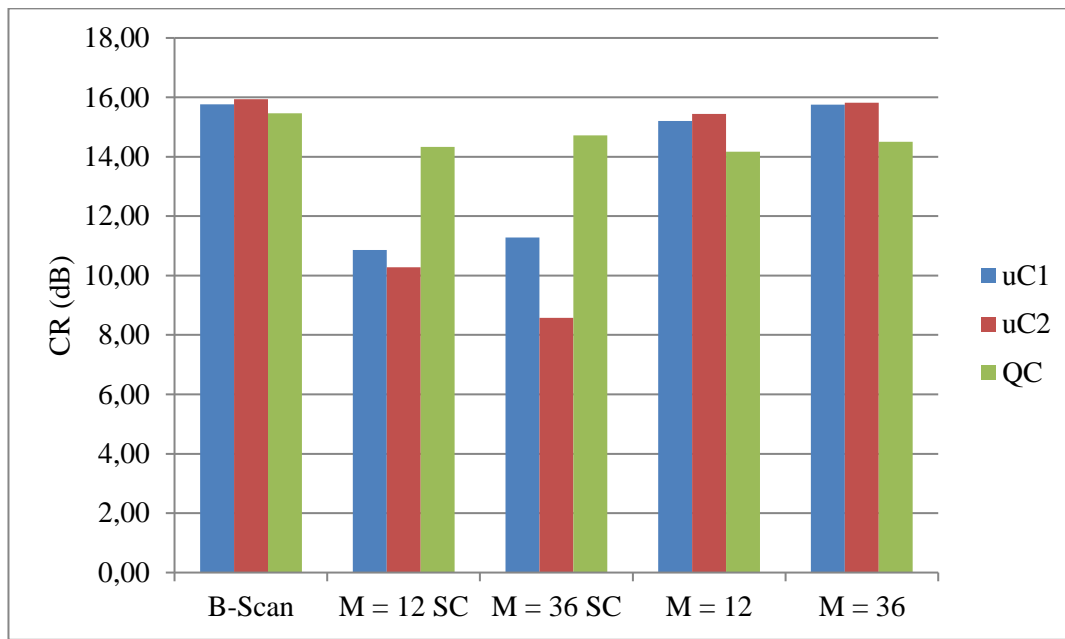


Figura 4.50 Contraste (CR) de las microcalcificaciones y quiste hiperecoico, para los B-Scan y composiciones de M imágenes sin corregir (SC) y corregidas

Contraste y contraste a ruido en quistes anecoicos

La Tabla 4.23 muestra el contraste y el contraste a ruido en los quistes anecoicos. Estos valores son similares a los que proporciona la composición sin corrección de velocidad.

	M	CNR		CR (dB)	
		QA	QB	QA	QB
Con corrección	36	12.4	6.6	12.43	15.93
	12	10.00	5.6	12.15	16.07
Sin corrección	36	14.44	8.2	11.8	15.8
	12	10.00	5.9	11.8	15.9

Tabla 4.23 Contraste a ruido (CNR) y contraste (CR) para los quistes anecoicos QA y QB antes y después de la corrección de velocidad

De manera análoga al quiste QC, el contraste en los quistes anecoicos no mejora sensiblemente tras la composición circular (Figura 4.51).

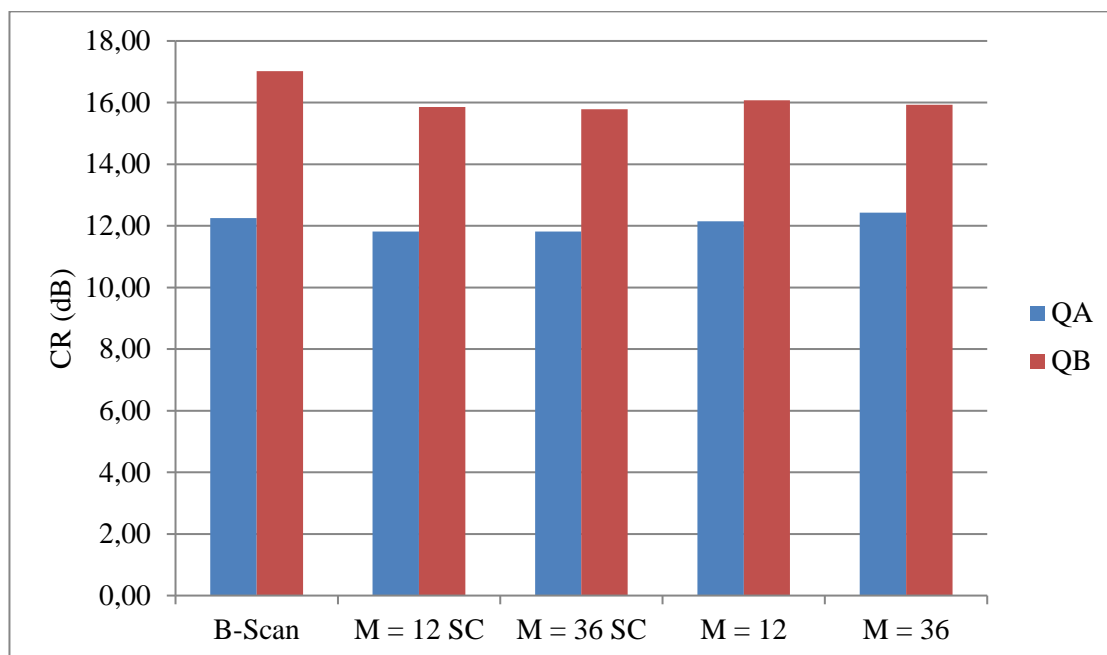


Figura 4.51 Contraste (CR) en los quistes anecoicos QA y QB para los B-Scan y composiciones de M imágenes sin corregir (SC) y corregidas

La Figura 4.52 compara las medidas de contraste a ruido (CNR) efectuadas en todas las imágenes. Como era de esperar, la composición espacial mejora sensiblemente los resultados de la imagen convencional (B-Scan), al reducirse la variabilidad del *speckle* a la vez que se mantiene su valor medio de intensidad. El CNR mejora con el número de imágenes parciales compuestas. Sin embargo, no parece verse alterado tras la corrección. Como ya se comentó, esto se debe al emborronamiento de las pequeñas estructuras, de lo cual no debe concluirse que tengan mejor calidad que las imágenes corregidas. Además del CNR, es necesario observar las métricas de nitidez descritas en el apartado anterior.

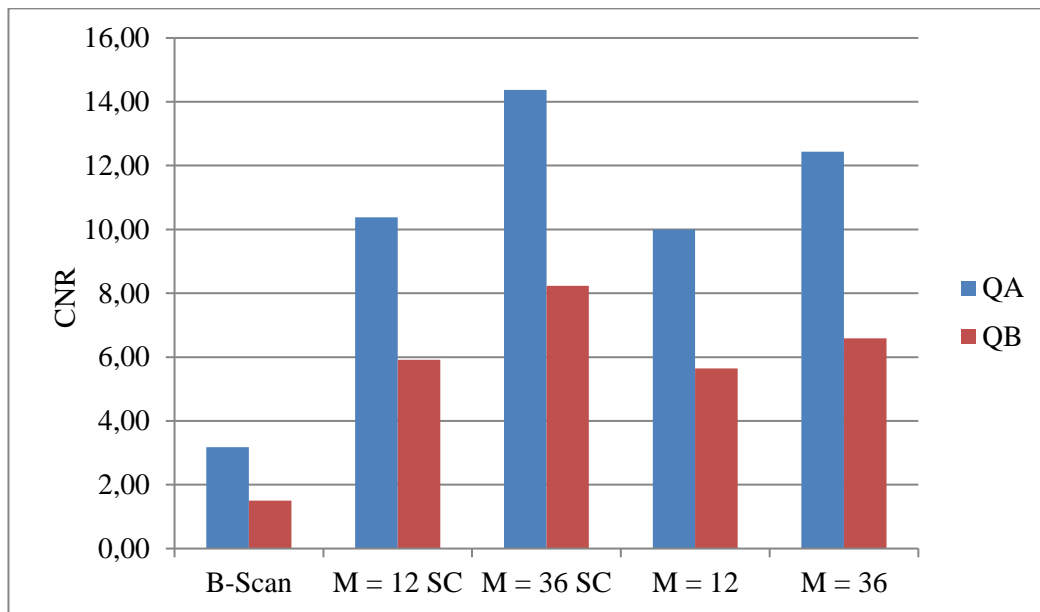


Figura 4.52 Contraste a ruido (CNR) en los quistes anecoicos QA y QB para los B-Scan y composiciones de M imágenes sin corregir (SC) y corregidas

Dimensiones de un elemento puntual

Por último, se midió la resolución espacial de la composición circular con corrección de velocidad. Para ello se consideró el punto (18.2, -16.4) mm donde se encuentra un reflector pequeño de alta intensidad, mostrado en la Figura 4.53a). Sobre el mismo se hicieron medidas de dimensiones (criterio $FWHM$) y de contraste (CR), mostrados en la Figura 4.53b), para el rango de velocidades empleado en §4.4.5.

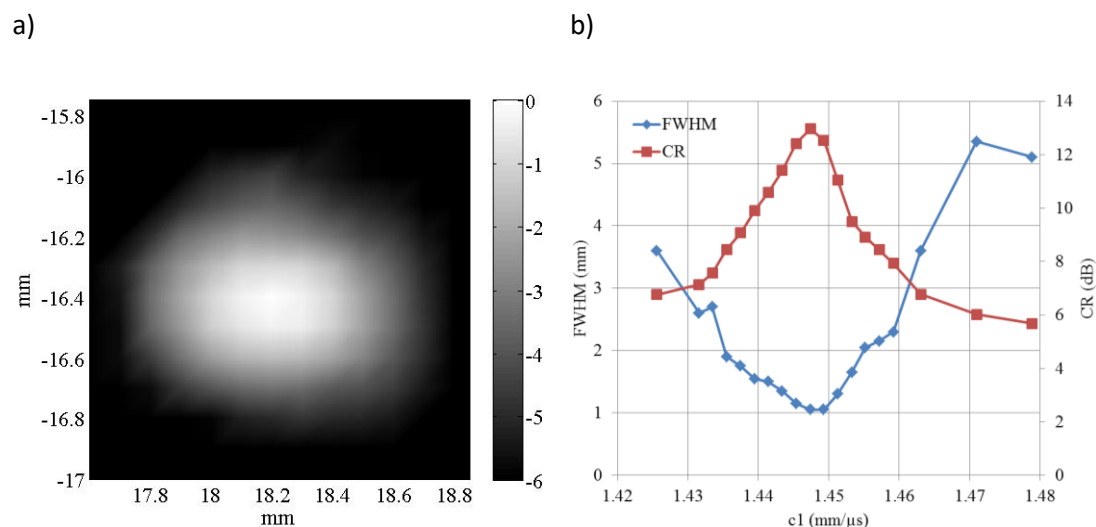


Figura 4.53 Detalle del elemento puntual estudiado para la composición espacial óptima ($c1 = 1.449$). b) Medidas de Contraste (CR) y dimensiones (criterio FWHM).

La mejor composición espacial, en términos de dimensiones y contraste, se obtiene en 1.449 mm/ μ s, velocidad a la que se produce el óptimo de nitidez. En este punto, las dimensiones del punto son de 1.1 mm en la dirección x (Figura 4.54a) y 1 mm en la dirección y (Figura 4.54b). El reflector es, por tanto, prácticamente circular y tiene unas dimensiones de 1 mm.

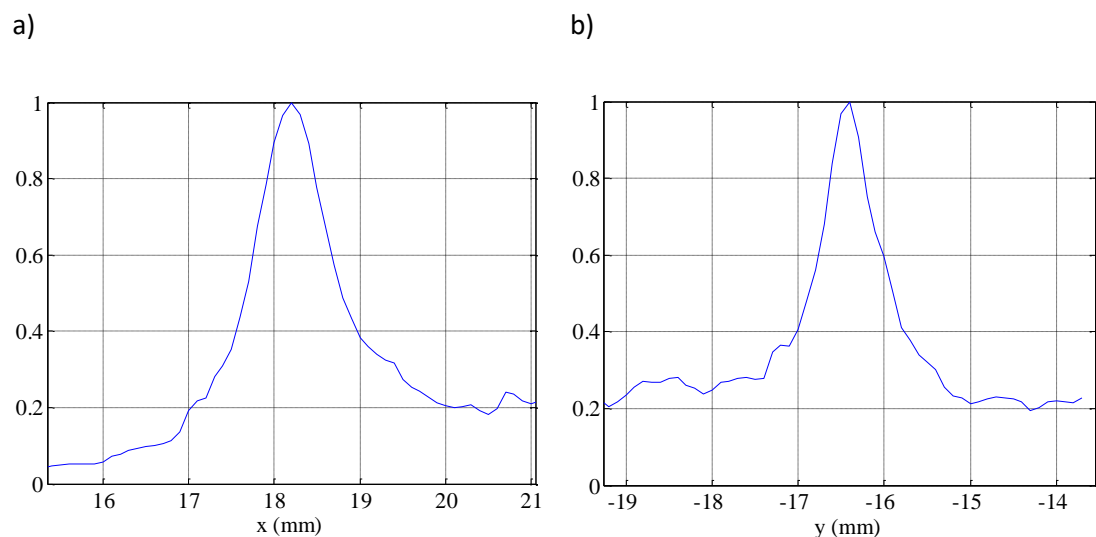


Figura 4.54 Corte del elemento puntual en el eje de abscisas y en el de ordenadas

Con todo, cabe mencionar las siguientes salvedades en la estimación efectuada:

1. No ha sido posible verificar ni las dimensiones ni la forma del objeto puntual, dado que el fabricante del phantom no aporta esta información.

2. No se han descontado efectos indeseados que pueden distorsionar la medida, como los errores mecánicos mencionados en §4.3.3, refracciones añadidas a la ya considerada en la interfaz agua-maniquí en el plano de imagen, como las que se tienen en el plano de elevación o en objetos con una desviación significativa en la velocidad de propagación respecto a la media del tejido.

4.5 CONCLUSIONES PARCIALES

Se ha verificado el modelo de simulación de Composición Circular de Imágenes propuesto en el Capítulo 2. Para ello se han comparado los resultados de la simulación parametrizada a las características del prototipo experimental con los obtenidos experimentalmente mediante una aguja de acero. Por una parte, los resultados experimentales confirman la homogeneidad e isotropía de la resolución espacial. Por otra, la dispersión de la resolución espacial y el contraste en la dirección angular de la imagen son despreciables a partir de $M = 15$ imágenes, como predecía el modelo de simulación.

Se ha verificado el método para la obtención de la Composición Circular de Imágenes, para lo que se han obtenido un conjunto de 36 imágenes ecográficas de tipo B (*B-Scan*). En concreto:

- La observación de las imágenes ecográficas permitió concluir que la capacidad de detección y localización de las lesiones de mama se ven limitadas fuertemente por la posición de la apertura. Además, se ha puesto de manifiesto la elevada dispersión de la intensidad del *speckle*, que puede enmascarar las lesiones de tamaño más pequeño, las microcalcificaciones.
- La composición espacial sin corrección de velocidad es defectuosa, con artefactos característicos. Además, fruto del mal solapamiento de las indicaciones, el contraste se ve penalizado (en este caso un 30% respecto a la medida en ecografías). Con todo, se aprecia una gran disminución de la dispersión de la intensidad del *speckle*, dado que la textura granular se homogeniza. Esto resulta en una mejora del *CNR* por factores comprendidos entre 3 y 5.
- El ajuste local al contorno solo requiere considerar las líneas de barrido con ángulo de deflexión en $\beta \in (-20^\circ, 20^\circ)$ para obtener un buen ajuste.
- El ajuste global presenta, visualmente, un buen ajuste al contorno de la mama con polinomios trigonométricos de $M_p = 9$ y $M_p = 17$ términos. Incluso un polinomio de $M_p = 5$ términos presenta un ajuste aceptable. La métrica de nitidez de Brenner aplicada a estos tres casos permitió observar que todos ellos ofrecen resultados satisfactorios.

-
- La estimación de la velocidad mediante el método de correlación cruzada no ofrece robustez. Sin embargo, dado su bajo coste computacional, puede utilizarse para acotar el intervalo de velocidades de propagación a considerar con las métricas de nitidez.
 - Se han probado las diferentes métricas de nitidez propuestas en una región de 40x40 mm con objetos que presentan un elevado gradiente entre ellos y el fondo de la imagen. La métrica de Brenner presenta un lóbulo principal más abrupto, por lo que es considerado más robusto. Las métricas se probaron en un quiste anecoico situado en la periferia, que presenta un gradiente de intensidad limitado con el *speckle* circundante. Las métricas de Tenenbaum y varianza normalizada no mostraron un buen comportamiento. La métrica de Brenner siguió convergiendo hacia un valor adecuado.
 - La observación de la variación de los artefactos en los objetos con la velocidad de propagación permitió determinar que existe un rango donde se sigue produciendo un solapamiento satisfactorio de las indicaciones y, por tanto, una Composición Circular de imágenes correcta. Esto pone de relieve la tolerancia de la composición espacial de imágenes a pequeños errores de estimación de velocidad de propagación y justifica la simplificación efectuada en este trabajo de asumir un medio heterogéneo como el símil empleado, como uno homogéneo de velocidad de propagación diferente a la del agua que lo rodea. Además, dada las pequeñas variaciones de velocidad de propagación, la estimación efectuada en una región de la imagen puede extrapolarse al resto.
 - La corrección efectuada en la Composición Circular de Imágenes permite recuperar el contraste que se tenía en las imágenes *B-Scan*, manteniendo la mejora de *CNR* que aporta la composición espacial. Por otra parte, al comparar las Composiciones Circulares de $M = 12$ y $M = 36$ imágenes se observa que, si bien la resolución espacial y el contraste se mantienen, el contraste a ruido mejora en poco más de un 10% en este último caso.

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.

5.1 CONCLUSIONES

Las principales conclusiones de esta tesis doctoral son las siguientes:

1. Se ha desarrollado un método de simulación que ha permitido evaluar *a priori* la calidad de la Composición Circular de imágenes, en función de los parámetros del sistema y el número de aperturas empleadas (muestreo espacial).

En particular, este método ha permitido estimar la resolución espacial y el contraste de la Composición Circular:

- a) La resolución espacial puede considerarse homogénea e isotrópica en toda el área de imagen, presentando un valor ligeramente peor que la resolución axial de la imagen ecográfica convencional.
- b) El contraste es máximo en la región central de la imagen y presenta una variabilidad sensiblemente inferior a la imagen ecográfica convencional

Además, ha permitido estimar la resolución espacial y el contraste bajo diversas condiciones

- c) La resolución de la imagen compuesta apenas depende del radio de las aperturas, aunque sí es significativa la dependencia de la sensibilidad, reduciéndose a mayor radio.
 - d) Por su parte, el contraste depende del radio de las aperturas y no de su tamaño
 - e) Por último, ha permitido definir las condiciones para garantizar una resolución espacial y contraste homogéneos.
2. La simplificación de suponer una velocidad constante para todo el tejido permite describir el medio de propagación en el plano de imagen con métodos no iterativos, que permiten corregir los efectos de la refracción en la interfaz agua-tejido en las imágenes sectoriales

parciales *phased-array*. Gracias a ello, la Composición Circular de Imágenes se obtiene libre de artefactos.

Para describir el contorno de la mama se ha recurrido a un doble ajuste por mínimos cuadrados

- a) En primer lugar, se ha efectuado un ajuste a un polinomio de segundo grado y local a cada apertura empleada.
- b) En segundo lugar, se ha efectuado un ajuste a un polinomio trigonométrico que representa a la morfología suave y cerrada de la mama. La experimentación ha permitido determinar el grado de libertad al ajuste que permite compensar las incertidumbres del muestreo y obtener una imagen libre de artefactos.

La velocidad de propagación en el agua se ha obtenido mediante procedimientos de calibración. Por su parte, la velocidad media de propagación en los tejidos de la mama se ha estimado a partir de dos métodos complementarios

- a) El primero, basado en la correlación cruzada de aperturas enfrentadas, permite obtener una estimación de la velocidad con bajo coste computacional. Sin embargo, no es un método robusto al depender de la estimación del diámetro de la mama en el plano de imagen.
 - b) El segundo, basado en métricas de nitidez sobre una región de la imagen, particularmente la de Brenner, es más fiable. El cómputo que requiere esta técnica se ve simplificado gracias a la estimación aportada por el primer método.
3. Por último, se ha planteado un algoritmo de interpolación bilineal que se adapta a la disposición irregular de las líneas de barrido sobre el plano de imagen tras la refracción. Se ha empleado una técnica de trazado de rayos vectorial que garantiza la independencia del proceso para cada línea de barrido

5.2 TRABAJOS FUTUROS:

Los objetivos alcanzados en este trabajo permiten plantearse otros que constituyen su continuación lógica. Algunos de ellos pueden ser los siguientes:

1. Interpolación de composiciones circulares adquiridas en tomogramas paralelos para generar una imagen completa de la mama.
2. Los métodos propuestos en este trabajo son susceptibles de paralelización. Así:

- a) La obtención de los puntos de la interfaz agua-tejido en cada línea de barrido o *A-Scan* es independiente y puede llevarse a cabo de forma totalmente concurrente. Las mismas conclusiones pueden extraerse para el ajuste local de la interfaz en las diferentes imágenes sectoriales parciales.
- b) En lo que respecta al método de composición circular dada una estimación de la velocidad media de propagación en los tejidos, el algoritmo de trazado para cada línea de barrido es totalmente independiente y concurrente. La paralelización se puede llevar a cabo tanto para calcular la refracción como para posicionar las muestras de cada línea de barrido.
- c) Por su parte, la estimación de la velocidad media de propagación en los tejidos es fácilmente paralelizable en su primera fase. Tanto determinar la extensión de tejido en la trayectoria de las líneas de barrido solapadas y emitidas desde aperturas enfrentadas, como su correlación cruzada son procesos independientes entre sí y entre los distintos pares de imágenes adquiridas desde posiciones enfrentadas. Además, la composición de imágenes y posterior cálculo de la nitidez con diferentes estimaciones de velocidad media de propagación en los tejidos puede llevarse a cabo concurrentemente.

3. Adopción del formato estándar HL7-DICOM (Digital Imaging and Communication Imaging) para integrar la composición circular en sistemas PACS (Picture Archiving and Communication System). Permite almacenar en un formato común todas las modalidades de imagen que pueden intervenir en el programa de cribado (mamografía, resonancia magnética) y facilita la elaboración de historiales clínicos. El empleo de PACS permite que el examen y su evaluación por parte de un radiólogo no se tengan que efectuar ni en el momento ni en el mismo lugar. En suma, facilita el seguimiento, el procesamiento de gran número de exámenes en múltiples ubicaciones y el ahorro de costes, aspectos claves en los programas de cribado.

4. Fusión de imágenes. La información aportada por la composición circular puede compararse con la obtenida mediante tomografía de difracción (tomogramas de velocidad de propagación y atenuación de la onda ultrasónica) para determinar la malignidad de las lesiones. Análogamente, la adopción de un formato estándar facilita la fusión con mamografías y resonancias. La fusión de imágenes permitiría ofrecer asistencia avanzada al diagnóstico [Sanchez-Montero 15].

BIBLIOGRAFÍA.

- Almira 05 J. M. Almira. “Matemáticas para la recuperación de señales: Una introducción”. GEU, 2005
- Angelsen 00 B. A. J. Angelsen. “Ultrasound Imaging: Waves, Signals, and Signal Processing”. Emantec. 2000
- Ashfaq 04 M. Ashfaq, H. Ermert. “Ultrasound spiral computed tomography for differential diagnosis of breast tumors using a conventional ultrasound system. Initial phantom results”. *Acoustical Imaging*, pp. 627-633, 2004
- ASUM Ultrasonics Institute Australia 1959-1997 [en línea]. Sídney (Australia) [Consulta de 07 de noviembre de 2016]:
<<http://www.asum.com.au/wp-content/uploads/2015/09/handout.pdf>>
- Azhari 10 H. Azhari. “Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers”. John Wiley and Sons. 2010
- Bamber 98 J. C. Bamber. Ultrasonic properties of tissue. “Ultrasound in Medicine”. F. A. Duck, A.C. Baker, H. C. Starritt. Institute of Physics Publishing, 1998
- Barceló 10 J. A. Barceló, D. Faraco, A. Ruiz, A. Vargas. “Reconstruction of singularities from full scattering data by new estimates of bilinear Fourier multipliers”, *Mathematische Annalen*, 346, pp. 505-544, 2010
- Barr 09 R. G. Barr, A. Rim, R. Graham, W. Berg, J. R. Grajo, “Speed of Sound Imaging. Improved image quality in breast sonography”, *Ultrasound Quarterly*, 25, pp 141-144, 2009
- Birkfellner 14 W. Birkfellner. “Applied Medical Image Processing: A Basic Course”. 2º edición. Taylor & Francis, 2014.
- Bartelt 88 H. Bartelt. “Computation of local directivity, speed of sound and attenuation from ultrasonic reflection tomography data”. *Ultrasonic Imaging*, 10, pp. 110-120, 1988.
- Brandan 06 M. E. Brandan, Y. Villaseñor. "Detección del cáncer de mama: estado de la mamografía en México." *Cancerología* 1. 147-162. 2006
- Bray 13 F. Bray, J.-S. Ren, E. Masuyer, J. Ferlay. “Global estimates of cancer prevalence for 27 sites in the adult population in 2008”. *Int. J. Cancer*, 132: 1133–1145. 2013.
- Brenner 76 JF. Brenner, BS. Dew, JB. Horton, T. King, PW. Neurath, WD. Selles. “An automated microscope for cytologic research: a preliminary evaluation”. *Journal of Histochemistry and Cytochemistry*. Vol 24(1). Pp. 100-111, 1976
- Brent 73 R. Brent, “Algorithms for Minimization Without Derivatives”, Prentice-Hall, 1973.

- Burckhardt 78 C. B. Burckhardt, Speckle in ultrasound B-Mode Scans, *IEEE transactions in sonics and ultrasonics*, SU-25, pp. 1-6, 1978
- CAE Breast Biopsy Ultrasound Training Model [en línea]. Sarasota FL [Consulta de 23 de diciembre de 2015]:
<<https://www.bluephantom.com/product/Breast-Biopsy-Ultrasound-Training-Model.aspx?cid=438>>
- Camacho 09 J. Camacho, M. Parrilla, C. Fritsch, "Phase Coherence Imaging", *IEEE Trans. UFFC*, 56, 5, pp. 958-974, 2009.
- Chapra 11 S C. Chapra, R. P. Canale. "Métodos numéricos para ingenieros". 6ª edición. McGraw-Hill, 2011.
- Chen 04 Q. Chen, J. A. Zagzebski, "Simulation study of effects of speed of sound and attenuation on ultrasound lateral resolution", *Ultrasound in Medicine and Biology*, 30, pp. 1297-1306, 2004
- Chevalier 10 M. Chevalier, R. Torres, "Mamografía digital", *Revista de física médica*, 11, pp. 11-26, 2010
- Clevert 07 D. A. Clevert, E. M. Jung, K. P. Jungius, K. Ertan, R. Kubale, "Value of tissue harmonic imaging (THI) and contrast harmonic imaging (CHI) in detection and characterization of breast tumours", *European Radiology*, 17, pp. 1-10, 2007
- Dapp 12 R. Dapp, H. Gemmeke, N. Rüter, "3D Refraction-Corrected Transmission Reconstruction for 3D Ultrasound Computer Tomography", *Medical Imaging 2012: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*, 8320, pp. 832014-1:7, 2012
- De Angelis 09 R. De Angelis, A. Tavilla, A. Verdecchia, S. Scoppa, E. J. Feuer, A. B. Mariotto, "Breast cancer survivors in the United States", *Cancer*, 115, pp. 1954-1966, 2009
- Dempsey 04 P. J. Dempsey, "The History of Breast Ultrasound", *J Ultrasound Med*, 23, pp. 887-894, 2004
- Dines 87 K. A. Dines, S. A. Goss. "Computed ultrasonic reflection tomography", *IEEE Transactions of ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 34, pp. 309-318, 1987.
- Duck 90 F. A. Duck *Acoustic Properties of Tissues at Ultrasonic Frequencies* en "Physical Properties of Tissues". Academic Press, Londres. Pp 73-135. 1990
- Duffy 06 S. W. Duffy, L. Tabar, T. H. H. Chen, R. A. Smith, L. Holmberg, H. Jonsson, L. Nyström, S. Törnberg, "Reduction in breast cancer mortality from organized service screening with mammography: 1. Further confirmation with extended data", *Cancer Epidemiology, Biomarkers & Prevention*, 15, pp. 45-51, 2006
- Duric 07a N. Duric, P. Littrup, L. Poulo, A. Babkin, R. Pevner, E. Holsapple, O. Rama, C. Glide, "Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) prototype", *Medical Physics*, 34, pp.773-785, 2007
- Duric 07b N. Duric, P. Littrup, L. Poulo, A. Babkin, R. Pevzner, E. Holsapple, O. Rama, C. Glide. "Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) prototype", *Medical Physics*, 34, pp. 773-785, 2007

- Duric 11 N. Duric, C. Li, O. Roy, S. Schmidt. "Acoustic Tomography: Promise versus Reality", *International Ultrasonics Symposium Proceedings*, pp. 2033-2041, 2011.
- Duric 13 N. Duric, P. Littrup, S. Schmidt, C. Li, O. Roy, L. Bey-Knight, R. Janer, D. Kunz, X. Chen, J. Goll, A. Wallen, F. Zafar, V. Allada, E. West, I. Jovanovic, K. Li, W. Greenway, "Breast Imaging with the SoftVue Imaging system: First results", *Medical Imaging: Ultrasonic Imaging, Tomography and Therapy*, 8675, pp. 86750k-1:8, 2013
- Easton 97 D. F. Easton, L. Steele, P. Fields, W. Ormiston, D. Averill, P. A. Daly, R. McManus, S. L. Neuhausen, D. Ford, R. Wooster, L. A. Cannon-Albright, M. R. Stratton, D. E. Goldgar, "Cancer risks in two large breast cancer families linked to BRCA2 on chromosome 13q12-13", *The American Journal of Human Genetics*, 61, pp. 120-128, 1997
- Faran 51 J. J. Faran Jr., "Sound Scattering by solid cylinders and spheres". *The Journal of the Acoustical Society of America*. 23, 4, pp. 405-418. 1951.
- Flax 88 S. W. Flax and M. O'Donnell, "Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: basic principles," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, vol. 35, pp. 758-767, 1988
- FDA US Department of Health and Human Services. FDA. PMA P110006 Summary of safety and effectiveness. 2012
- FDA 12 Food and Drug Administration. Premarket Approval 1006. 2012
- Ferguson 14 R. S. Ferguson, "Practical Algorithms for 3D Computer Graphics". 2ª edición. CRC Press, 2014
- Filipik 07 A. Filipik, I. Peterlik, D. Hemzal, J. Jan, R. Jirik, M. Zapf, N. Ruiter. "Calibrating an Ultrasonic Computed Tomography System Using a Time-of-Flight Based Positioning Algorithm". *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*. pp. 2146-2149, 2007.
- Filipik 08 A. Filipik, J. Jan, I. Peterlik, D. Hemzal, N. Ruiter, R. Jirik. "Modified Time-of-Flight Based Calibration Approach for Ultrasonic Computed Tomography", *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*. pp. 2181-2184, 2008.
- Fisher 98 B. Fisher, J. P. Constantino, D. L. Wickerham, C. K. Redmond, M. Kavanah, W. M. Cronin, V. Vogel, A. Robidoux, N. Dimitrov, J. Atkins, M. Daly, S. Wieand, E. Tan-Chiu, L. Ford, N. Wolmark y otros, "Tamoxifen for Prevention of Breast Cancer: Report of the National Surgical Adjuvant Breast and Bowel Project P-1 Study", *Journal of the National Cancer Institute*, 90, pp. 1371-1388, 1998
- Ford 94 D. Ford, D. F. Easton, D. T. Bishop, S. A. Narod, D. E. Goldgar, "Risks of cancer in BRCA1-mutation carriers. Breast Cancer Linkage Consortium", *The Lancet*, 343, pp. 692-695, 1994
- GE 1 GE Healthcare. Invenia ABUS brochure [en línea]. Wawautosa WI, 2014 [Consulta de 01 de agosto de 2014]. Disponible en web: <<http://www3.gehealthcare.com/~media/documents/us-global/products/ultrasound/brochures/invenia%20abus/gehc-brochure-invenia-abus.pdf>>

- GE 2 Invenia ABUS - ABUS Breast Imaging. [Consulta de 01 de agosto de 2014]. Disponible en web: <http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Ultrasound/somo_v_ABUS_Breast_Imaging/Invenia_ABUS>
- Gonzalez 02 R. C. Gonzalez, R. E. Woods. "Digital Image Processing". Prentice Hall, 2002.
- Gotzche 13 P. C. Gotzche, K. J. Jorgensen, "Screening for breast cancer with mammography", *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2013
- Groen 85 F. C. A. Groen, I. T. Young, G. Ligthart, "A comparison of different focus functions for use in autofocus algorithms", *Cytometry* 6(2), pp. 81-91, 1985
- Gubernatis 77 J. E. Gubernatis, E. Domany, J. A. Krumhansl, M. Huberman. "The Born approximation in the theory of the scattering of elastic waves by flaws", *Journal of applied physics*, 48, pp. 2812-2819, 1977
- Hansen 07a C. Hansen, N. Hütterbräuker, W. Wilkening, M. Ashfaq, H. Ermert. "Ultrasonographic contrast-agent imaging of sub-millimeter vessel structures with spatial compounding: *in vitro* analyses", *Biomed Tech*, 52, pp. 274-283, 2007.
- Hansen 07b C. Hansen, A. Schasse, N. Hüttebräuker, M. Ashfaq, W. Wilkening, H. Ermert. "Reconstruction of Speed of Sound for a Correction of Transit Time in Full Angle Spatial Compounding", *IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 785-788, 2007.
- Hansen 08 C. Hansen, N. N. Hüttebräuker, A. Schasse, L. Heuser, G. Shulte-Altendorneburg, H. Ermert, "An Automated System for Full Angle Spatial Compounding in Ultrasound Breast Imaging", *IFMBE Proceedings*, 22, pp. 541-545, 2008.
- Hindi 13 Hindi, C. Peterson, R. G. Barr, "Artifacts in medical imaging", *Reports in Medical Imaging*, 6, pp. 29-48, 2013
- Hirooka 09 Y. Hirooka, N. Aika, T. Ishisugi, M. Ohguri, C. Nagashima, S. Morishita, Y. Kato, C. Fukuda, "Recent Advances in Ultrasound Imaging of Breast Lesions", *Yonago Acta medica*, 52, pp. 115-120, 2009
- Ikedo 07 Y. Ikedo, D. Fukuoka, T. Hara, H. Fujita, E. Takada, T. Endo, T. Morita, "Development of a fully automatic scheme for detection of masses in whole breast ultrasound images", *Medical Physics*, 34, pp. 4378-4388, 2007
- Intel08 Intel Corporation. "How Much Performance Do You Need for 3D Medical Imaging?" [en línea]. 2008. Disponible en web: <<http://download.intel.com/design/embedded/medical-solutions/315896.pdf>>
- IVU1 iVu imaging corporation. SOFIA Catalogue [en línea] 2014. Disponible en web: <<http://www.ugemedicalgroup.com.tr/Shared/SOFIA%20Catalogue%202014.pdf>>
- IVU2 iVu imaging corporation. SOFIA Catalogue [en línea] 2014. Disponible en web: <<http://www.ugemedicalgroup.com.tr/Shared/teknik/SOFIA%20teknik%20%C3%B6zellikler.pdf>>

- Jago 92 J. R. Jago, T. A. Whittingham, "The use of measured acoustic speed distributions in reflection ultrasound CT", *Physics in Medicine and Biology*, 37, pp. 2139-2142, 1992
- Jago 94 J. R. Jago. "An automatic method for determining the centre of rotation of a mechanically scanned UCT system". *Physics in medicine and biology*, 39, pp. 2367-2371, 1994
- Jellins 77 J. Jellins, G. Kossoff, T. S. Reeve, "Detection and classification of liquid-filled masses in the breast by gray scale echography", *Radiology*, 125, pp. 205-212, 1977°.
- Jemal 11 A. Jemal, F. Bray, M. M. Center, J. Ferlay, E. Ward, D. Forman, "Global Cancer Statistics", *CA Cancer J Clin*, 61, pp. 69-90, 2011
- Jensen 91 J. A. Jensen, "A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue." *Acoustical Society of America*, 89.1, pp. 182-190, 1991
- Johnson 13 S. A. Johnson, M. J. Berggren, D. T. Borup, B. K. Hanover, J. W. Wiskin, J. Pattee. "Breast Scanning System", United States Patent, US 8366617, 2013
- Karaman 95 M. Karaman, P. C. Li, M. O'Donnell, "Synthetic Aperture Imaging for Small Scale Systems", *IEEE Trans. UFFC*, 42, 3, pp. 429-442, 1995.
- Kak 88 A. C. Kak, M. Slaney. "Reflection Tomography". En: *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press, 1988. pp. 297-322
- Kawamura 05 T. Kawamura y T. Sobue, "Comparison of breast cancer mortality in five countries: France, Italy, Japan, the UK and the USA from the WHO mortality database (1960–2000)", *Japanese Journal of Clinical Oncology*, 35, pp. 758-759, 2005
- Kino 87 G. S. Kino. "Acoustic waves: Devices, imaging and analog signal processing". Prentice Hall, 1987.
- Kobayashi 74 T. Kobayashi, O. Takatani, N. Hattori and K. Kimura (1974), "Differential diagnosis of breast tumors. The sensitivity graded method of ultrasonotomography and clinical evaluation of its diagnostic accuracy". *Cancer*, 33: 940–951
- Krotkov 88 E. Krotkov. "Focusing". *International Journal of Computer Vision*. Vol. 1(3). Pp. 223-237. 1988
- Lacefield 04 JC Lacefield, WC Pilkington, RC Waag. "Comparisons of lesion detectability in ultrasound images acquired using time-shift compensation and spatial compounding". *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 51(12), pp. 1649-59, 2004.
- Lee 10 C. H. Lee, D. D. Dershaw, D. Kopans, P. Evans, B. Monsees, D. Monticciolo, R. J. Breener, L. Bassett, W. Berg, S. Feig, E. Hendrick, E. Mendelson, C. D'Orsi, E. Sickles, L. W. Burhenne, "Breast cancer screening with imaging: Recommendations from the Society of Breast Imaging and the ACR on the use of mammography, breast MRI, breast ultrasound, and other technologies for the detection of clinically occult breast cancer", *Journal of the American College of Radiology*, 7, pp. 18-27, 2010
- Li 94 P. Li, M. O'Donnell, "Improved detectability with blocked element compensation", *Ultrasonic Imaging*, 16, pp. 1-18, 1994

- Litovitz 65 T. A. Litovitz, C. M. Davis, "Structural and shear relaxation in liquids" En *Physical Acoustics: Principles and Methods*, Vol. 2, Part A: Properties of Gases, Liquids, and Solutions. Academic Press pp. 281-349.
- Liu 98 D.-L. D. Liu, R. C. Waag, "Estimation and correction of ultrasonic wavefront distortion using pulse-echo data received in a two-dimensional aperture", *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 45(2), pp. 473-490, 1998
- Martín 10 F. Martín. "Ecografía de mama. Controversias". *Radiología*, 52, pp. 22-25, 2010
- Mendelson 13 E.B. Mendelson, M. Böhm-Vélez, W.A. Berg, et al. "ACR BI-RADS Ultrasound" en *ACR BI-RADS Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System*. American College of Radiology, 2013
- Mus 11 R. Mus y M. Rutten, "Automated Breast Volume Scanning: 3D Ultrasound of the Breast" [en línea] Siemens Ultrasound Whitepapers, 2011. Disponible en web: <http://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ultrasound/documents/download/mdaw/mtiz/~edisp/abvs_whitepaper_mus-00064631.pdf>
- Napolitano 06 D. Napolitano, C. Chou, G. McLaughlin, T. Ji, L. Mo, D. DeBusschere, et al. "Sound speed correction in ultrasound imaging". *Ultrasonics*. Vol 44, pp. e-43-6, 2006
- Newhouse 82 V. L. Newhouse, N. M. Bilgutay, J. Saniie, E. S. Furgason. Flaw-to-grain echo enhancement by split-spectrum processing. *Ultrasonics* 20 (2): 59-68, 1982
- Niklason 98 L. T. Niklason, D. B. Kopans, L. M. Hamberg, "Digital breast imaging: Tomosynthesis and digital subtraction tomography. *Breast Disease*, 10, pp. 151-164, 1998.
- Nyborg 83 W.L Nyborg, P. L Carson, F. Dunn, D. L. Miller, M. W. Miller, M. C. Ziskin, "Report No 74 - Biological Effects of Ultrasound: Mechanisms and Clinical Implications". *National Council on Radiation, Protection and Measurements Publications*, 1983".
- O'Donnell 82 M. O'Donnell, "Phase-insensitive pulse-echo imaging", *Ultrasonic Imaging*, 4, pp. 321-335, 1982.
- Ohuchi 11 N. Ohuchi, T. Ishida, M. Kawai, Y. Narikawa, S. Yamamoto, T. Sobue, "Randomized Control Trial on effectiveness of ultrasonography screening for breast cancer in women aged 40-49 (J-START): Research design", *Japanese Journal of Clinical Oncology*, 41, pp. 275-277, 2011.
- Orison Orison Embrace 3D - Breast Imaging System. [Consulta de 01 de agosto de 2014]. Disponible en web: <<http://www.insightpd.com/case-studies/orison>>
- Perez-Liva 15a M. Perez-Liva, JL. Herraiz, L. Medina-Valdés, J. Camacho, C. Fritsch, Ibáñez P, et al. "PD-0137: Ultrasound Computed tomography for early breast cancer detection". *Radiotherapy and Oncology*. Vol. 115:S65, 2015.
- Perez-Liva 15b M. Pérez-Liva, J L Herraiz, L Medina-Valdés , J Camacho , C Fritsch , B Treeby and J M Udías. "Regularization of Image Reconstruction in Ultrasound Computed Tomography". *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging (NSS/MIC)*. 2015

- Pitas 95 I.Pitas, A.N Venetsanopoulos, "Non linear digital filters", Kluwer Academic Publishers, Massachusetts, 1995.
- Porter 09 B.A Porter y H. Seck "Automated Breast Volume Scanning: Visualization of Mammographically Occult Breast Cancer - Two Cases" [en línea] Siemens Ultrasound Whitepapers, 2009. Disponible en web: <http://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ultrasound/documents/download/mdaw/mtyx/~edisp/abvs_whitepaper_616909-00064632.pdf>
- Proakis 93 J. G. Proakis, D. G. Manolakis. "Digital Signal Processing. Principles, algorithms and applications". 3ª edición, Prentice-Hall, 1993
- Queensland 13 Queensland Health. State of Queensland. "Technology brief. Automated breast ultrasound." [en línea]. 2013. Disponible en web: <<http://www.health.qld.gov.au/healthpact/docs/briefs/WP150.pdf>>
- Ruiter 11 N. V. Ruiter, R. Dapp, M. Zapf, H. Gemmeke, Evaluation of 3D Point Spread Function of a Semi-Ellipsoidal Ultrasound Computer Tomography System", *IEEE International Ultrasonic Imaging Symposium Proceedings*, pp. 242-245, 2011
- Ruiter 12 N. V. Ruiter, M. Zapf, T. Hopp, R. Dapp, H. Gemmeke, "Phantom image results of an optimized full 3D USCT"., *Medical Imaging 2102: Ultrasonic imaging, Tomography, and Therapy*, 8320, pp. 832005-1:6, 2012
- Shankar 85 PM. Shankar. "Speckle reduction in ultrasonic images through a maximum likelihood based adaptive filter". *Physics in Medicine and Biology*. Vol. 51(21), pp 5591-5602, 1985;
- Sanchez-Montero 15 Sanchez-Montero, R., Nuñez-Martin, L., Lopez-Espi, P.L, Martinez-Rojas, J.A., Castro-Tejero, P., Puente-Hermosilla, J. "A decision aid method for lesion delineation based on directional fractal filtering". *3rd Estro Forum*. S381. EP-1523
- Schmidt 11 S. Schmidt, N. Duric, C. Li, O. Roy, Z. Huang, "Modification of Kirchhoff migration with variable sound speed and attenuation for acoustic imaging of media and application to tomographic imaging of the breast", *Medical Physics*, 38, pp. 998-1007, 2011
- Siemens 1 ACUSON S2000 Ultrasound System Technical details [Consulta de 01 de agosto de 2014]. Disponible en web: <<http://www.healthcare.siemens.com/ultrasound/radiology/acuson-s2000-ultrasound-system/technical-details>>
- Simonetti 07 F. Simonetti, L. Huang, N. Duric. "On the spatial sampling of wave fields with circular ring apertures". *Journal of Applied Physics* 101, 083103-1:6, 2007.
- Simonetti 09 F. Simonetti, L. Huang, N. Duric. "A multiscale approach to diffraction tomography of complex three-dimensional objects", *Applied Physics Letters*, 95, 061904-1:3, 2009
- Smith 83 S. W Smith, R. F. Wagner, J. M. Sandrik, H. Lopez. "Low contrast detectability and contrast/detail analysis in medical ultrasound". *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, 30(3) pp. 164-173.

- Smith 04 R. A. Smith, S. W. Duffy, R. Gabe, L. Tabar, A. M. F. Yen, T. H. H. Chen, "The randomized trials of breast cancer screening: what have we learned?", *Radiologic Clinics of North America*, 42, pp. 793-806, 2004
- Soeteman 13 D. I. Soeteman, N. K. Stout, E. M. Ozanne, C. Greenberg, M. J. Hassett, D. Schrag, R. S. Punglia, "Modeling the Effectiveness of Initial Management Strategies for Ductal Carcinoma In Situ", *Journal of the national cancer institute*, 105, pp. 774-781, 2013
- Sonociné 1 Sonociné worldwide. [Consulta de 01 de agosto de 2014]. Disponible en web: <<http://www.sonocine.com/worldwide>>
- Sonociné 2 Sonociné AWBUS international brochure [en línea] Rev B. Disponible en web: <<http://www.sonocine.com/wp-content/uploads/2013/09/3268-Sonocine-AWBUS-International-Brochure-7-11-13-opt.pdf>>
- Steinberg 76 B. D. Steinberg. "Principles of aperture and Array system design: including random and adaptative arrays". John Wiley and Sons, 1976.
- Szabo 04 T. L. Szabo, "Diagnostic Ultrasound Imaging. Inside Out", Elsevier Academic Press., 2004.
- Sun 04 Y. Sun, S. Duthaler, A. J. Nelson. "Autofocusing in computer microscopy: Selecting the optimal focus algorithm. *Microscopy research and technique*, 65, pp. 139-149, 2004
- Takada 07 E. Takada, Y. Ikedo, D. Fukuoka, T. Hara, H. Fujita, T. Endo, T. Morita, "Semi-automatic Ultrasonic Full-breast Scanner and Computer-assisted Detection System for Breast Cancer Mass Screening", *Medical Imaging 2007: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, 6513, 651310-1:8, 2007
- Teboul 10 M. Teboul, "Advantages of Ductal Echography (DE) over Conventional Breast Investigation in the diagnosis of breast malignancies", *Medical Ultrasonography*, 12, 1, pp. 32-42, 2010.
- Tonelli 11 M. Tonelli, S. C. Gorber, M. Joffres, J. Dickinson, H. Singh, G. Lewin, R. Brithwhistle, "Recommendations on screening for breast cancer in average-risk women aged 40-74 years", *Canadian Medical Association Journal*, 183, pp. 1991-2001, 2011
- Towfiq 13 F. Towfiq, L. J. Busse, S. J. Douglas, M. L. Stribling, "System and Method for Three-Dimensional Ultrasound Imaging", United States Patent, US 2013/01584404 A1, 2013
- Traub 82 J. F. Traub. "Iterative methods for the solution of equations". *American Mathematical Soc.*, 1982.
- Treeby 11 B. E. Treeby, T. K. Varslot, E. Z. Zhang, J. G. Laufer, P. C. Beard, "Automatic sound speed selection in photoacoustic image reconstruction using an autofocus approach", *Journal of Biomedical Optics*, 16, pp. 090501-1-3, 2011.
- Turnbull 92 D. H. Turnbull, P. K. Lum, A. T. Kerr, F. S. Foster, "Simulation of B-Scan images from two-dimensional transducer arrays: Part I – Methods and Quantitative contrast measurements", *Ultrasonic Imaging*, 14, pp. 323-343, 1992

-
- Wagner 83 R. F. Wagner, S. W. Smith, J. M. Sandrik, H. Lopez, "Statistics of Speckle in Ultrasound *B-Scans*", *IEEE transactions on sonics and ultrasonics*, 30 (3), pp. 156-163, 1983
- Wild 51 J. J. Wild, M. B. Camb, D. Neal, "Use of high-frequency ultrasonic waves for detecting changes of texture in living tissues", *The Lancet*, 257, pp. 655-657, 1951
- Wild 52 J. J. Wild, J. M. Reid, "Further Pilot Echographic Studies on the Histologic Structure of Tumors of the Living Intact Human Breast. *American Journal of Pathology*, 28, pp. 839-861, 1952.
- Wilhjelm 04 J. E. Wilhelm, M. S. Jensen, S. K. Jespersen, B. Sahl, E. Falk, "Visual and Quantitative Evaluation of Selected Image Combination Schemes in Ultrasound Spatial Compound Scanning", *IEEE transactions on medical imaging*, 23, pp. 181-190, 2004
- Wisikin 10 J. Wisikin, D. Borup, S. Johnson, M. Berggren, D. Robinson, J. Smith, J. Chen, Y. Parisky, J. Klock, "Inverse scattering and refraction corrected reflection for breast cancer imaging", *Medical Imaging 2010: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*, 7629, 76290K-1:12, 2010
- Woo 08 J. S. Woo, "A short history of the development of ultrasound in obstetrics and gynecology" [en línea]. 2002 [ref. de 10 de septiembre de 2014]. Disponible en web: < http://www.ob-ultrasound.net/site_index.html >

CÁLCULO DE LA *PSF* CONJUNTA.

Para obtener la *PSF* conjunta (*PSFC*) de manera eficiente, las ecuaciones que caracterizan el lóbulo principal de la *PSF* de la imagen *B-Scan* se aplican sobre un limitado número de píxeles, dispuestos en una rejilla rectangular. El método propuesto determina una resolución de esta rejilla que no compromete los resultados obtenidos. Además, garantiza que la rejilla de píxeles abarque siempre el área de interés de la *PSFC*, que viene dada por las dimensiones del lóbulo principal de cada una de las *PSF* que intervienen en la imagen compuesta.

Para un reflector ideal puntual en una posición dada, se calcula la *PSF* correspondiente a cada posición angular del array utilizando las ecuaciones (2.14), a (2.19). Esta *PSF* se interpola sobre una rejilla rectangular en coordenadas cartesianas absolutas. La *PSFC* resulta del promediado de todas las *PSFs* parciales.

Puesto que el tamaño del espacio donde se calculan las *PSFs* parciales incide en el tiempo de cálculo y en el volumen de datos, es conveniente acotarlo al espacio máximo ocupado por la *PSF* en cada caso. Dado que la resolución se calcula a partir de las dimensiones del lóbulo principal, únicamente es necesario considerar la región que contenga los lóbulos principales de todas las *PSF* que intervienen en el proceso.

En la dirección axial (normal al array en cada posición angular), la dimensión del lóbulo principal Δz está determinada por la duración del pulso ultrasónico, el cual se caracterizó como una función gaussiana en la Ecuación (2.14). Siguiendo el criterio *FWHM*, la duración del pulso ultrasónico se corresponde con el doble del instante de tiempo donde la curva alcanza la mitad del valor de pico. En consecuencia, se tiene

$$\Delta z = cb\sqrt{2\ln(2)} \quad (\text{A.1})$$

donde c es la velocidad de propagación del medio y b , dependiente del ancho de banda del transductor, se definió en la Ecuación (2.15). En la dirección lateral, el tamaño del lóbulo principal de ida y vuelta a -6dB está dado por la expresión [Kino 87]

$$\Delta\alpha = 0.89 \frac{\lambda}{D \cos(\theta_f)} \quad (\text{A.2})$$

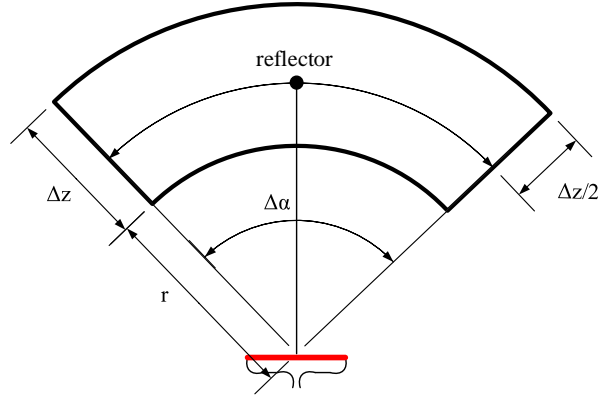


Figura A.1 Simplificación de la sección a -6 dB del lóbulo principal de la PSF de un array a una distancia r .

Las Ecuaciones (A.1) y (A.2) delimitan el espacio donde se calcula cada *PSF* como muestra la Figura A.1. Para un reflector ubicado a una distancia r del centro del array, las dimensiones de la región rectangular (Figura A.2) donde se calcula la *PSF* son:

$$L_A = 2 \left(r + \frac{\Delta z}{2} \right) \sin \left(\frac{\Delta\alpha}{2} \right) \quad (\text{A.3})$$

$$L_B = \left(r + \frac{\Delta z}{2} \right) - \left(r - \frac{\Delta z}{2} \right) \cos \left(\frac{\Delta\alpha}{2} \right) \quad (\text{A.4})$$

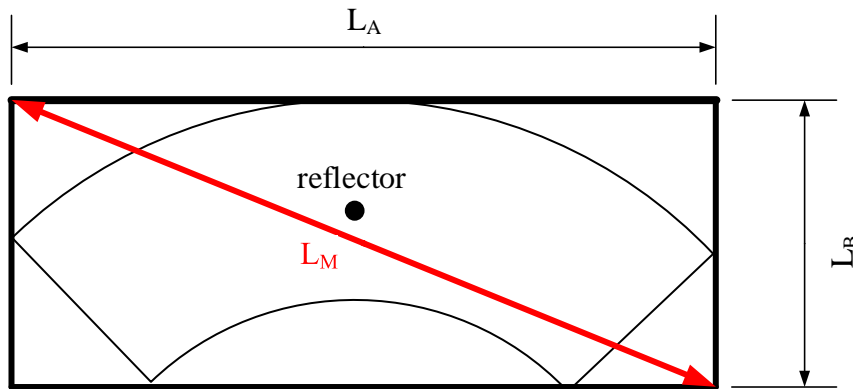


Figura A.2 Diagonal del rectángulo a partir del cual se estima las dimensiones de la rejilla de puntos sobre la que se calcula la PSF conjunta.

Por su parte, la rejilla de puntos que se utiliza para generar la PSF debe contener al rectángulo más grande, en cualquier orientación, dado que r , Δz y $\Delta \alpha$ varían con la posición angular del array. Debido a la simetría circular, la rejilla de cálculo se define en coordenadas cartesianas, cuadrada de lado L_M , igual a la mayor diagonal de entre todas las M posiciones angulares de la apertura según:

$$L_M = \max_1^M \left(\sqrt{L_A^2 + L_B^2} \right) \quad (\text{A.5})$$

Por otra parte, la rejilla debe tener una resolución suficiente para reconstruir las PSF parciales correctamente. En general, $L_B < L_A$, por lo que la resolución de la rejilla de reconstrucción se tomará como una fracción del valor menor, esto es, $\Delta p = L_B/k$, con $k > 1$. En este trabajo se ha

elegido $k=10$, con lo que la distancia entre píxeles en la rejilla de reconstrucción es la décima parte de la resolución axial del transductor (Figura A.3).

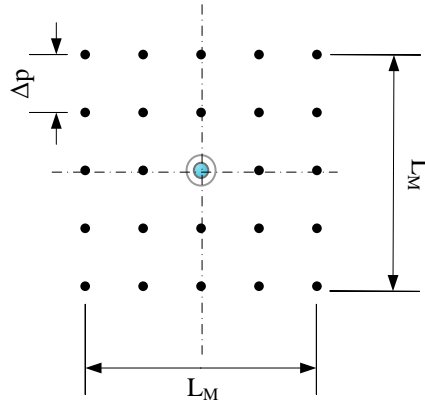


Figura A.3 Rejilla local de puntos sobre la que se computa la PSF.