



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA  
DE AGUASCALIENTES  
CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS**

**TESIS**

**MÉTODO DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL PARA LA EVALUACIÓN ULTRASÓNICA DE  
DIMENSIONES ANATÓMICAS DEL GLOBO OCULAR**

**PRESENTA**

Liliana Granados Castro

**PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRA EN CIENCIAS CON OPCIÓN A LA COMPUTACIÓN**

**TUTORES**

Cotutora: Dra. Ivonne Bazán Trujillo

Cotutor: Dr. Rogelio Salinas Gutiérrez

**INTEGRANTE DEL COMITÉ TUTORAL**

Asesor: Dr. Francisco Javier Álvarez Rodríguez

Aguascalientes, Ags., a 17 de abril de 2020.





CARTA DE VOTO APROBATORIO  
INDIVIDUAL

**M. EN C. JORGE MARTÍN ALFÉREZ CHÁVEZ**  
**DECANO DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS**  
**PRESENTE**

Por medio del presente como COTUTORA designada de la estudiante **LILIANA GRANADOS CASTRO** con ID 177489 quien realizó la tesis titulada: **MÉTODO DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL PARA LA EVALUACIÓN ULTRASÓNICA DE DIMENSIONES ANATÓMICAS DEL GLOBO OCULAR**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que ella pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**  
**"Se Lumen Proferre"**  
**Aguascalientes, Ags., a 18 de mayo de 2020.**

A handwritten signature in blue ink, reading 'Ivonne Bazán Trujillo', with a horizontal line underneath.

**Dra. Ivonne Bazán Trujillo**  
**Cotutora de tesis**

c.c.p.- Interesado  
c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

Elaborado por: Depto. Apoyo al Posgrado.  
Revisado por: Depto. Control Escolar/Depto. Gestión de Calidad.  
Aprobado por: Depto. Control Escolar/ Depto. Apoyo al Posgrado.

Código: DO-SEE-FO-07  
Actualización: 01  
Emisión: 17/05/19



CARTA DE VOTO APROBATORIO  
INDIVIDUAL

**M. EN C. JORGE MARTÍN ALFÉREZ CHÁVEZ**  
**DECANO DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS**  
**P R E S E N T E**

Por medio del presente como COTUTOR designado de la estudiante **LILIANA GRANADOS CASTRO** con ID 177489 quien realizó la tesis titulada: **MÉTODO DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL PARA LA EVALUACIÓN ULTRASÓNICA DE DIMENSIONES ANATÓMICAS DEL GLOBO OCULAR**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que ella pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**  
**"Se Lumen Proferre"**  
Aguascalientes, Ags., a 18 de mayo de 2020.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Rogelio Salinas Gutiérrez', written over a horizontal line.

**Dr. Rogelio Salinas Gutiérrez**  
**Cotutor de tesis**

c.c.p.- Interesado  
c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado



CARTA DE VOTO APROBATORIO  
INDIVIDUAL

**M. EN C. JORGE MARTÍN ALFÉREZ CHÁVEZ**  
**DECANO DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS**  
**P R E S E N T E**

Por medio del presente como ASESOR designado de la estudiante **LILIANA GRANADOS CASTRO** con ID 177489 quien realizó la tesis titulada: **MÉTODO DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL PARA LA EVALUACIÓN ULTRASÓNICA DE DIMENSIONES ANATÓMICAS DEL GLOBO OCULAR**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que ella pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**  
**"Se Lumen Proferre"**  
Aguascalientes, Ags., a 18 de mayo de 2020.



**Dr. Francisco Javier Álvarez Rodríguez**  
Asesor de tesis

c.c.p.- Interesado  
c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

Elaborado por: Depto. Apoyo al Posgrado.  
Revisado por: Depto. Control Escolar/Depto. Gestión de Calidad.  
Aprobado por: Depto. Control Escolar/ Depto. Apoyo al Posgrado.

Código: DO-SEE-FO-07  
Actualización: 01  
Emisión: 17/05/19



DICTAMEN DE LIBERACIÓN ACADÉMICA PARA INICIAR LOS TRÁMITES DEL EXAMEN DE GRADO



Fecha de dictaminación dd/mm/aa: 01/06/2020

NOMBRE: LILIANA GRANADOS CASTRO ID 177489

PROGRAMA: MAESTRIA EN CIENCIAS CON OPCIÓN A LA COMPUTACIÓN, MATEMÁTICAS APLICADAS LGAC (del posgrado): INGENIERÍA DE SOFTWARE

TIPO DE TRABAJO: ( X ) Tesis ( ) Trabajo práctico

TITULO: MÉTODO DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL PARA LA EVALUACIÓN ULTRASONICA DE DIMENSIONES ANATÓMICAS DEL GLOBO OCULAR

IMPACTO SOCIAL (señalar el impacto logrado): IMPLEMENTACIÓN DE UN MÉTODO PARA LA ESTIMACION DE LOS TIEMPOS DE VUELO DE MULTIPLES ECOS EN UNA SEÑAL ULTRASONICA PARA SU USO POTENCIAL EN INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA ORIENTADA A DETECCIÓN DE ENFERMEDADES OCULARES

INDICAR SI/NO SEGÚN CORRESPONDA:

Elementos para la revisión académica del trabajo de tesis o trabajo práctico:

- SI El trabajo es congruente con las LGAC del programa de posgrado
SI La problemática fue abordada desde un enfoque multidisciplinario
SI Existe coherencia, continuidad y orden lógico del tema central con cada apartado
SI Los resultados del trabajo dan respuesta a las preguntas de investigación o a la problemática que aborda
SI Los resultados presentados en el trabajo son de gran relevancia científica, tecnologica o profesional según el área
SI El trabajo demuestra más de una aportación original al conocimiento de su área
SI Las aportaciones responden a los problemas prioritarios del país
NO APLICA Generó transferencia del conocimiento o tecnológica
SI Cumpe con la ética para la investigación (reporte de la herramienta antiplagio)

El egresado cumple con lo siguiente:

- SI Cumple con lo señalado por el Reglamento General de Docencia
SI Cumple con los requisitos señalados en el plan de estudios (créditos curriculares, optativos, actividades complementarias, estancia, predoctoral, etc)
SI Cuenta con los votos aprobatorios del comité tutorial, en caso de los posgrados profesionales si tiene solo tutor podrá liberar solo el tutor
NO APLICA Cuenta con la carta de satisfacción del Usuario
SI Coincide con el título y objetivo registrado
SI Tiene congruencia con cuerpos académicos
SI Tiene el CVU del Conacyt actualizado
NO APLICA Tiene el artículo aceptado o publicado y cumple con los requisitos institucionales (en caso que proceda)

En caso de Tesis por artículos científicos publicados

- NO APLICA Aceptación o Publicación de los artículos según el nivel del programa
NO APLICA El estudiante es el primer autor
NO APLICA El autor de correspondencia es el Tutor del Núcleo Académico Básico
NO APLICA En los artículos se ven reflejados los objetivos de la tesis, ya que son producto de este trabajo de investigación.
NO APLICA Los artículos integran los capítulos de la tesis y se presentan en el idioma en que fueron publicados
NO APLICA La aceptación o publicación de los artículos en revistas indexadas de alto impacto

Con base a estos criterios, se autoriza se continúen con los trámites de titulación y programación del examen de grado

Si X
No

FIRMAS

Elaboró:

\* NOMBRE Y FIRMA DEL CONSEJERO SEGÚN LA LGAC DE ADSCRIPCIÓN:

DR. FRANCISCO JAVIER ÁLVAREZ RODRÍGUEZ

NOMBRE Y FIRMA DEL SECRETARIO TÉCNICO:

DR. HERMILO SÁNCHEZ CRUZ

\* En caso de conflicto de intereses, firmará un revisor miembro del NAB de la LGAC correspondiente distinto al tutor o miembro del comité tutorial, asignado por el Decano

Revisó:

NOMBRE Y FIRMA DEL SECRETARIO DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO:

DRA. DAYDIE MARTÍNEZ RUBALCABA

Autorizó:

NOMBRE Y FIRMA DEL DECANO:

M. EN C. JORGE MARTÍN ALFÉREZ CHÁVEZ

Nota: procede el trámite para el Depto. de Apoyo al Posgrado

En cumplimiento con el Art. 105C del Reglamento General de Docencia que a la letra señala entre las funciones del Consejo Académico: ... Cultivar la eficiencia terminal del programa de posgrado y el Art. 105F las funciones del Secretario Técnico, llevar el seguimiento de los alumnos.



## **AGRADECIMIENTOS**

---

En las siguientes líneas me complace expresar mi más profundo y sincero agradecimiento a las instituciones y académicos que contribuyeron para que este proyecto fuera posible.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo brindado para el estudio de esta maestría a través del Programa Nacional de Posgrados de Calidad.

A mi alma máter, la Universidad Autónoma de Aguascalientes, por proporcionarme los recursos y las herramientas necesarias para efectuar esta investigación y así complementar mi formación profesional.

A mis cotutores, la Dra. Ivonne Bazán y el Dr. Rogelio Salinas, por compartirme sus conocimientos, experiencias y gusto por la investigación, por ayudarme a crecer no sólo en el plano profesional, sino también en el personal.

A mi asesor, el Dr. Francisco Álvarez, por sus consejos, enseñanzas y motivación a lo largo de la maestría.

Al Dr. Fernando Merchán y a la Universidad Tecnológica de Panamá, por brindarme la oportunidad de realizar mi estancia de investigación y permitirme vivir una gran experiencia.

Hago extensivo mi agradecimiento, a mi madre y a mi hermana, quiénes a lo largo del tiempo con su apoyo incondicional, amor y confianza me han motivado a cumplir mis metas.



*A mi madre y a mi hermana.*

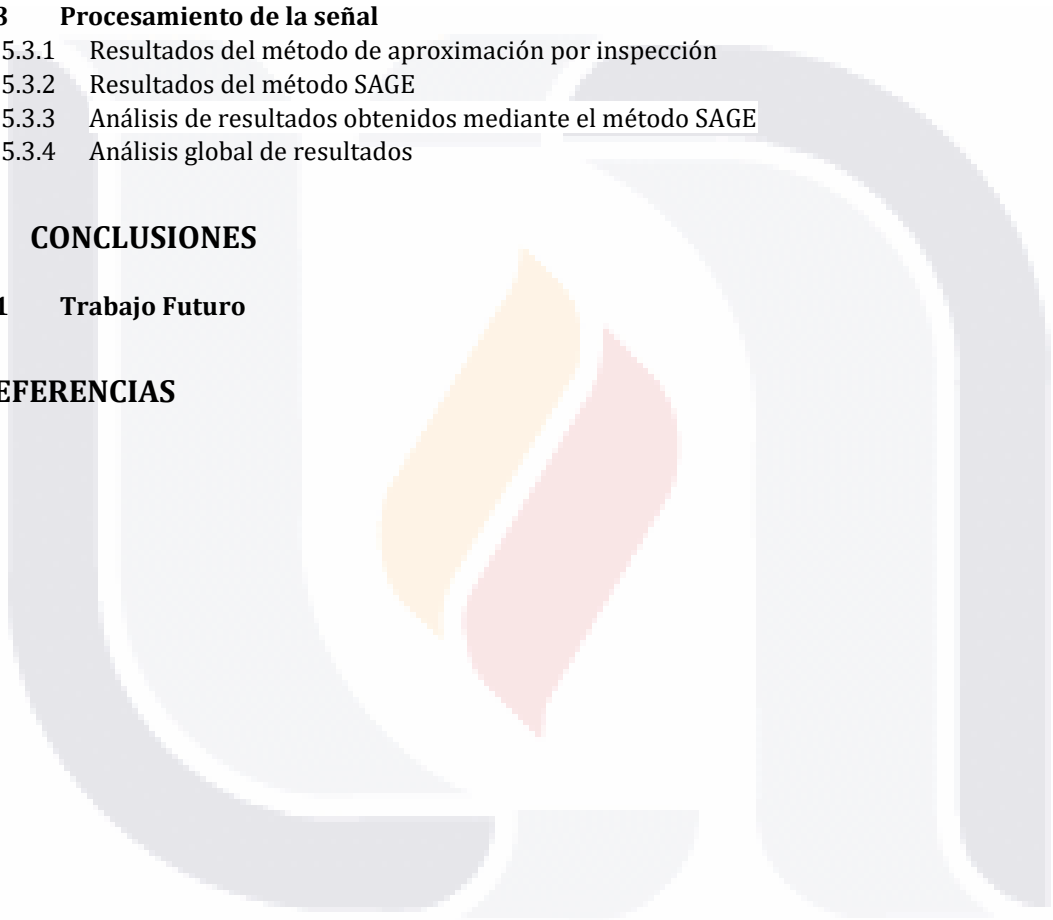


## CONTENIDO

---

<b>1</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>11</b>
<b>1.1</b>	<b>Preguntas de Investigación</b>	<b>13</b>
1.1.1	Principal	13
1.1.2	Sub-preguntas	13
<b>1.2</b>	<b>Objetivos</b>	<b>13</b>
1.2.1	General	13
1.2.2	Específicos	13
<b>2</b>	<b>ESTADO DEL ARTE</b>	<b>14</b>
<b>3</b>	<b>MARCO TEÓRICO</b>	<b>15</b>
<b>3.1</b>	<b>El ojo</b>	<b>15</b>
3.1.1	El ojo humano	15
3.1.2	El ojo porcino	17
<b>3.2</b>	<b>Ultrasonografía</b>	<b>18</b>
3.2.1	El ultrasonido aplicado al área médica	20
<b>3.3</b>	<b>Técnicas de reducción de ruido</b>	<b>23</b>
3.3.1	Filtro Butterworth	24
3.3.2	Reducción de ruido por <i>Wavelets</i>	25
3.3.3	Reducción de ruido por <i>Signal Subspace</i>	34
<b>3.4</b>	<b>Estimación de Tiempo de Vuelo</b>	<b>37</b>
3.4.1	Algoritmo SAGE	37
<b>4</b>	<b>METODOLOGÍA</b>	<b>40</b>
<b>4.1</b>	<b>Modelo experimental</b>	<b>40</b>
4.1.1	Preparación de la muestra	40
<b>4.2</b>	<b>Adquisición de la señal</b>	<b>41</b>
<b>4.3</b>	<b>Acondicionamiento de la señal</b>	<b>43</b>
4.3.1	Pre-acondicionamiento	44
4.3.2	Implementación de técnicas de reducción de ruido	45
4.3.3	Estimación de SnNR	49
<b>4.4</b>	<b>Procesamiento de la señal</b>	<b>51</b>
4.4.1	Aproximación por inspección de los tiempos de vuelo	51
4.4.2	Envolvente	52

4.4.3	Algoritmo SAGE	55
<b>5</b>	<b>RESULTADOS Y ANÁLISIS</b>	<b>58</b>
<b>5.1</b>	<b>Modelo Experimental y Adquisición de la Señal</b>	<b>58</b>
<b>5.2</b>	<b>Acondicionamiento de la Señal</b>	<b>60</b>
5.2.1	Pre-acondicionamiento	60
5.2.2	Técnicas de reducción de ruido	61
<b>5.3</b>	<b>Procesamiento de la señal</b>	<b>68</b>
5.3.1	Resultados del método de aproximación por inspección	68
5.3.2	Resultados del método SAGE	69
5.3.3	Análisis de resultados obtenidos mediante el método SAGE	72
5.3.4	Análisis global de resultados	76
<b>6</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>78</b>
<b>6.1</b>	<b>Trabajo Futuro</b>	<b>79</b>
	<b>REFERENCIAS</b>	<b>81</b>



## LISTA DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b>	Dimensiones axiales en milímetros del globo ocular humano y porcino.	17
<b>Tabla 2.</b>	Velocidad de propagación ultrasónica promedio en tejido ocular humano.	22
<b>Tabla 3.</b>	Velocidad de propagación ultrasónica promedio en tejido ocular porcino.	22
<b>Tabla 4.</b>	Variación de la velocidad de propagación ultrasónica en el tejido ocular humano de acuerdo con la edad (Fuente [39] ).	23
<b>Tabla 5.</b>	Comparación de las propiedades de las <i>wavelets</i> : Daubechies y Biortogonal (Fuente [53]).	33
<b>Tabla 6.</b>	Parámetros para la reducción de ruido por <i>Wavelets</i> (etapa 1).	46
<b>Tabla 7.</b>	Parámetros para la reducción de ruido por <i>Wavelets</i> (Etapa 2).	47
<b>Tabla 8.</b>	Resultados obtenidos para la reducción de ruido por <i>Wavelets</i> (Etapa 1).	63
<b>Tabla 9.</b>	Resultados obtenidos para la reducción de ruido por <i>Wavelets</i> (Etapa 2).	63
<b>Tabla 10.</b>	Comparación de los resultados obtenidos con las diferentes técnicas de reducción de ruido implementadas.	64
<b>Tabla 11.</b>	TOF's ( $\mu$ s) estimados para la córnea y la longitud axial del globo ocular porcino en señales de 10MHz empleando el método de aproximación por inspección.	69
<b>Tabla 12.</b>	TOF's ( $\mu$ s) estimados para la córnea y la longitud axial del globo ocular porcino en señales de 20MHz empleando el método de aproximación por inspección.	69
<b>Tabla 13.</b>	TOF's ( $\mu$ s) promedio encontrados en los especímenes explorados con el transductor de 10MHz.	71
<b>Tabla 14.</b>	TOF's ( $\mu$ s) promedio encontrados en los especímenes explorados con el transductor de 20MHz.	71
<b>Tabla 15.</b>	Diferencia de TOF's ( $\mu$ s) existente en los ecos encontrados en las señales de 10MHz.	71
<b>Tabla 16.</b>	Diferencia de TOF's ( $\mu$ s) existente en los ecos encontrados en las señales de 20MHz	72
<b>Tabla 17.</b>	Dimensiones axiales promedio en milímetros para el globo ocular porcino estimados a partir de lo reportado en la literatura científica.	72
<b>Tabla 18.</b>	TOF's para el globo ocular porcino estimados a partir de las distancias reportadas en la literatura científica.	73
<b>Tabla 19.</b>	Diferencia de TOF ( $\mu$ s) asociada a un tejido ocular en señales de 10MHz.	73
<b>Tabla 20.</b>	Diferencia de TOF ( $\mu$ s) asociada a un tejido ocular en señales de 20MHz.	73

<b>Tabla 21.</b> Comparación de los TOF's ( $\mu$ s) del globo ocular porcino obtenidos experimentalmente (A) y las reportadas en la literatura (B).	74
<b>Tabla 22.</b> Comparación de las dimensiones axiales en milímetros del globo ocular porcino entre las obtenidas (A) y las reportadas en la literatura (B).	75
<b>Tabla 23.</b> Propuesta de porciones como referente en la caracterización del tejido ocular porcino.	76
<b>Tabla 24.</b> Dimensiones en milímetros del globo ocular porcino estimadas en esta investigación.	77



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b>	Anatomía del globo ocular humano (Fuente [14]).	16
<b>Figura 2.</b>	Ultrasonido oftálmico en modo A y B adquirido a 10MHz de frecuencia de un ojo humano sano. (a). Ultrasonido modo A (señal rectificada y filtrada). (b). Ultrasonido modo B (Fuente [24]).	20
<b>Figura 3.</b>	Diagrama ilustrativo de la técnica pulso-eco aplicada a un globo ocular (Elaboración propia). En la derecha inferior un diagrama de la señal ultrasónica con los ecos asociados a los componentes del globo ocular (donde CA: superficie anterior de la córnea, CP: superficie posterior de la córnea, LA: superficie anterior del cristalino, LP: superficie posterior del cristalino, R: retina). (Fuente [24])	21
<b>Figura 4.</b>	Señal ultrasónica sintética con ruido de grano añadido. (b). Reducción de ruido por <i>Wavelet</i> empleando una <i>wavelet</i> diezmada db6 a 7 niveles de descomposición con un umbral Minimax (Fuente [49]).	26
<b>Figura 5.</b>	(a). Desplazamiento y (b). Escalamiento de una <i>wavelet</i> . (Fuente [52])	28
<b>Figura 6.</b>	<i>Wavelet</i> Haar (Fuente [55]).	30
<b>Figura 7.</b>	Familia <i>wavelet</i> Daubechies (Fuente [55]).	31
<b>Figura 8.</b>	Familia <i>wavelet</i> Biortogonal (Fuente [55]).	32
<b>Figura 9.</b>	Diagrama de inmersión parcial del globo ocular porcino en <i>phantom</i> .	41
<b>Figura 10.</b>	Diagrama de conexiones del sistema empleado en la adquisición de señales ultrasónicas experimentales.	42
<b>Figura 11.</b>	Diagrama ilustrativo (a). de la colocación del espécimen y el transductor en la adquisición de señales acústicas (Elaboración propia). (b). de los ecos de interés en la señal ultrasónica asociados a los componentes del globo ocular (donde CA: superficie anterior de la córnea, CP: superficie posterior de la córnea, LA: superficie anterior del cristalino, LP: superficie posterior del cristalino, R: retina) (Fuente [24]).	43
<b>Figura 12.</b>	Diagrama a bloques de la sección de acondicionamiento de la señal.	44

<b>Figura 13.</b>	Ejemplo de eigenvalores en una señal ultrasónica adquirida a una frecuencia de 10MHz. (a). Comportamiento de la media y la mediana. (b). Ventanas correspondientes a un segmento de ruido. (c). Ventanas correspondientes a un segmento de señal+ruido.	48
<b>Figura 14.</b>	Espectrograma de una señal ultrasónica acondicionada por SSD adquirida a 10MHz de frecuencia.	50
<b>Figura 15.</b>	Señal ultrasónica acondicionada con SSD adquirida a 10MHz de frecuencia, con un umbral definido al 10% de la amplitud máxima absoluta de la misma.	50
<b>Figura 16.</b>	Estimación de los TOF's empleando el método de aproximación por inspección en ecos asociados a la córnea en una señal adquirida a 10MHz en un espécimen aparentemente sano. Donde $TOF_1$ es el TOF del primer eco (relacionado a la cara anterior de la córnea), $TOF_2$ es el TOF del segundo eco (relacionado a la cara posterior de la córnea) y $TOF_c$ es el tiempo de vuelo asociado a la estructura de la córnea.	51
<b>Figura 17.</b>	Ejemplo de máximos locales calculados a partir de la envolvente de Hilbert de una señal ultrasónica de (a). 10MHz y (b). 20MHz.	51
<b>Figura 18.</b>	Ejemplo de la selección de máximos locales para la estimación de TOF en la envolvente de una señal ultrasónica adquirida a 10MHz de frecuencia en un globo ocular porcino sin patologías aparentes. (a). Estimación de los máximos locales presentes en la señal. (b). Resultado de la aplicación del filtro de amplitud. (c). Resultado obtenido tras la aplicación del filtro de ventana. (d). Resultado del filtro de valle.	54
<b>Figura 19.</b>	Diagrama a bloques del algoritmo SAGE.	55
<b>Figura 20.</b>	Estimación de los valores iniciales del vector parámetro. En amarillo, los valores iniciales y en verde, los valores de referencia para calcular el factor de ancho de banda del transductor.	57
<b>Figura 21.</b>	Globo ocular porcino <i>ex vivo</i> para la obtención de señales ultrasónicas experimentales. (a). Especimen biológico. (b). Fijación del globo ocular en <i>phantom</i> de agar. (c). Adquisición de señales experimentales.	58
<b>Figura 22.</b>	Montaje del equipo empleado en la adquisición de señales experimentales objeto de esta tesis.	59

<b>Figura 23.</b>	Ejemplo de señales ultrasónicas adquiridas experimentalmente en un mismo espécimen empleando un transductor de (a). 10MHz y (b). 20MHz.	59
<b>Figura 24.</b>	Ejemplo de pre-acondicionamiento de una señal ultrasónica de 10 MHz. (a) Registro original. (b) Señal pre-acondicionada correspondiente a la porción sombreada en color naranja en (a).	60
<b>Figura 25.</b>	Ejemplo de pre-acondicionamiento de una señal ultrasónica de 20 MHz. (a) Registro original. (b) Señal pre-acondicionada correspondiente a la porción sombreada en color naranja en (a).	61
<b>Figura 26.</b>	Ejemplo de resultados obtenidos de la aplicación de un filtro Butterworth pasabanda en las señales ultrasónicas adquiridas a (a). 10MHz y (b). 20MHz.	62
<b>Figura 27.</b>	Comparación visual de los resultados obtenidos en la reducción de ruido en señales de 10MHz. (a). Señal pre-acondicionada. (b). Filtro Butterworth. (c). <i>Wavelet</i> no diezmada. (d). SSD.	65
<b>Figura 28.</b>	Comparación visual de los resultados obtenidos en la reducción de ruido en señales de 20MHz. (a). Señal pre-acondicionada. (b). Filtro Butterworth. (c). <i>Wavelet</i> no diezmada. (d). SSD.	66
<b>Figura 29.</b>	Comparación del registro pre-acondicionado con el resultado obtenido por SSD (a) y (b) para una señal ejemplo de 10MHz. (c) y (d) considerando una señal ejemplo de 20MHz.	67
<b>Figura 30.</b>	Envolvente de Hilbert. Ejemplo de una señal ultrasónica de (a). 10MHz y (b). 20MHz.	70
<b>Figura 31.</b>	Ejemplo de una envolvente de Hilbert marcada con los ecos candidatos a corresponder con las estructuras anatómicas del globo ocular porcino.	70
<b>Figura 32.</b>	Modelo de envolvente estimado a través de una adecuación del algoritmo SAGE.	71



## ACRÓNIMOS

---

FIR, Finite Impulse Response

IIR, Infinite Impulse Response

KLT, Karhunen-Loève Transform

MRA, Multiresolution Analysis

MUSIC, Multiple Signal Classification

SAGE, Space-Alternating Generalized Expectation-Maximization

SnNR, Signal+noise to Noise Ratio

SSD, Signal Subspace Denoising

STFT, Short Time Fourier Transform

SURE, Stein's Unbiased Risk Estimator.

TOF, Time of Flight



## RESUMEN

---

La presente tesis de maestría se centra en el desarrollo e implementación de un método de procesamiento de señales orientada a la estimación de las dimensiones anatómicas del globo ocular porcino en condiciones sanas a través de la exploración ultrasónica del tejido.

La metodología empleada para llevar a cabo el cumplimiento de los objetivos propuestos aborda como primera fase la adecuación del modelo experimental animal para la adquisición de registros ultrasónicos tipo *A-scan* a una frecuencia de 10MHz y 20MHz que permitirán la inspección y evaluación del tejido. Posteriormente, se enfoca al procesamiento de las señales adquiridas considerando una etapa de acondicionamiento de señales que involucra la comparación de tres técnicas de reducción de ruido: filtro Butterworth, reducción de ruido por *Wavelets* y por *Signal Subspace*. Así como el planteamiento de una metodología para la estimación de la relación señal+ruido a ruido. Y, por último, la implementación y adecuación del algoritmo *Space-Alternating Generalized Expectation-Maximization* para la estimación del tiempo de vuelo entre los ecos correspondientes a las estructuras de interés dentro del globo ocular.

Los resultados obtenidos muestran que la técnica de reducción de ruido por *Signal Subspace* proporciona una mayor calidad de las señales ultrasónicas y elevación de la relación señal+ruido a ruido de su valor inicial. Finalmente, se obtuvo un compendio de las dimensiones axiales que definen al globo ocular porcino y tras la evaluación ultrasónica efectuada se complementaron los datos preexistentes, estableciendo un valor promedio vinculado con la profundidad de la cavidad posterior del ojo de cerdo. Aunado a ello, el planteamiento del uso de porciones como referencia en la medición del globo ocular permite reducir la discrepancia de los datos y con ello el error existente entre ellos, además el plantear una velocidad ponderada para el tejido ocular podría influenciar a la definición de un estándar en la evaluación ultrasónica.

## **ABSTRACT**

---

This master thesis focuses on the development and implementation of a signal processing method aimed at estimating the anatomical dimensions of the porcine eyeball in healthy conditions through the ultrasonic tissue exploration.

The first part of the methodology used to fulfillment of the proposed objectives is oriented to the adequacy of an experimental animal model for the acquisition of A-scan ultrasonic signals at a frequency of 10MHz and 20MHz used for inspection and evaluation of the tissue. Subsequently, it focuses on the processing of the acquired signals considering a signal conditioning stage that involves the comparison of three noise reduction techniques: Butterworth filter, Wavelet and Signal Subspace Denoising. Also, it's proposed a methodology for estimating the Signal-noise to Noise Ratio. And finally, the implementation and adaptation of the Space-Alternating Generalized Expectation-Maximization algorithm for the estimation of time of flight corresponding to the structures of interest inside the eyeball.

The results obtained show that Signal Subspace Denoising provides a higher quality of the ultrasonic signals and elevates of the Signal+noise to Noise Ratio regarding its initial value. Finally, a compendium of the axial dimensions that define the porcine eyeball was obtained and after the ultrasonic evaluation performed, the already existing data were complemented, establishing an average value linked to the depth of the pig's eye posterior cavity. In addition, the proposal of using portions as a reference in the measurement of the eyeball allows to reduce the discrepancy of the data and thus the error between them, it also consideres that a weighted velocity for the eye tissue could influence the definition of a standard in ultrasonic evaluation.

# 1 INTRODUCCIÓN

---

A nivel global, la Organización Mundial de la Salud estima que aproximadamente 1300 millones de personas viven con alguna forma de deficiencia visual, de las cuales 36 millones han perdido completamente la vista. Si bien, las principales causas de pérdida de la visión varían de un país a otro [1]; en México se asocian principalmente a enfermedades como el glaucoma y la retinopatía diabética [2]. De acuerdo con la Asociación Mexicana de Retina, 2 millones de pacientes padecen retinopatía diabética y, 300 mil de ellos están en riesgo de evolucionar a ceguera [3]. Por otra parte, la Universidad Nacional Autónoma de México estimaba que para el año 2018, en nuestro país vivían 1.5 millones de personas con glaucoma, de los cuales, más del 50% no lo sabían [4].

Tanto el glaucoma como la retinopatía diabética comprometen la calidad de vida de quien la padece, ya que ambas enfermedades se caracterizan principalmente por ser crónico-degenerativas, es decir, que no tienen una cura. La principal problemática en el diagnóstico de estas enfermedades oculares es que, hasta cierta etapa, son asintomáticas y cuando el paciente se percata de los primeros síntomas, la enfermedad ha evolucionado de una fase inicial a una más avanzada, lo que generalmente involucra pérdida del campo visual [2- 4]. Como respuesta a la necesidad creciente de un diagnóstico temprano de estas enfermedades, actualmente se investigan técnicas orientadas a la caracterización de aspectos anatómicos y fisiológicos tanto del ojo sano como con alguna alteración, con el fin de establecer parámetros cuyos cambios puedan relacionarse a etapas iniciales de estos padecimientos.

En el marco de esta tesis, se pretende sentar las bases para la implementación de un método que permita la estimación de las dimensiones anatómicas del globo ocular sano a través de la exploración ultrasónica de tejido. Para este objetivo se ha realizado la adecuación de un modelo experimental animal aproximado al humano, en el que se realizaron las pruebas de inspección requeridas para obtener registros ultrasónicos tipo *A-scan*. El trabajo se ha centrado en desarrollar un método de procesamiento de las señales acústicas considerando la definición de una técnica efectiva en la reducción de ruido y la implementación de un algoritmo que permita la estimación del tiempo de vuelo ente los ecos correspondientes a las estructuras de interés dentro del globo ocular.

El trabajo de esta tesis está planteado de acuerdo a las preguntas de investigación y está orientado al cumplimiento de los objetivos descritos en la siguiente sección y acoge 6 capítulos

que exponen los temas que permiten comprender de una forma más clara el método propuesto y los resultados obtenidos, de los cuales una parte fue publicada en el congreso de ámbito internacional: *Global Medical Engineering Physics Exchanges & Pan American Health Care Exchanges 2019* [5].

En el Capítulo 2, que sigue a esta introducción, se presenta el estado del arte donde se realizó una revisión en la literatura sobre los trabajos propuestos por otros autores cuyo enfoque presenta cierto grado de similitud al trabajo desarrollado.

En el Capítulo 3, se presentan las bases teóricas sobre el globo ocular humano y porcino, así como las diferentes técnicas de reducción de ruido evaluadas en el acondicionamiento de las señales ultrasónicas y, por último, se describe un método para determinar el tiempo de vuelo asociado a cada estructura identificada en el globo ocular.

El Capítulo 4, se centra en la metodología realizada a lo largo del desarrollo de esta investigación, partiendo de la selección del modelo experimental, posteriormente el protocolo de adquisición de señales, seguido el acondicionamiento de estas y, finalmente la estimación de los tiempos de vuelo.

En el Capítulo 5, se muestran los resultados obtenidos en cada una de las etapas que involucra la metodología, se comparan los resultados de las diferentes técnicas de reducción de ruido y se analizan los tiempos de vuelo estimados tomando como referencia los datos reportados previamente en la literatura.

Finalmente, en el Capítulo 6, se presentan las conclusiones, así como algunas recomendaciones y trabajo futuro que podría realizarse posterior al término de esta tesis.

## 1.1 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

### 1.1.1 Principal

¿Cuáles serían las etapas a considerar en el desarrollo de un método que permita caracterizar el globo ocular porcino *ex vivo* mediante la evaluación de los tiempos de vuelo estimados en el procesamiento digital de señales ultrasónicas adquiridas experimentalmente?

### 1.1.2 Sub-preguntas

- ¿Qué condiciones deben tomarse en cuenta para la adquisición de señales ultrasónicas desde un espécimen de globo ocular porcino *ex vivo*?
- ¿Qué técnicas de reducción de ruido son aplicables y replicables en el acondicionamiento de señales ultrasónicas experimentales adquiridas en un espécimen de globo ocular porcino?
- ¿Qué técnicas de estimación de tiempo de vuelo pueden ser usadas para caracterizar el globo ocular porcino?

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 General

Desarrollar un método que permita evaluar los tiempos de vuelo asociados a las estructuras del globo ocular porcino mediante el procesamiento digital de señales ultrasónicas adquiridas desde un espécimen experimental.

### 1.2.2 Específicos

- Adaptar un espécimen de globo ocular porcino para adquirir señales ultrasónicas.
- Implementar una técnica de reducción de ruido basada en *wavelet* para acondicionar las señales adquiridas.
- Implementar dos técnicas de procesamiento de señal para estimar los tiempos de vuelo y realizar un análisis de ambas técnicas.
- Diseñar un método computacional que permita la estimación de los tiempos de vuelo asociados a las estructuras del globo ocular porcino.

## 2 ESTADO DEL ARTE

---

En esta sección se abordan los trabajos relacionados a investigaciones recientes en el procesado de señales ultrasónicas y la caracterización del tejido ocular; las cuales se emplearon como referente en el diseño de la metodología propuesta en esta tesis.

Existen múltiples investigaciones orientadas a la caracterización ultrasónica del globo ocular, algunas de ellas se han centrado en evaluar sus dimensiones axiales; por ejemplo, Caixinha *et al.* (2016), publicaron los resultados de una investigación donde emplearon como herramienta de exploración las ondas de ultrasonido y cuyo propósito era la caracterización axial del globo ocular de ratas Wistar *in-vivo*, *post mortem* y *ex-vivo* tanto sanas como con catarata inducida en diferentes niveles de severidad: incipiente, moderada y severa. También desarrollaron un algoritmo computacional que estima los tiempos de vuelo de cada estructura ocular de manera automática en busca de una disminución del tiempo de vuelo existente entre el inicio y el final del cristalino, asociado a una elevación de la velocidad de propagación ultrasónica en presencia de catarata y, por último, proporciona los datos de entrada para un clasificador que designa la severidad de la catarata a partir de 23 características extraídas de la envolvente del eco [6].

El trabajo desarrollado por Caixinha *et al.* (2016) se centra en la caracterización del tejido y el uso de clasificadores empleando *machine learning* para la detección de catarata. Se establece un acondicionamiento de señal que involucra un filtro pasabanda de filtro lineal y un filtro de media móvil con la finalidad de elevar la calidad de la señal, para los cuales Pardo (2011) y San Emeterio y Rodríguez Hernández (2012) han demostrado que no resultan ser del todo eficientes en la reducción de ruido en señales ultrasónicas [7, 8]. Para la estimación del tiempo de vuelo emplean el método del umbral el cual podría arrojar resultados no del todo exactos de acuerdo con Navarro *et al.* (2004) [9].

Considerando un enfoque más orientado al procesamiento de señales se considera lo propuesto por Lu (2014) y Lu *et al.* (2016); una metodología que también parte de la adquisición de señales ultrasónicas en acero e involucra una etapa de reducción de ruido por *Wavelets*, y posteriormente, lleva a cabo la extracción de la envolvente de Hilbert para la estimación de tiempos de vuelo en señales multieco empleando el algoritmo *Space-Alternating Generalized Expectation-Maximization* (SAGE) [10, 11].

## 3 MARCO TEÓRICO

---

En este capítulo se presentan las bases teóricas de referencia que permiten comprender el problema y la solución propuesta a lo largo de este trabajo. Se divide en cuatro secciones fundamentales;

1. La teoría sobre anatomía y morfología del globo ocular humano y además se detallan las similitudes y diferencias con el globo ocular porcino, en términos estructurales.
2. Los fundamentos teóricos sobre la radiación ultrasónica y su aplicación médica en el área oftalmológica.
3. La teoría relacionada con diferentes técnicas de reducción de ruido en diferentes dominios.
4. Los elementos teóricos asociados al procesamiento de señal que fueron necesarios implementar para la obtención de la información de los tiempos de vuelo en el modelo experimental explorado.

### 3.1 EL OJO

#### 3.1.1 El ojo humano

Externamente el ojo está protegido por una cavidad ósea llamada órbita formada por los huesos faciales del cráneo, por los párpados superior e inferior que se cierran sobre la superficie anterior del ojo y el aparato lagrimal; que es un sistema de glándulas y conductos que mantienen el flujo continuo de lágrimas (estimulado por el séptimo par craneal, nervio facial) con la finalidad de conservar húmeda y libre de detritos la superficie expuesta del globo ocular. Al ojo también se asocian seis músculos oculares extrínsecos, que se insertan en su superficie externa y los cuales controlan los movimientos oculares. Estos músculos están inervados por los pares craneales III (nervio oculomotor), IV (nervio troclear o patético) y VI (nervio trigémino) [12].

En la Figura 1, se muestran las principales estructuras que integran el globo ocular, la capa más externa del ojo es la esclerótica, está compuesta por tejido conectivo y por ella no penetra la luz. La esclerótica en su porción anterior se modifica para dar origen a la córnea y contiguo al borde de esta unión está la conjuntiva; membrana mucosa transparente que cubre la



esclerótica. Internamente la esclerótica aloja la coroides, que es una capa vascularizada que provee oxígeno y nutrientes a las estructuras del ojo [13].

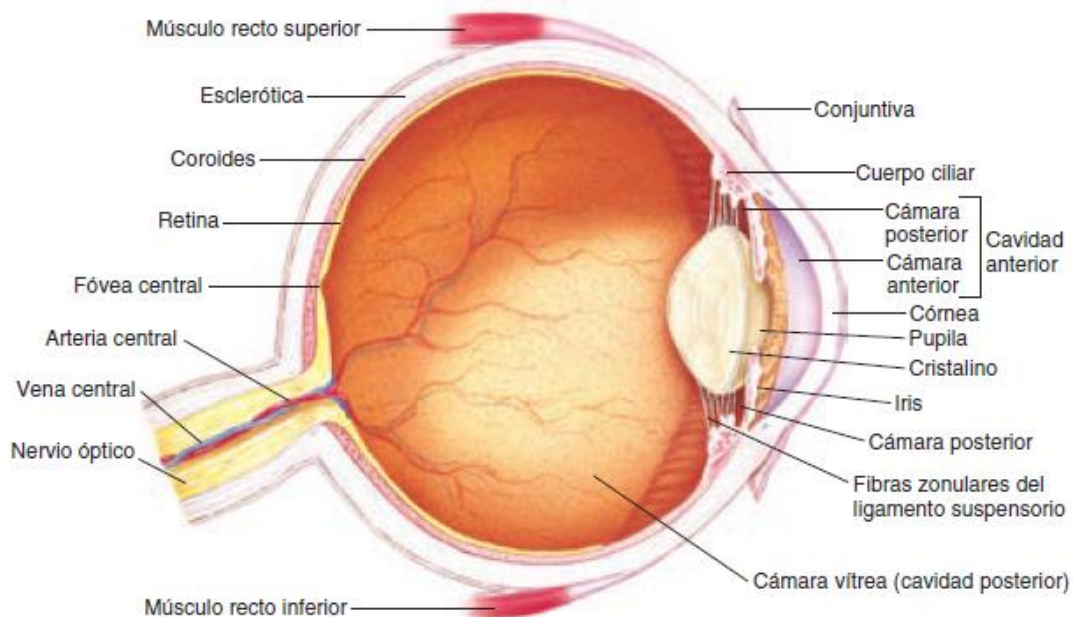


Figura 1. Anatomía del globo ocular humano (Fuente [14]).

La luz atraviesa la córnea para entrar a la cavidad anterior, que está llena de humor acuoso, un líquido hipoproteico producido en el cuerpo ciliar por difusión y cuya función es nutrir la córnea y el cristalino. La cavidad anterior está dividida en 2 cámaras: anterior y posterior, separadas por el iris y conectadas por el diámetro de la pupila que varía de acuerdo con la cantidad de luz incidente. Normalmente, el humor acuoso es reabsorbido por el conducto de Schlemm, una obstrucción de este conducto se asocia a la elevación de la presión intraocular [13]. Tras cruzar la cámara anterior, la luz incide sobre el cristalino, un disco transparente sostenido por el cuerpo ciliar, encargado de enfocar la luz hacia la retina para producir un impulso nervioso hasta el cerebro [12, 13].

Por detrás del cristalino está la cámara vítrea que ayuda a mantener la forma del globo ocular y se encuentra llena de un material gelatinoso transparente, esta cámara está en contacto con la retina, la cual está organizada en capas de diferentes células y prolongaciones nerviosas que alojan los fotorreceptores y se extiende en sentido anterior revistiendo la coroides en dos terceras partes casi hasta el cuerpo ciliar [13, 14]. La retina está surcada por pequeñas arterias

y venas que irradian hacia afuera desde el disco óptico o papila, donde las neuronas de la vía visual forman el nervio óptico (par craneal II) y abandonan el ojo. Por fuera de la papila se ubica la fovea rodeada por un anillo estrecho al cual se le denomina mácula, en este sitio es donde la retina tiene la visión más aguda [12].

### 3.1.2 El ojo porcino

A lo largo del tiempo, el desarrollo de investigaciones en el área oftálmica ha conllevado a la búsqueda y selección de modelos biológicos cuyas características anatómicas, morfológicas y funcionales se aproximen de manera fiel al ojo humano. En consecuencia, se ha demostrado que el ojo del cerdo es un modelo animal experimental viable en la obtención de información reproducible, útil y de bajo costo [15-18].

El estudio del ojo por técnicas acústicas y ópticas, tales como el ultrasonido y la tomografía de coherencia óptica, han permitido la caracterización de los componentes estructurales del ojo tanto humano como porcino en su totalidad [15, 17, 19, 20], logrando establecer similitudes y diferencias entre ambas especies. Esto ha permitido que el ojo porcino sea empleado de manera confiable como un modelo sustituto del ojo humano en la evaluación de enfermedades oftálmicas como el glaucoma y la retinopatía diabética, estudios propios de la retina, cirugía de catarata, trasplante de córnea, entre otros [15, 16, 20-23].

A continuación, en la Tabla 1, se presenta una comparación de las dimensiones axiales del globo ocular humano y porcino de acuerdo con lo encontrado durante una revisión exhaustiva de la literatura. Para algunos tejidos se presenta una propuesta de intervalo debido a la discrepancia entre los datos encontrados.

Tabla 1. Dimensiones axiales en milímetros del globo ocular humano y porcino.

Tejido	Humano	Referencia	Porcino	Referencia
<b>Córnea</b>	0.500 - 0.533	[15, 24-26]	0.800 - 1.248	[5, 15-17, 19, 25]
<b>Cavidad anterior</b>	2.500 - 3.290	[24, 27]	1.770 - 2.590	[17, 20, 28, 29]
<b>Cristalino</b>	4.000	[24]	7.400 - 10.000	[21, 22]
<b>Cavidad posterior</b>	16.000	[24]	*	
<b>Retina</b>	0.100	[25]	0.200 - 0.252	[23, 25, 30]
<b>Coroides</b>	0.175	[25]	0.146 - 0.300	[23, 25, 30]
<b>Esclera</b>	0.500 - 0.996	[25, 31]	0.500 - 1.190	[20, 23, 25, 32]
<b>Longitud axial</b>	24.000	[15]	19.770 - 23.900	[5, 15, 28, 29]

\*Dato no encontrado en la revisión efectuada.

En la Tabla 1, se puede apreciar que la similitud de tejido ocular humano y porcino reside en que ambos se encuentran anatómicamente compuestos por los mismos tejidos y tienen una longitud axial muy similar; no obstante, las dimensiones de sus componentes varían entre sí.

### 3.2 ULTRASONOGRAFÍA

El sonido está clasificado de acuerdo con el espectro audible humano, el cual comprende frecuencias que van desde los 20Hz hasta los 20kHz; las frecuencias inferiores a este rango forman parte del infrasonido y las superiores se consideran ondas de ultrasonido [33].

El ultrasonido es una onda longitudinal, es decir, cuando este se propaga en un medio las partículas oscilan longitudinalmente en referencia con la dirección en la cual la onda está viajando. En consecuencia, se produce una variación periódica de presiones en el medio, que se conocen como compresiones y rarefacciones. El medio por el cual viaja el ultrasonido puede ser líquido, sólido o gaseoso y a diferencia de las ondas electromagnéticas no se transmite en el vacío [33-35].

Todas las ondas, se caracterizan por los siguientes parámetros [34, 35]:

- Ciclo: consiste en una zona completa de compresión seguida de una zona completa de rarefacción.
- Frecuencia: número de ciclos por unidad de tiempo, su unidad es el Hertz.
- Periodo: recíproco de la frecuencia, su unidad es el segundo.
- Longitud de onda: distancia que viaja un ciclo en el lapso de un periodo, se expresa en metros.
- Velocidad de onda: es la razón de propagación de una onda en metros por segundo.
- Amplitud: es el tamaño de la onda desde la basal hasta el punto máximo, negativo o positivo.

Para todas las formas de onda, existe una relación entre los términos de velocidad, frecuencia y longitud de onda está dada por

$$v = f\lambda, \quad (1)$$

donde  $v$  es la velocidad de propagación en un medio determinado,  $f$  es la frecuencia de la onda de ultrasonido y  $\lambda$  es la longitud de onda del ultrasonido.

La Ecuación (1), también puede expresarse como

$$v = \frac{\lambda}{T},$$

donde  $T$  representa el periodo.

La eficiencia de la transmisión ultrasónica en un medio generalmente está asociada a la impedancia acústica del mismo. La impedancia acústica es una relación proporcional directa entre la densidad del medio y la velocidad de propagación acústica, su unidad es el Rayl y matemáticamente se define como [35]

$$Z = \rho v,$$

donde  $Z$  es la impedancia acústica,  $\rho$  es la densidad del material y  $v$  es la velocidad de propagación acústica.

Similar a la propagación de la luz, el ultrasonido puede transmitirse, reflejarse, refractarse, dispersarse y absorberse cuando viaja por medios con diferente impedancia acústica. Por ende, la propagación del ultrasonido cumple con la Ley de Snell en óptica (Ecuación (2)).

$$\eta_1 \sin(\phi_i) = \eta_2 \sin(\phi_r), \tag{2}$$

donde  $\phi_i$  es el ángulo del haz incidente,  $\phi_r$  el ángulo del haz refractado y,  $\eta_1$  y  $\eta_2$  son los índices de reflexión de ambos medios.

Considerando que, el índice de refracción ( $\eta$ ) se define como

$$\eta = \frac{v_a}{v}$$

donde  $v_a$  la del aire.

y que, a diferencia de la luz, la velocidad de propagación del sonido incrementa si la densidad del medio lo hace. La Ecuación (2), puede redefinirse como una relación de ángulos y densidades

$$v_2 \sin(\phi_i) = v_1 \sin(\phi_r),$$

donde  $v_1$  y  $v_2$  representa la velocidad de propagación ultrasónica en dos medios diferentes.

Por tanto, al incidir el haz ultrasónico en la frontera de dos zonas con diferente densidad, una parte de la energía de la onda es reflejada en el primer medio y otra refractada en el segundo medio [34].

### 3.2.1 El ultrasonido aplicado al área médica

El ultrasonido en el área médica representa una técnica no invasiva, segura e indolora para la examinación de tejidos blandos y órganos internos en tiempo real. Particularmente, en la práctica oftalmológica ha tenido un alto impacto desde su primera aplicación en 1956, gracias a que proporciona información sobre las propiedades mecánicas del ojo, incluidas la densidad y la rigidez. Así como, mediciones e imágenes del globo ocular en el plano axial, que permiten el diagnóstico y monitoreo de enfermedades intraoculares, además de ser de gran ayuda en las cirugías de implante de cristalino y córnea [24].

Las modalidades de ultrasonido más comúnmente empleadas en oftalmología son las llamadas modo A y modo B (ver Figura 2). El modo A, es la modalidad fundamental del ultrasonido y es la base para otras formas más completas de operación, como el modo B. El modo A, es una señal en una dimensión que consiste en una gráfica amplitud-tiempo, mientras que el modo B es una imagen de la estructura analizada en escala de grises [24].

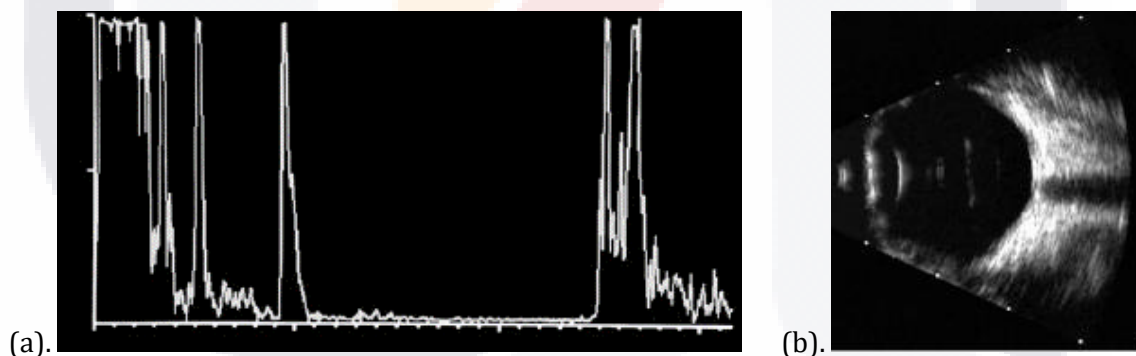


Figura 2. Ultrasonido oftálmico en modo A y B adquirido a 10MHz de frecuencia de un ojo humano sano. (a). Ultrasonido modo A (señal rectificada y filtrada). (b). Ultrasonido modo B (Fuente [24]).

En la examinación por ultrasonido se usa comúnmente la técnica de pulso-eco, la cual consiste en emplear un transductor ultrasónico que es a la vez emisor y receptor, por tanto, emite un pulso de ultrasonido que viaja sobre la región del tejido a investigar y, el cual es reflejado por las superficies reflectoras que se encuentra en su trayectoria y están asociadas a un cambio de impedancia acústica en la región analizada como se muestra en la Figura 3 [36, 37]. El tiempo

que transcurre entre la emisión del pulso y la recepción del eco producido por una interfaz se conoce comúnmente como tiempo de vuelo (TOF, por sus siglas en inglés: *Time Of Flight*), a partir de este tiempo se puede estimar la distancia a la cual se encuentra el reflector o interfaz que produjo el eco, empleando la Ecuación (3) [37]

$$d = \frac{v \tau}{2} \tag{3}$$

donde  $d$  es la distancia,  $v$  la velocidad de propagación del sonido en el medio de transmisión y  $\tau$  representa el TOF.

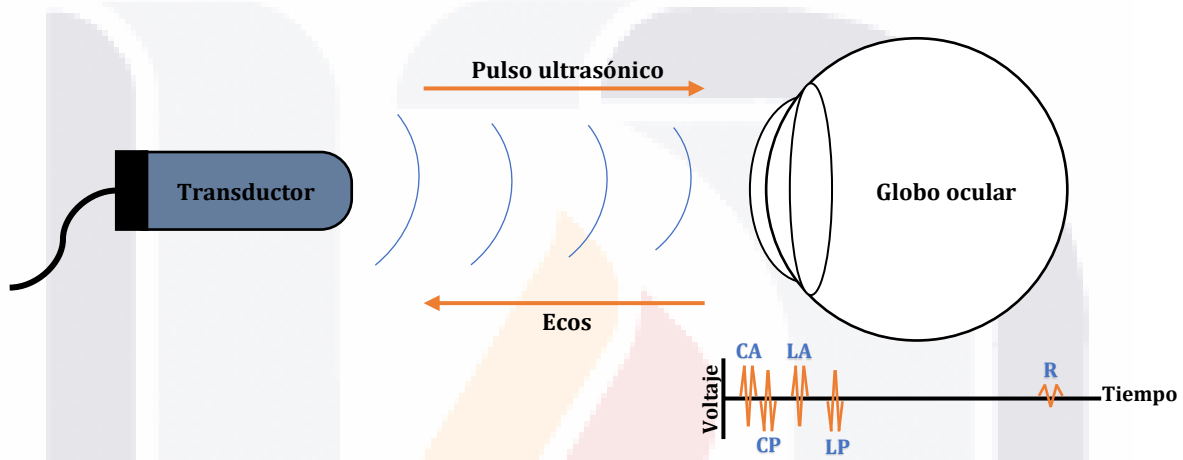


Figura 3. Diagrama ilustrativo de la técnica pulso-eco aplicada a un globo ocular (Elaboración propia). En la derecha inferior un diagrama de la señal ultrasónica con los ecos asociados a los componentes del globo ocular (donde CA: superficie anterior de la córnea, CP: superficie posterior de la córnea, LA: superficie anterior del cristalino, LP: superficie posterior del cristalino, R: retina) (Fuente [24]).

La velocidad de propagación del ultrasonido en los tejidos biológicos varía con respecto a su composición, pero también con respecto a la temperatura; por ejemplo, en los tejidos de mayor contenido graso la velocidad aumenta si la temperatura disminuye y en el caso de los tejidos cuya composición es mayormente agua, la velocidad aumenta conforme aumenta la temperatura [38]. Tanto para el globo ocular humano como para el porcino se han reportado previamente en la literatura velocidades de propagación ultrasónicas promedio (Ver Tablas 2 y 3) a diferentes temperaturas. En el caso de tejidos como la córnea, el cristalino y el humor vítreo el valor de la velocidad de propagación de las ondas de ultrasonido ya ha sido estandarizado, dicho dato se encuentra en la Tabla 2.

De acuerdo con Thijssen *et al.* (1985), la velocidad de propagación ultrasónica en el tejido ocular no sólo se ve afectada por factores como la temperatura y la descomposición del tejido cuando este es *ex vivo*, si no, también por la edad. En la Tabla 4, se presenta la relación existente entre la edad del sujeto con la variación de la velocidad de propagación del sonido considerando una temperatura de 20°C [39].

Tabla 2. Velocidad de propagación ultrasónica promedio en tejido ocular humano.

Tejido	Velocidad (m/s)	Temperatura (°C)	Referencia
<b>Córnea</b>	1639**	37	[24]
<b>Humor acuoso</b>	*		
<b>Cristalino</b>	1641**	37	[24]
<b>Humor vítreo</b>	1532**	37	[24]
<b>Retina</b>	1577	20	[25]
	1538	37	[39]
<b>Coroides</b>	1531	20	[25]
	1527	37	[39]
<b>Esclera</b>	1597	20	[25]
	1583	37	[39]

\*Dato no encontrado en la revisión efectuada. \*\*Valor definido como estándar en ultrasonido.

Tabla 3. Velocidad de propagación ultrasónica promedio en tejido ocular porcino.

Tejido	Velocidad (m/s)	Temperatura (°C)	Referencia
<b>Córnea</b>	1588	20	[25]
	1555	37	[39]
<b>Humor acuoso</b>	*		
<b>Cristalino</b>	1633	20	[25]
	1651	37	[39]
<b>Humor vítreo</b>	1501	20	[25]
	1497	37	[39]
<b>Retina</b>	1549	20	[25]
	1532	37	[39]
<b>Coroides</b>	1547	20	[25]
<b>Esclera</b>	1654	20	[25]
	1661	37	[39]

\*Dato no encontrado en la revisión efectuada.

Tabla 4. Variación de la velocidad de propagación ultrasónica en el tejido ocular humano de acuerdo con la edad (Fuente [39] ).

Tejido	Incremento por año ( $m/s$ )
<b>Cristalino</b>	0.077
<b>Retina</b>	-0.770
<b>Coroides</b>	0.260
<b>Esclera</b>	0.490

### 3.3 TÉCNICAS DE REDUCCIÓN DE RUIDO

Como se describió en las secciones anteriores, las señales ultrasónicas, son el resultado de la interacción existente entre la propagación de una onda de ultrasonido y el medio por el cual se propaga; estas señales permiten conocer información sobre las estructuras internas que componen el medio explorado. Sin embargo, en la adquisición de señales experimentales existe información que no es de interés, a la cual se le denomina ruido. El comportamiento del ruido puede variar entre una señal y otra, a pesar de ser adquiridas bajo las mismas condiciones [40, 41].

El ruido puede clasificarse en diferentes categorías, en las siguientes líneas se abordan dos categorías para las cuales se han añadido algunas de sus clasificaciones [42]:

- Por origen
  - Ruido acústico: emana de fuentes en movimientos, vibraciones o colisiones, se considera un ruido muy común.
  - Ruido electromagnético: presente en todas las frecuencias, particularmente en las señales de radiofrecuencia.
  - Ruido de procesamiento: resulta en el proceso de conversión analógica-digital.
  - Ruido electroestático: generado por la presencia de un voltaje, asociado a la iluminación fluorescente.
  
- Por sus características en tiempo y frecuencia
  - Ruido blanco: ruido aleatorio que contiene todas las frecuencias con la misma intensidad.
  - Ruido coloreado: ruido cuyo espectro no tiene una forma plana.
  - Ruido impulsivo: consiste en impulsos aleatorios de corta duración y amplitud.



En el caso de las señales ultrasónicas, el ruido de mayor predominancia es el ruido de grano o estructural, el cual está asociado a la interferencia de múltiples ecos provenientes de microestructuras internas existentes en el medio estudiado [8, 43]. Fenómenos de este tipo, es decir, ondas dispersadas por inhomogeneidades en el medio, se conocen bajo diversas denominaciones según su ámbito: como *backscattering* o ruido de grano, en evaluación por ultrasonidos; como *clutter*, en aplicaciones de sonar; o como *speckle*, en el tratamiento de imágenes ópticas y acústicas [8].

Dentro del marco de esta tesis un objetivo primordial es la reducción de ruido presente en las señales experimentales adquiridas en el globo ocular porcino, con la finalidad de mejorar la detectabilidad de los ecos de interés, es decir los ecos asociados a las principales estructuras del globo ocular (córnea, cristalino y las capas del fondo del ojo). A continuación, se describen las técnicas de reducción de ruido que se abordarán en este trabajo.

### 3.3.1 Filtro Butterworth

En esencia, un filtro es un sistema capaz de realizar modificaciones específicas en una señal de entrada con el propósito de obtener una señal de salida que satisfaga las características deseadas. Dentro del procesamiento digital de señales, los filtros son empleados en una vasta cantidad de aplicaciones dentro las cuales se puede destacar: la compresión de datos, el procesamiento de señales biomédicas, de voz e imágenes [44].

#### 3.3.1.1 Tipos de filtros

En función de su respuesta impulsiva se distinguen dos tipos de filtros digitales [44, 45]:

- Filtros de respuesta al impulso finita (FIR, por sus siglas en inglés: *Finite Impulse Response*): llamado así porque si la entrada del filtro es un impulso, su salida será un número limitado de términos no nulos. Se considera un filtro estable debido a que solo presenta valores en los polos, es decir, su función de transferencia únicamente posee elementos en el numerador. Su función de transferencia  $H(z)$ , se define como

$$H(z) = \sum_{k=0}^M b_k z^{-k},$$

donde  $b_k$  son los coeficientes del filtro de orden  $M$ .

- Filtros de respuesta al impulso infinita (IIR, por sus siglas en inglés: *Infinite Impulse Response*): en este tipo de filtros si la entrada corresponde a un impulso, como salida se

tendrá un número ilimitado de términos no nulos. Para obtener el dato de salida se emplean valores de la entrada actuales y anteriores, así como valores de la salida anteriores al que se está calculando. En términos de su función de transferencia  $H(z)$ , se expresa como

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{1 - \sum_{k=1}^M a_k z^{-k}}$$

donde  $a_k$  y  $b_k$  son los coeficientes del filtro, de orden  $M$ .

Dentro de la gama de los filtros IIR se encuentra el filtro Butterworth, el cual es un filtro electrónico diseñado para obtener una respuesta en frecuencia plana en la banda de paso, por tanto, la amplitud no se ve afectada en el proceso de filtrado.

De acuerdo con [7, 8], el uso de técnicas de filtrado convencionales diseñadas para ruido blanco, como el filtrado en frecuencia, no resultan totalmente efectivas en la reducción de ruido de grano, debido a que es un ruido correlacionado con la señal; por ello, se propone como una alternativa viable la implementación de técnicas de reducción de ruido por *Wavelet* y subespacios de señal, las cuales se describen a continuación.

### 3.3.2 Reducción de ruido por *Wavelets*

La reducción de ruido basado en *Wavelets* fue desarrollada por Donoho y Johnstone (1994) con la finalidad de eliminar el ruido blanco en el procesamiento de señales [46]. Sin embargo, una extensión de este método ha permitido su aplicación en problemas con ruido coloreado mediante el uso de umbrales adaptativos para cada banda de frecuencia que se ajustan acorde a la energía de la señal en cada nivel de descomposición [47].

El método de reducción de ruido por *Wavelets* involucra principalmente 3 pasos [40]:

1. Transformación de la señal con ruido al dominio *Wavelet* mediante una descomposición de esta en niveles.
2. Selección de los coeficientes asociados a la señal mediante la aplicación de un umbral donde los coeficientes de baja amplitud se vinculan comúnmente al ruido y son suprimidos.
3. Reconstrucción de la señal mediante la transformada inversa de *Wavelet* para obtener la señal filtrada.

Dentro del procesamiento de las señales ultrasónicas se tienen los trabajos de Pardo *et al.* (2007), Pardo (2011) y San Emeterio y Rodríguez Hernández (2012) donde se han procesado trazas sintéticas con ruido aditivo gaussiano, así como señales experimentales en una dimensión, donde los resultados obtenidos reflejan una mejoría considerable de la calidad de la señal [7, 8, 43, 48, 49]. Como evidencia de lo mencionado anteriormente en la Figura 4, se muestran los resultados obtenidos por Pardo *et al.* (2007) en la reducción de ruido por *Wavelets* en una señal sintética, empleando una *wavelet* diezmada db6 a 7 niveles de descomposición con un umbral Minimax [49].

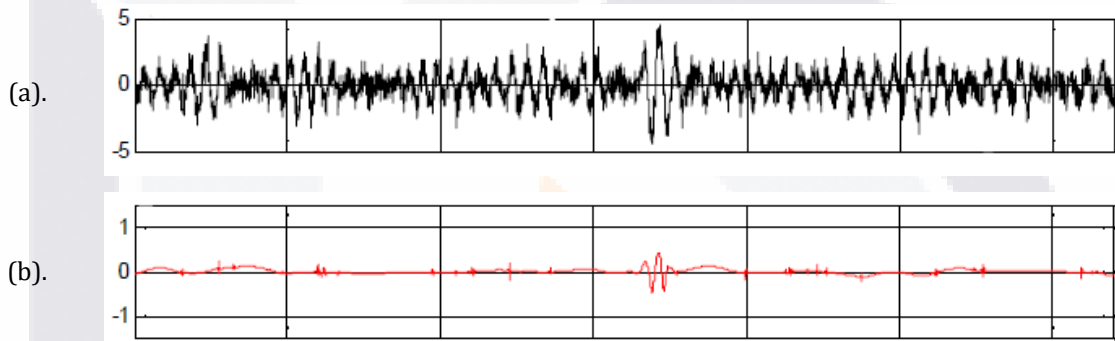


Figura 4. (a). Señal ultrasónica sintética con ruido de grano añadido. (b). Reducción de ruido por *Wavelet* empleando una *wavelet* diezmada db6 a 7 niveles de descomposición con un umbral Minimax (Fuente [49]).

### 3.3.2.1 Transformada de Wavelet

El origen de las *wavelets* se remonta al análisis de señales en el dominio de la frecuencia, conocido como análisis de Fourier, el cual consiste en la descomposición de una función  $x(t)$  en sus componentes sinusoidales (o exponenciales complejas).

Considerando una señal 1-D continua en el tiempo, su transformada de Fourier se puede definir como

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-2j\pi f t} dt,$$

donde  $x(t)$  es una señal en el dominio del tiempo y  $X(f)$  es su transformada de Fourier en el dominio de la frecuencia,  $f$  es una frecuencia variable y  $j$  es el número imaginario.

Para la cual su transformada inversa está dada por

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f)e^{2j\pi f t} df.$$

Sin embargo, una desventaja de la transformada de Fourier es que en términos de magnitud no es posible identificar la localización temporal de cada frecuencia y por ello presenta limitaciones para la representación de señales no estacionarias. Posteriormente, la transformada de Fourier de tiempo corto (STFT, por siglas en inglés: *Short Time Fourier Transform*) trata de solventar la falta de localización temporal de la transformada de Fourier, empleando versiones desplazadas en el tiempo y moduladas en la frecuencia de una ventana elemental y puede definirse como

$$X_{STFT}(u, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)r(t - u)e^{-2j\pi f t} dt,$$

donde  $r(t - u)$  es una ventana de tiempo  $t$  con un desplazamiento  $u$ , que selecciona una porción de la señal  $x(t)$  y calcula la transformada de Fourier para este segmento de señal; dado que  $u$  es un tiempo conocido e identificado se puede conocer la ubicación en el tiempo de las frecuencias correspondientes a las porciones extraídas por la ventana. Sin embargo, una de las principales deficiencias que presenta la STFT está ligada directamente al tamaño de la ventana; una ventana corta puede no capturar la duración completa de un evento, mientras que una ventana muy grande podría capturar más de un evento en el mismo desplazamiento. Por otra parte, la STFT por su naturaleza emplea exponenciales complejas, lo que describe variaciones sinusoidales en espacios reales y complejos que no están limitadas en el tiempo, sin embargo, los eventos son variaciones que generalmente están acotadas en un intervalo de tiempo [50, 51].

Como una modificación de la STFT, la transformada de *Wavelet*, no utiliza desplazamiento y modulación de una función sinusoidal, sino desplazamiento y escalado de una función conocida como *wavelet* madre  $\psi(t)$  como se muestra en la Figura 5.

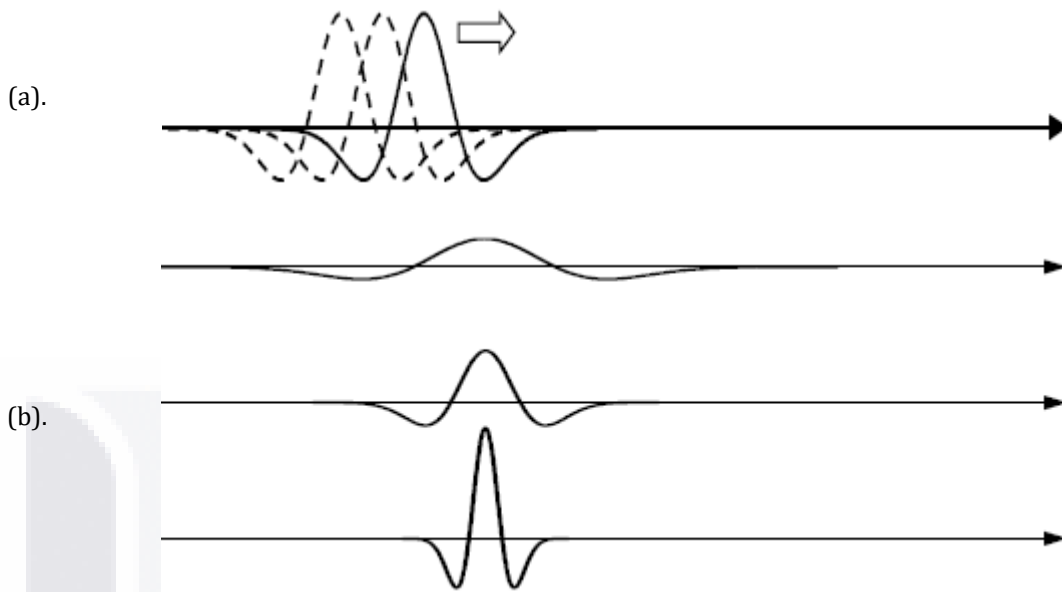


Figura 5. (a). Desplazamiento y (b). Escalamiento de una *wavelet*. (Fuente [52])

Esto se puede expresar matemáticamente como se presenta a continuación

$$\psi_{s,u}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right), \quad s > 0,$$

donde  $u$  se refiere a un desplazamiento y  $s$  es el parámetro de escalamiento de la función.

Para una señal  $x(t)$  en tiempo continuo su transformada de *Wavelet* se define como

$$W_{\psi,x}(s, u) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{s,u}(t) dt, \quad s \neq 0.$$

Y la su transformada inversa es

$$x(t) = \frac{1}{C_{\psi} s^2} \iint_{-\infty}^{\infty} W_{\psi,x}(s, u) \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) ds du, \quad s \neq 0,$$

donde  $C_{\psi}$  es una constante cuyo valor depende de la elección exacta de la *wavelet* madre la cual puede tener una cantidad infinita de transformaciones bajo el mismo nombre [50].

La transformada de *Wavelet* discreta parte de los parámetros de la *wavelet* madre continua a la cual se aplican desplazamientos y escalamientos discretos para formar la transformada. Esto significa que, si la señal original es muestreada con un set de escalamiento y desplazamiento

adecuado, la señal puede ser reconstruida a partir de la transformada de *Wavelet* discreta, que matemáticamente se define como

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{s_0^m}} \psi \left( \frac{t - n u_0 s_0^m}{s_0^m} \right), \quad (4)$$

donde  $m$  controla la dilatación de la *wavelet* y  $n$  la traslación de esta,  $s_0$  es una constante entera positiva mayor que 1 y  $u_0$  es el parámetro de localización el cual es mayor que cero.

El arreglo más común por su simplicidad y eficiencia para los parámetros  $s_0$  y  $u_0$ , es el conocido como cuadrilla diádica, donde  $s_0 = 2$  y  $u_0 = 1$ , por tanto, la Ecuación (4) puede reescribirse como

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \psi \left( \frac{t - n 2^m}{2^m} \right) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m} t - n).$$

Los coeficientes de la transformada de *Wavelet* discreta se calculan a través de

$$W_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{m,n}(t) dt.$$

La transformada de *Wavelet* discreta inversa se puede expresar como

$$x(t) = c \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} W_{m,n} \psi_{m,n}(t)$$

donde  $c$  es una constante cuyo valor depende de la elección de la *wavelet* madre [50, 52].

### 3.3.2.2 Familia de Wavelets

#### 3.3.2.2.1 Wavelet Daubechies

Partiendo de la teoría del análisis multiresolución, Ingrid Daubechies demostró que para cualquier número entero positivo  $n$  existe una *wavelet* ortogonal en el dominio de los números reales con un soporte compacto, de tal forma que todas las derivadas hasta el orden  $n$  existen.

Para Daubechies, los coeficientes del filtro pasabaja son diferentes de cero y son un número entero positivo  $D$ , llamado orden de *wavelet* [53].

La *wavelet* Daubechies de soporte compacto se define

$$\psi(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{D-1} g_k \phi(2x - k),$$

donde los coeficientes  $g_k$  y  $h_k$  están relacionados mediante

$$g_k = (-1)^k h_{(D-1-k)},$$

con una función de escalamiento definida como,

$$\phi(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{D-1} h_k \phi(2x - k).$$

La *wavelet* Haar, es la *wavelet* más simple de la familia Daubechies (Figura 6), es simétrica y ortogonal por naturaleza. Su simetría garantiza que una señal filtrada por esta base no presentará modificaciones en su fase. Además, tiene una alta resolución temporal debido a que es de soporte compacto y su forma rectangular se relaciona con un espectro de decaimiento lento [54].

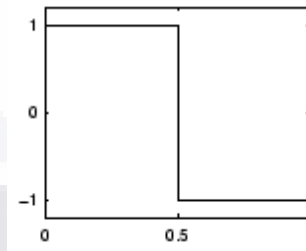


Figura 6. *Wavelet* Haar (Fuente [55]).

El resto de las *wavelets* de la familia Daubechies (Figura 7) también son ortogonales como la *wavelet* Haar, sin embargo, no son simétricas, es decir, su aplicación propicia una distorsión en la fase de la señal. El orden de las Daubechies, teóricamente es infinito, pero en su aplicación real está limitado hasta el orden  $D=20$ , también cabe mencionar que éstas *wavelets* no cuentan con una expresión explícita [54].

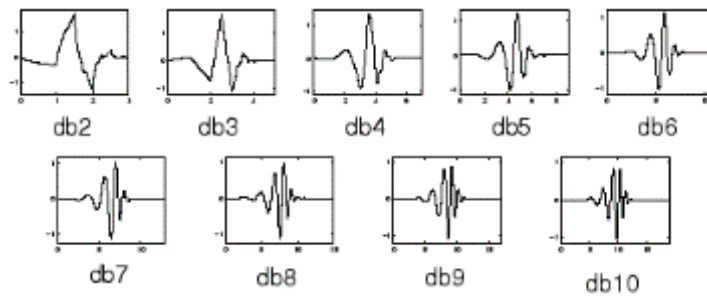


Figura 7. Familia *wavelet* Daubechies (Fuente [55]).

### 3.3.2.2.2 *Wavelet Biortogonal*

El sistema de *wavelet* biortogonal es una generalización del sistema ortogonal clásico, pero con un grado adicional de libertad, que permite construir una función *wavelet* simétrica. La *wavelet* biortogonal se caracteriza por tener dos subespacios de escala, por ende, tiene dos ecuaciones de dilatación, una correspondiente a la función de escalamiento  $\phi(x)$  y otra a la función de escalamiento dual  $\tilde{\phi}(x)$  [53]

$$\phi(x) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_k \phi(2x - k)$$

$$\tilde{\phi}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} \tilde{h}_k \tilde{\phi}(2x - k).$$

Las ecuaciones de la *wavelet* biortogonal se expresan matemáticamente como

$$\psi(x) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} g_k \phi(2x - k)$$

$$\tilde{\psi}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} \tilde{g}_k \tilde{\phi}(2x - k)$$

El par de expresiones  $(\psi_k^j, \tilde{\psi}_{k'}^{j'})$  satisface la siguiente propiedad de biortogonalidad,

$$(\psi_k^j, \tilde{\psi}_{k'}^{j'}) = \delta_{j,j'} \delta_{k,k'} \text{ para } j, j', k, k' \in I$$

La familia de *wavelets* biortogonales (Figura 8) son caracterizadas por ser de fase lineal, debido a que son simétricas y biortogonales. Este tipo de *wavelets* base se pueden construir a partir del



método de *spline*. En la práctica, tiene una vasta aplicación el filtrado de perfiles de superficie en los procesos de monitoreo y diagnóstico de manufactura [54].

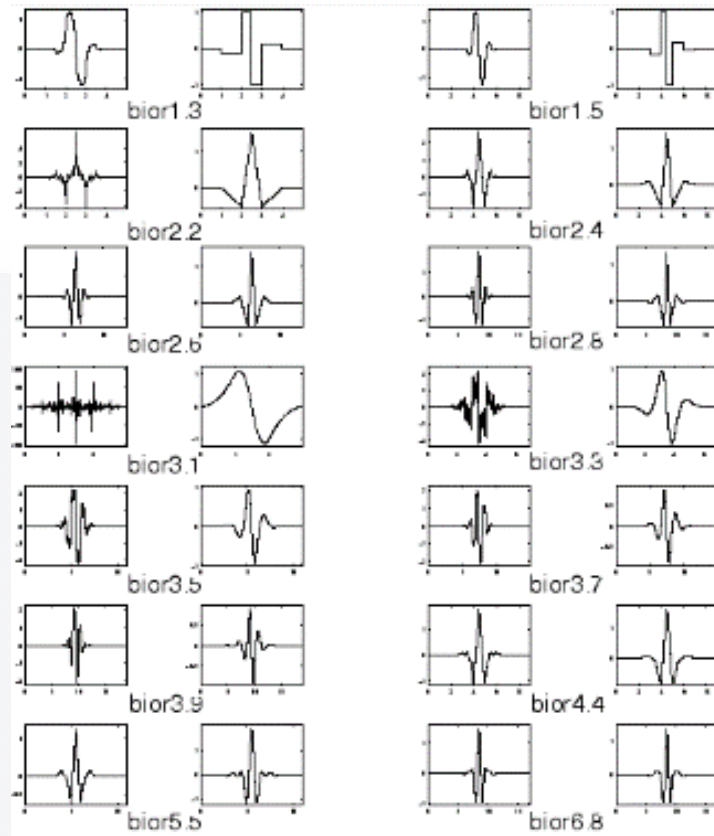


Figura 8. Familia *Wavelet* Biortogonal (Fuente [55]).

### 3.3.2.3 Comparación de Wavelets

Las siguientes propiedades podrían considerarse al momento de seleccionar una *wavelet* para una aplicación particular [8, 53].

- Soporte, es decir, la velocidad de convergencia a cero de las funciones  $\psi(t)$  cuando  $t$  tiende a infinito, lo que determina su localización en el tiempo y frecuencia. La localización en el espacio se deriva del soporte compacto mientras que su localización en la frecuencia depende de su suavidad (decaimiento en altas frecuencias) y propiedades del momento de Vanishing (decaimiento a bajas frecuencias). Se dice que una función tiene un soporte compacto cuando se anula fuera de un intervalo acotado.

- Regularidad o número de derivadas continuas, que influye en la calidad de la reconstrucción.
- Simetría, es útil para evitar desfases en el procesado de señales.
- Ortogonalidad: una *wavelet* ortogonal representa un algoritmo computacional rápido, pero pierde suavidad.
- Momento de Vanishing: se relaciona con la eficiencia de la *wavelet* para detectar singularidades en la señal.

A continuación, en la Tabla 5 se presentan las propiedades de las *wavelets* que se trabajarán en el marco de esta investigación a manera de comparativa.

Tabla 5. Comparación de las propiedades de las *wavelets*: Daubechies y Biortogonal (Fuente [53]).

Propiedad	Daubechies	Biortogonal
Soporte compacto	Si	
Regularidad	Finita	
Simetría	No	Si
Ortogonalidad	Si	No
Expresión explícita	No	
Transformada de <i>Wavelet</i> Continua	Si	
Transformada de <i>Wavelet</i> Discreta	Si	

Las propiedades de las *wavelets* a emplear en el acondicionamiento de las señales se diferencian en sus propiedades de simetría y ortogonalidad.

### 3.3.2.4 Umbral para *Wavelets*

El umbralizado de los coeficientes se efectúa en el dominio *Wavelet*, pretende eliminar cualquier ruido y retener la señal presente, independientemente de su contenido en frecuencia. Esto es posible ya que la señal se concentra en unos pocos coeficientes, mientras que el ruido tiende a dispersarse a lo largo de una mayor cantidad de coeficientes, por tanto, puede reconstruirse la señal con una menor proporción de ruido a partir de los coeficientes de mayor valor que generalmente están asociados a la señal [8].

#### 3.3.2.4.1 Tipo de umbralización

La umbralización puede realizarse por diferentes procedimientos, sin embargo, los más comunes resultan ser la umbralización suave y rígida (*soft and hard thresholding*) ambos propuestos por Donoho y Johnstone en sus trabajos [46, 47, 56]. Los dos métodos conservan los coeficientes cuyo valor absoluto está por encima del umbral establecido y suprimen el resto ya que se vincula generalmente al ruido aquellos coeficientes de baja amplitud. En el caso del umbral *hard*, existe una discontinuidad en el intervalo  $\pm$ umbral, mientras que en el umbral *soft* se reducen los coeficientes que se conservan evitando así un cambio abrupto [8].

#### 3.3.2.4.2 Tipo de umbral

La reducción de ruido blanco ha aportado umbrales ampliamente estudiados que proporcionan resultados cercanos a los óptimos para diferentes casos y además son sencillos de aplicar. Comúnmente se utilizan: minimax, universal y estimador de riesgo no sesgado de Stein (SURE, por sus siglas en inglés; *Stein's Unbiased Risk Estimator*). Los primeros dos dependen del nivel de ruido estimado y de la longitud de la secuencia de datos, mientras que el último es un umbral adaptativo [8].

### 3.3.3 Reducción de ruido por *Signal Subspace*

La técnica de reducción de ruido por subespacios de señal (SSD, por sus siglas en inglés: *Signal Subspace Denoising*) fue propuesta Ephraim y Van Trees como una metodología aplicada a las señales de voz, que consiste en la descomposición de una señal en el dominio de la Transformada de Karhunen-Loève (KLT, por sus siglas en inglés: *Karhunen-Loève Transform*) [40, 57]; la cual es comúnmente utilizada para reducir la dimensionalidad de los datos y capturar las variaciones más importantes en sus primeros componentes, los cuales se expresan en términos de valores y vectores propios. La KLT decorrelaciona completamente la señal y maximiza la compactación de energía (información) contenida en la misma, es decir, la KLT contiene la mayor varianza (energía) en un menor número de coeficientes de transformación [58].

La reducción de ruido basado en subespacios de señal se cimenta en la descomposición del espacio vectorial asociado a la señal ruidosa implementando la KLT en dos subespacios ortonormales; uno asociado al ruido y otro a la señal más ruido, donde la estimación de la señal se efectúa anulando el subespacio de ruido y controlando la distribución de este en el

subespacio de señal [40, 59]. Para ello, se asume que el ruido y la señal son vectores no correlacionados y se considera como modelo de la señal

$$y = p + w, \tag{5}$$

donde  $y$  es una señal con ruido,  $p$  denota una señal limpia y  $w$  se asocia al ruido de la señal [40, 59, 60].

En términos de la matriz de covarianza de  $y$ , se tiene que,

$$R_y = R_p + R_w = U (\Gamma_p + \sigma_w^2 I) U'$$

donde

- En el caso del ruido, la matriz de covarianza ( $R_w$ ) se define de la siguiente forma:

$$R_w = \sigma_w^2 I$$

Donde,  $\sigma_w^2$  es la varianza del ruido y  $I$  es la matriz identidad. Considerando un ruido blanco no correlacionado con la señal  $p$ .

- Para la señal limpia ( $p$ ), su matriz de covarianza ( $R_p$ ) se denota como:

$$R_p = U \Gamma_p U'$$

Donde,  $U$  es la matriz de transformación de Karhunen-Loève,  $U'$  denota una matriz transpuesta y  $\Gamma_p$  es una matriz cuya diagonal son los eigenvalores de la señal ( $\gamma_s$ ) ordenados de manera tal que  $\gamma_{p1} \geq \gamma_{p2} \geq \dots \geq \gamma_{pk} \geq 0$  con  $k \leq N$ , siendo  $N$  la longitud del vector ventana.

En términos de  $U$  es conveniente realizar una partición, de manera que

$$U = [U_1 \quad U_2],$$

donde  $U_1$  corresponde a una base ortonormal para el subespacio de la señal+ruido mientras que  $U_2$  está asociado al subespacio del ruido. Por ende,  $U_1' U_2 = 0$ .

Considerando  $\hat{p}$  como estimador del vector de la señal limpia, es decir,  $p$ , se puede definir

$$\hat{p} = Qy,$$

donde  $Q$  corresponde a la matriz de filtrado que se define como

$$Q = U_1 G U_1',$$

considerando  $G$  como una matriz que emplea los eigenvalores de la matriz de covarianza de la señal con ruido y la varianza del ruido.

$$G = I - \text{diag} \left( \frac{\sigma_w^2}{\gamma_{p1}}, \dots, \frac{\sigma_w^2}{\gamma_{pk}} \right).$$

En la práctica,  $G$  se calcula utilizando los valores propios de la matriz de covarianza de la señal con ruido ( $R_y$ ) y considerando un nivel de ruido conocido. Para obtener el estimador lineal  $\hat{p}$  [59, 60]:

1. Se aplica a la señal ruidosa la Transformada de Karhunen-Loève obteniendo  $q = U'x$ .
2. Se modifican los coeficientes de la matriz diagonal, mediante la aplicación de umbral.
3. Finalmente, se aplica la Transformada Inversa de Karhunen-Loève empleando los coeficientes umbralizados (premultiplicando por  $U$ ).

El modelo fundamental (Ecuación (5)) considera un ruido aditivo no correlacionado con la señal, pero el ruido presente en las señales de ultrasonido es por naturaleza multiplicativo y por ende correlacionado. Sin embargo, de acuerdo con Yanya *et al.* (2014) el método puede aplicarse a señales con ruido coloreado, lo que ha llevado a la implementación de ésta técnica a un campo de aplicación variado [40], dentro de éstas aplicaciones se tiene el acondicionamiento de señales acústicas experimentales adquiridas en ambientes ruidosos [57, 59], no obstante se ha operado esta técnica en señales ultrasónicas adquiridas en modo A para la eliminación de ruido instrumental facilitando la identificación de microestructuras en materiales como el acero inoxidable y aluminio [41]. Aunado a ello, el procesamiento de ecografías por SSD cuyos resultados muestran una elevación significativa de la Relación Contraste-Ruido (CNR, por sus siglas en inglés: *Contrast to Noise Ratio*) y de la Relación Señal-Ruido (SNR, por siglas en inglés: *Signal to Noise Ratio*), sin atenuar la calidad visual de la imagen [40, 61].

### 3.4 ESTIMACIÓN DE TIEMPO DE VUELO

El procesamiento digital de señales ultrasónicas está asociado a la estimación del tiempo de vuelo (TOF) la cual se puede efectuar por diferentes métodos que pueden dividirse en dos categorías: no paramétricos y paramétricos. Dentro de los métodos no paramétricos se encuentran: la estimación espectral clásica, la clasificación de múltiples señales (MUSIC, por sus siglas en inglés: *Multiple Signal Clasification*) y por máxima verosimilitud. Sin embargo, la precisión y exactitud de su implementación se ve afectada por la presencia de ruido en las señales, debido a la cantidad de ruido contenido en las señales ultrasónicas. Por otra parte, los métodos paramétricos están basados principalmente en la correlación cruzada y sus versiones mejoradas, como la teoría de interpolación y la transformada de Hilbert; estos métodos son sumamente precisos si se cumple que, la señal de eco recibida está contaminada por ruido blanco Gaussiano y la señal de eco a estimar es una réplica escalada del eco de referencia [11, 10].

En este trabajo, la estimación de los TOF's asociados a los componentes internos del globo ocular se realiza mediante la implementación y adecuación del algoritmo *Space-Alternating Generalized Expectation-Maximization* (SAGE), el cual se describe a continuación.

#### 3.4.1 Algoritmo SAGE

El algoritmo *Space-Alternating Generalized Expectation-Maximization* es una modificación propuesta por Fessler y Haro (1994) del algoritmo de esperanza y maximización, con la finalidad de optimizar la convergencia de este en el procesamiento de señales e imágenes [62]. Posteriormente, este algoritmo fue implementado por Demirli y Saniie mediante una combinación de los algoritmos SAGE y de optimización de Gauss-Newton, en la estimación de parámetros asociados a la naturaleza del eco donde se encuentra involucrado el TOF [63, 64, 65, 66].

Asumiendo un espectro de potencia de forma Gaussiana para el transductor ultrasónico, la respuesta al impulso del transductor puede representarse como

$$F(t) = e^{-\alpha t^2} \cos(2\pi f_c t),$$

donde,  $\alpha$  es el factor de ancho de banda y  $f_c$  es la frecuencia central del transductor.

Entonces, el modelo del eco ultrasónico para una superficie reflejante ideal puede definirse de la siguiente forma

$$P(t) = \beta e^{-\alpha(t-\tau)^2} \cos(2\pi f_c(t - \tau) + \varphi) + w(t), \quad (6)$$

donde  $\beta$  representa la amplitud de la onda,  $\tau$  el tiempo de vuelo,  $\varphi$  la fase de la señal y  $w(t)$  el ruido presente en la señal.

Sin embargo, estos parámetros pueden simplificarse y con ello conseguir una mayor eficiencia computacional del algoritmo propuesto, si se trabaja con la envolvente del eco [10, 11], resumiendo así la Ecuación (6) en

$$E(t) = \beta e^{-\alpha(t-\tau)^2} + w(t). \quad (7)$$

Estas ecuaciones (Ecuación 6 y 7) pueden generalizarse de manera tal que, en un medio con múltiples reflectores pueda estimarse el TOF del eco asociado a cada uno de ellos. El modelo de envolvente para una señal multieco puede representarse como en la siguiente ecuación

$$S(t) = \sum_{i=1}^L E(\theta_i; t) + w(t),$$

donde  $\theta_i = [\beta_i \alpha_i \tau_i]$  representa un vector parámetro que define la forma y la localización correspondiente al  $i$ -ésimo eco en la señal y  $L$  representa la cantidad de ecos.

Por tanto, el algoritmo SAGE para la estimación del TOF en una señal ultrasónica multieco puede resumirse en los siguientes pasos:

1. Definir los valores iniciales del vector parámetro y construir,

$$\Theta^{(k)} = [\theta_1^{(k)}, \theta_2^{(k)}, \dots, \theta_M^{(k)}],$$

donde  $k = 0$  y representa el número de iteración.

2. Paso E: calcular la esperanza para cada eco en la  $k$ -ésima iteración empleando

$$\hat{p}^{(k)} = E(\theta_i^{(k)}) + \frac{1}{L} \left( y - \sum_{i=1}^L E(\theta_i^{(k)}) \right)$$

3. Paso M: iterar el  $i$ -ésimo vector parámetro empleando el algoritmo de optimización Gauss-Newton,

$$\theta_i^{(k+1)} = \theta_i^{(k)} + (V'(\theta_i^{(k)}) V(\theta_i^{(k)}))^{-1} V'(\theta_i^{(k)}) (\hat{p}^{(k)} - E(\theta_i^{(k)})),$$

donde el vector gradiente  $V(\theta)$  está definido como,

$$V(\theta) = \left[ \frac{\partial E(\theta_i^{(k)})}{\partial \beta} \quad \frac{\partial E(\theta_i^{(k)})}{\partial \alpha} \quad \frac{\partial E(\theta_i^{(k)})}{\partial \tau} \right]$$

4. Incrementar  $i$  y regresar al paso 2 hasta que  $i > L$ .
5. Revisar el criterio de convergencia, si  $\|\Theta^{(k+1)} - \Theta^{(k)}\| \leq \textit{tolerancia}$ , finalizar el algoritmo, sino  $i = 1$  y  $k = k + 1$ .





## 4 METODOLOGÍA

---

A lo largo de este capítulo abordaremos el desarrollo de un método enfocado a la estimación de los TOF's asociados a los ecos producidos por las estructuras de mayor interés del globo ocular y en base a estos, las longitudes axiales correspondientes. Se describe la adecuación realizada del modelo experimental propuesto con la finalidad de adquirir señales ultrasónicas de alta calidad. Posteriormente, se detalla el procedimiento para la aplicación de las técnicas de reducción de ruido en las señales adquiridas y cuyos resultados representan una parte fundamental en la evaluación ultrasónica de los componentes anatómicos del globo ocular porcino. Finalmente, se expone la metodología desarrollada para la estimación de los TOF's. Logrando así el cumplimiento del objetivo primordial del desarrollo de este trabajo de investigación.

### 4.1 MODELO EXPERIMENTAL

Como modelo experimental se optó por un globo ocular porcino *ex vivo*, debido a la similitud anatómica que presenta con el ojo humano. A lo largo del proyecto se emplearon seis ejemplares de ojo porcino sin patologías aparentes, los cuales fueron recolectados y almacenados en solución salina a una temperatura aproximada de 4°C para evitar la desecación y descomposición del tejido durante su transportación.

#### 4.1.1 Preparación de la muestra

Con la finalidad de evitar el movimiento del globo ocular durante la exploración ultrasónica se retomó la idea de Zhou *et al.* (2017) que consiste en fijar el tejido en una gelatina dejando expuesta la superficie anterior del ojo de tal forma que su eje axial quedará con una alineación vertical tal como se muestra en la Figura 9 [67].

En este caso, se elaboró un *phantom* de agar purificado (Cultimed, PANREAC QUÍMICA S.A.) a una concentración del 3% en disolución de agua bidestilada (Ecuación (8)).

$$\frac{g \text{ de agua}}{g \text{ de sustancia}} = \frac{97 \%}{3 \%}. \quad (8)$$

Para su preparación, se calentó el agua a 40°C en una parrilla eléctrica y, posteriormente se agregó el agar en pequeñas porciones mientras se mezclaba con un agitador magnético para evitar la formación de grumos, la muestra fue retirada del calor al alcanzar la temperatura de

80°C. Se conservó en reposo a temperatura ambiente hasta que la temperatura de la mezcla descendió aproximadamente 40°C. Se insertó el globo ocular en aproximadamente 4/5 partes de su tamaño al centro del *phantom* (Figura 9). Cuando la temperatura del *phantom* alcanzó la temperatura ambiente, la parte expuesta se cubrió con agua bidestilada para evitar desecación y se refrigeró para la solidificación del *phantom* y preservación del espécimen porcino.

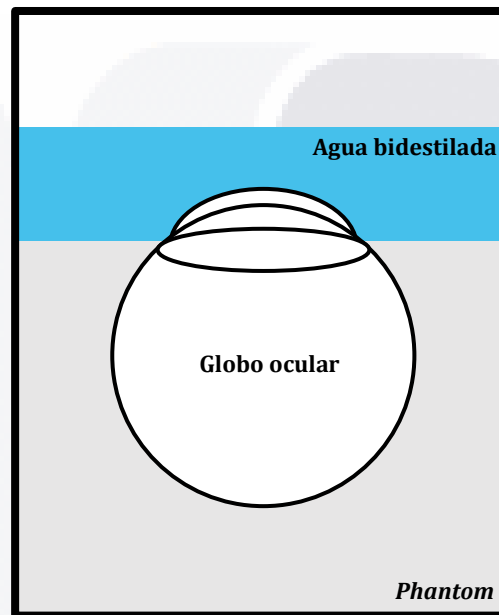


Figura 9. Diagrama de inmersión parcial del globo ocular porcino en *phantom*.

#### 4.2 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

La adquisición de señales ultrasónicas *A-scan*, descritas en las Figuras 10 y 11, se realizó con un sistema de excitación/recepción ultrasónica (5072PR, Panametrics NDT, OLYMPUS INC.) en modo pulso-eco con una ganancia fijada a 59dB. Este sistema, genera una señal eléctrica de alto voltaje y corta duración que excita al transductor, esta excitación se convierte en un pulso ultrasónico que se transmite a través del medio estudiado. Posteriormente, la reflexión total o parcial ocasionada por las interfaces del medio presentes en la trayectoria del ultrasonido hacen que parte de la energía del pulso emitido (eco) regrese a la cara del transductor, el cual transforma el eco ultrasónico recibido en una señal eléctrica. Dicha señal es acondicionada por el sistema receptor para ser transmitida a un osciloscopio de precisión (MSO2012B, TEKTRONIX INC.), donde es proyectada con un promediado de 8 muestras y almacenada en un

vector de 1 millón de muestras con una frecuencia de muestreo de 1GHz en un dispositivo de almacenamiento portable.

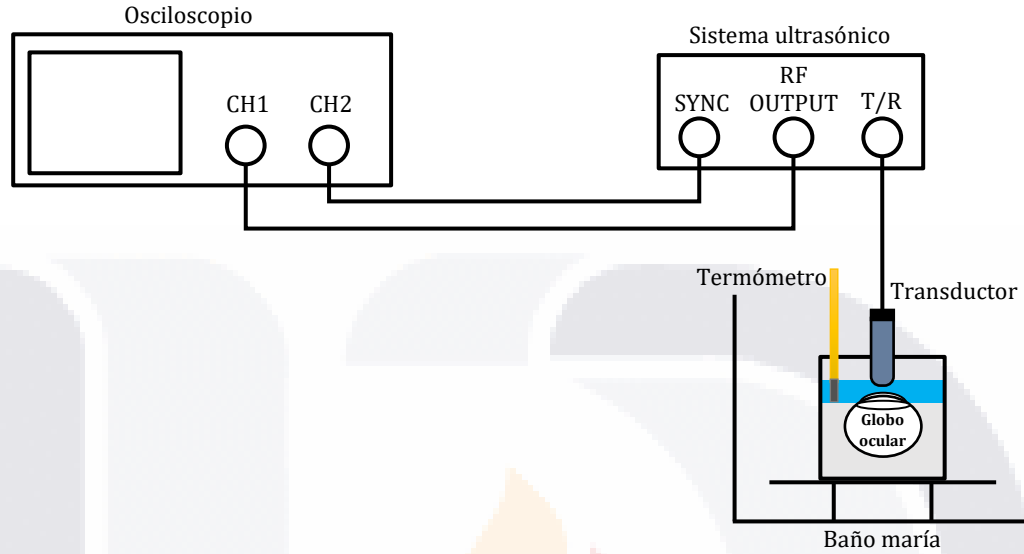


Figura 10. Diagrama de conexiones del sistema empleado en la adquisición de señales ultrasónicas experimentales.

Para llevar a cabo las mediciones se emplearon dos transductores: el primero, un transductor de 10 MHz de frecuencia central con un diámetro de 0.25" (V312, Panametrics NDT, OLYMPUS INC.) y en segundo lugar un transductor de 20 MHz con un diámetro de 0.25" (V317, Panametrics NDT, OLYMPUS INC.). La cara del transductor se colocó a una distancia de 1.5cm de la superficie anterior de la córnea y se alineo al eje axial del ojo con la finalidad de registrar los ecos de cada interfaz, de tal forma que el haz ultrasónico tuviera como primer contacto la interfaz anterior de la córnea y continuara su trayectoria a través del humor acuoso, el cristalino, la cámara vítrea y por último la retina, ver Figura 11.

El recipiente que contiene la muestra se introdujo dentro de un baño maría (HH2, Científica Vela Quin S.A. de C.V.) para conservarlo a una temperatura parcialmente estable de 37°C durante la adquisición de las señales. La temperatura en el interior del recipiente fue monitoreada con un termómetro digital.

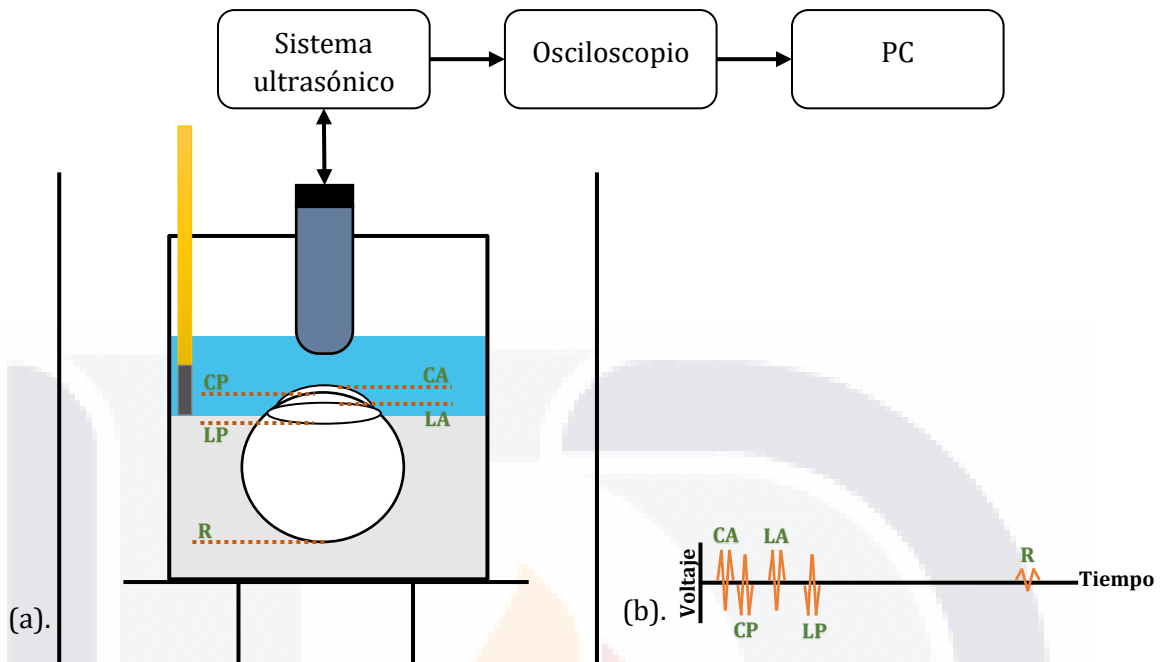


Figura 11. Diagrama ilustrativo (a). de la colocación del espécimen y el transductor en la adquisición de señales acústicas (Elaboración propia). (b). de los ecos de interés en la señal ultrasónica asociados a los componentes del globo ocular (donde CA: superficie anterior de la córnea, CP: superficie posterior de la córnea, LA: superficie anterior del cristalino, LP: superficie posterior del cristalino, R: retina) (Fuente [24]).

### 4.3 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

El acondicionamiento de la señal se llevó a cabo en MATLAB (R2018a, THE MATHWORKS, INC.) y consta de 2 etapas, a las cuales nos referiremos como pre-acondicionamiento y acondicionamiento. En la Figura 12, se muestra un diagrama que resume estas etapas. El pre-acondicionamiento es un bloque estándar aplicado a todas las señales que consiste en tres pasos: el primero es seleccionar el segmento de interés del registro original, donde están contenidos los ecos desde la córnea hasta la retina; los pasos restantes consisten en eliminar el *offset* y normalizar las amplitudes del segmento seleccionado. En la etapa de acondicionamiento se tuvo como finalidad comparar tres técnicas de reducción de ruido y optar por la que mejores resultados aportara en términos de SnNR (por sus siglas en inglés, *Signal+noise to Noise Ratio*),

para ello se compararon las siguientes opciones: filtro Butterworth, método de reducción de ruido por *Wavelets* y por *Signal Subspace*.

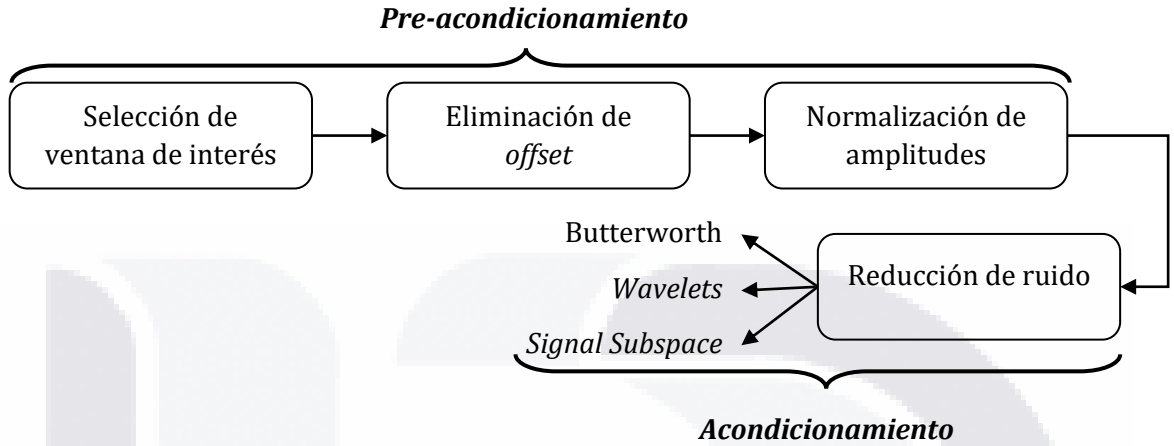


Figura 12. Diagrama a bloques de la sección de acondicionamiento de la señal.

#### 4.3.1 Pre-acondicionamiento

Al vector de datos que compone el registro original de la señal ultrasónica adquirida experimentalmente, se aplicó una ventana rectangular con una longitud de 50 mil muestras, equivalentes a  $50\mu s$  donde se encuentran los ecos de interés, es decir, desde la superficie anterior de la córnea hasta el complejo de ecos asociados al tejido posterior del globo ocular (ver Figura 11(b)). Posteriormente, se eliminó el *offset* de la ventana seleccionada para lo cual se calculó la media de las amplitudes de la señal y este valor fue sustraído de la amplitud de cada una de las muestras de la señal, tal como se expresa en

$$y_o = O_i - \bar{O},$$

donde  $y_o$  es la señal con ruido a la que se le ha eliminado el *offset*,  $O_i$  es la amplitud de cada muestra en la  $i$ -ésima posición del vector segmentado (ventana) y  $\bar{O}$  es la media de las amplitudes del vector segmentado  $O$ .

Por último, se normalizaron las amplitudes de la ventana de interés, de tal forma que estas se encuentran comprendidas en el rango de -1 a 1V, para ello se empleó la siguiente ecuación, que

consta de dividir cada una de las muestras entre el valor máximo absoluto encontrado en la ventana de interés.

$$y_n = \frac{y_{oi}}{\max(|y_o|)}$$

donde  $y_n$  es la ventana de la señal con ruido normalizada, el numerador  $y_{oi}$  es la amplitud de cada muestra en la  $i$ -ésima posición de la ventana del vector sin *offset* y el denominador es el valor máximo absoluto encontrado en  $y_o$ .

### 4.3.2 Implementación de técnicas de reducción de ruido

#### 4.3.2.1 Filtro Butterworth

El filtrado de la señal se efectuó mediante la implementación de un filtro digital Butterworth pasabanda cuyas características de diseño se expresan a continuación:

- Tipo de filtro: IIR
- Orden: octavo
- Frecuencias de corte: se ajustó de manera empírica posterior a un análisis del contenido de frecuencias en las señales adquiridas tanto con el transductor ultrasónico de 10MHz como con el de 20MHz.

- Señales adquiridas a 10MHz: su ancho de banda está comprendido entre 1-15MHz y su función de transferencia está definida como

$$H_{10}(z) = \frac{3.34e^{-6} - 1.34e^{-5}z^{-2} + 2.01e^{-5}z^{-4} - 1.34e^{-5}z^{-6} + 3.34e^{-6}z^{-8}}{1 - 7.77z^{-1} + 26.40z^{-2} - 51.30z^{-3} + 62.30z^{-4} - 48.43z^{-5} + 23.54z^{-6} - 6.54z^{-7} + 0.70z^{-8}}$$

- Señales adquiridas a 20MHz: el ancho de banda se acotó entre 10-25MHz cuya función de transferencia se define

$$H_{20}(z) = \frac{4.37e^{-6} - 1.75e^{-5}z^{-2} + 2.62e^{-5}z^{-4} - 1.75e^{-5}z^{-6} + 4.37e^{-6}z^{-8}}{1 - 7.72z^{-1} + 26.08z^{-2} - 50.47z^{-3} + 61.13z^{-4} - 47.45z^{-5} + 23.06z^{-6} - 6.41z^{-7} + 0.78z^{-8}}$$

#### 4.3.2.2 Reducción de ruido por Wavelets

A continuación, se describe la metodología implementada para la reducción de ruido por *Wavelets* en señales ultrasónicas, la cual se divide en 2 etapas. Para la primera etapa, se implementaron dos *wavelets* distintas para la transformación diezmada de la señal al dominio

tiempo-frecuencia y, en el filtrado de los coeficientes se consideraron tres umbrales diferentes de tipo *soft*; en la segunda etapa, se seleccionó el mejor resultado de la Etapa 1 y se modificaron algunos de sus parámetros en busca de mejores resultados.

Etapa 1:

La eficiencia de los resultados obtenidos en la reducción de ruido implementando *wavelets* puede verse condicionada por los parámetros que se asocian a la transformada y los parámetros que están ligados al proceso de umbralización, por ello se partió de los resultados reportados previamente por Pardo (2011), San Emeterio y Rodríguez Hernández (2012) y Sheng *et al.* (2014), facilitando así la selección de los parámetros que delimitaron el análisis comparativo de esta etapa [43, 48, 68], los cuales se anexan en la Tabla 6.

Etapa 2:

Tomando como referencia los resultados cuantitativos y cualitativos obtenidos en las trazas procesadas considerando los parámetros de la Tabla 6, se tomó como referencia el mejor resultado obtenido y a partir de él se modificaron algunos parámetros que dan lugar al análisis comparativo de esta sección, para ello se tomó a consideración los trabajos realizados por Pardo *et al.* (2007), Pardo (2011) y San Emeterio y Rodríguez Hernández (2012) y se propuso modificar el tipo de umbral (ver Tabla 7) [7, 48, 49].

Tabla 6. Parámetros para la reducción de ruido por *Wavelets* (Etapa 1)

Parámetros de la transformada		
Transformada	Diezmada	
Algoritmo	Mallat	
Familia <i>wavelet</i>	Daubechies	Biortogonal
<i>Wavelet</i> hija	Db6	Bior3.5
Nivel	7	5
Parámetros de procesado		
Tipo de umbral	Suave ( <i>soft</i> )	
Umbral	Universal Minimax SURE	

Tabla 7. Parámetros para la reducción de ruido por *Wavelets* (Etapa 2)

Parámetros de la transformada		
Transformada	No diezmada	Diezmada
Algoritmo	<i>À trous</i>	Mallat
Familia <i>wavelet</i>	Daubechies	
<i>Wavelet</i> hija	Db6	
Nivel	7	
Parámetros de procesado		
Tipo de umbral	<i>soft</i>	<i>hard</i>
Umbral	Universal	

#### 4.3.2.3 Reducción de ruido por *Signal Subspace*

El método de SSD es un proceso matemático aplicable a un número finito de muestras, por ello, es necesario realizar el acondicionamiento de la señal en ventanas, es decir, seleccionando una porción de señal y despreciando los puntos anteriores y posteriores del segmento seleccionado. Se seleccionaron ventanas con una longitud de 1000 muestras y para cada una de ellas se obtuvo su vector de autocorrelación, a partir del cual se construyó una matriz simétrica que permitió el cálculo de los valores y vectores propios del segmento de señal seleccionado.

Los valores propios obtenidos en cada iteración fueron umbralizados para dar lugar a la matriz de filtrado. A diferencia de *Wavelet*, en la reducción de ruido por SSD se optó por proponer un umbral adaptativo en función de los datos del segmento seleccionado, ya que un valor fijo predeterminado podría mermar la efectividad del algoritmo implementado. Para definir el umbral se ha tomado en cuenta la frecuencia con la que fue adquirida la señal ultrasónica, llegando de manera empírica a los siguientes umbrales,

- Señales adquiridas con el transductor de 10MHz:

$$umbral_{10} = \begin{cases} 4media(eig_{i,1:100}) & 10mediana(eig_{i,1:100}) < media(eig_{i,1:100}) \\ \max(eig_i) & \text{en otro caso} \end{cases}$$

- Señales adquiridas con el transductor de 20MHz:

$$umbral_{20} = \begin{cases} 4media(eig_{i,1:100}) & 5mediana(eig_{i,1:100}) < media(eig_{i,1:100}) \\ \max(eig_i) & \text{en otro caso} \end{cases}$$

Donde,  $eig_{i,1:100}$  corresponde a los primeros 100 eigenvalores ordenados de forma descendente de la  $i$ -ésima ventana,  $\max(eig_i)$  se define como el eigenvalor de mayor valor en la  $i$ -ésima ventana.



Ambos umbrales hacen una comparación del valor de la media y la mediana de cada una de las ventanas para definir el valor del umbral a emplear; si la desigualdad se cumple, el umbral a aplicar es 4 veces el valor de la media calculada a partir de los primeros 100 eigenvalores correspondientes a la  $i$ -ésima ventana, en caso contrario, es decir, si el segmento tratado corresponde únicamente al ruido se suprimen por completo los datos contenidos en ese segmento. De manera visual podemos apreciar en la Figura 13 el comportamiento del umbral propuesto en una señal de ultrasonido.

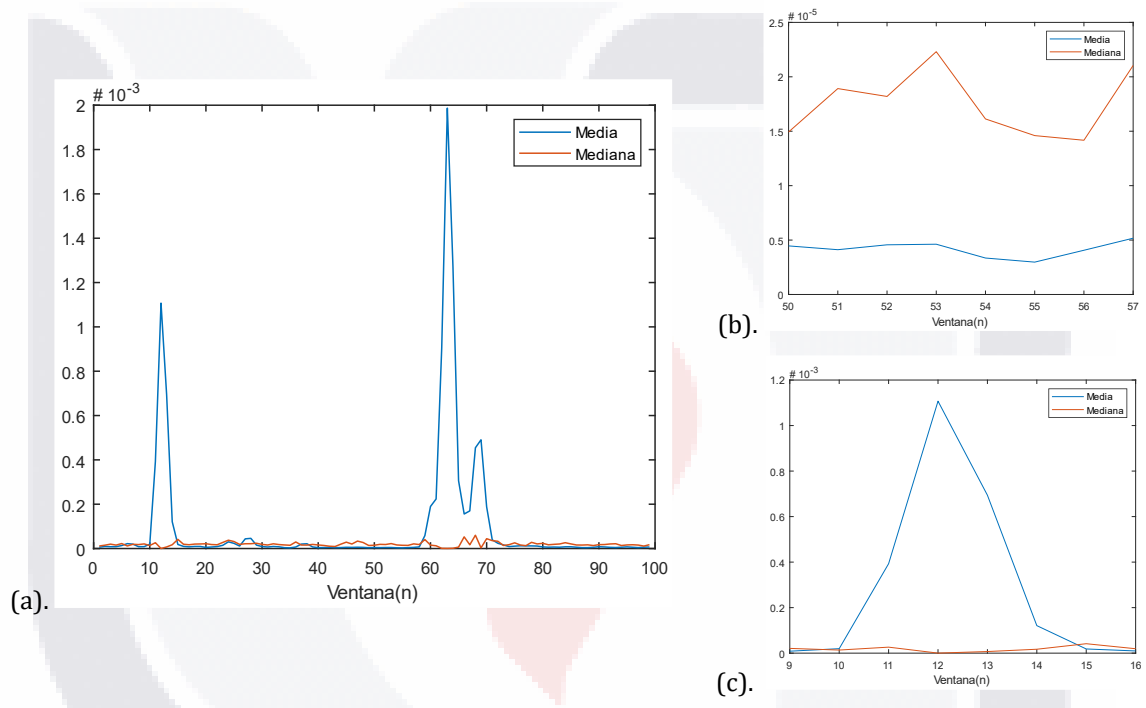


Figura 13. Ejemplo de eigenvalores en una señal ultrasónica adquirida a una frecuencia de 10MHz. (a). Comportamiento de la media y la mediana. (b). Ventanas correspondientes a un segmento de ruido. (c). Ventanas correspondientes a un segmento de señal+ruido.

Posterior al acondicionamiento de las ventanas, se procedió a reconstruir la señal, considerando que cuando se realiza la segmentación en subventanas se provoca una discontinuidad abrupta al inicio y al final del bloque analizado, generando una distorsión. Con la finalidad de reducir este efecto se implementó una función ventana con un solapamiento entre sí del 50% usando la ventana de Hann, también conocida como ventana de Hanning o ventana de coseno elevado, la cual se define matemáticamente como [69]

$$hw(n) = \begin{cases} 0.5 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) & 0 \leq n \leq (N-1), \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$$

donde  $n$  es la  $n$ -ésima muestra de la señal y  $N$  la longitud de la misma.

### 4.3.3 Estimación de SnNR

Para medir cuantitativamente los resultados obtenidos por las técnicas de reducción de ruido empleadas, se calculó el SnNR mediante la siguiente ecuación

$$SnNR = 10 \log\left(\frac{P_{sr}}{P_r}\right),$$

donde  $P_{sr}$  es la potencia de la señal más ruido y  $P_r$  es la potencia del ruido.

Para la estimación de la potencia de la señal más ruido se aplicó un filtro Butterworth tal como el que se describe en la sección 4.3.2.1. Posteriormente, se almacenaron en un vector las muestras que corresponden a los segmentos donde están localizados los ecos ultrasónicos. Para marcar el inicio del eco se considera como muestra de referencia la posición donde la amplitud de la muestra es mayor o igual a un umbral fijo que corresponde al 10% de la amplitud máxima absoluta encontrada en la señal, para tomar como inicio de la señal la posición correspondiente a 500 puntos atrás de la referencia. Para definir el final del segmento se toma como condición que, la sumatoria absoluta de las 100 muestras posteriores a la posición del contador sean inferiores a 1mV. El proceso es iterativo hasta haber recorrido la señal completa. Visualmente se puede apreciar en la Figura 14, el espectrograma de una señal de 10MHz, el cual se obtuvo empleando la SFTF y en la Figura 15 la selección de las muestras a concatenar.

Para estimar la potencia de la señal más ruido se empleó la ecuación

$$P_{sr} = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K (y_{B_i})^2$$

donde  $K$  es la cantidad de muestras en el vector de ecos concatenado y  $y_B$  es el vector resultante de la aplicación del filtro Butterworth en la ventana de datos a la cual se le ha eliminado el *offset* y fue normalizada ( $y_n$ ).

La potencia del ruido la definiremos como

$$P_r = \left( \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K (y_{f_i})^2 \right) - P_{sr}$$

donde  $y_f$  es el vector de ecos concatenado resultante de alguna de las técnicas de reducción de ruido implementadas.

Es importante resaltar que las posiciones correspondientes al inicio y final de los segmentos concatenados en el vector  $y_B$  se determinaron a partir de la señal resultante del método de SSD y fueron almacenadas para considerar los mismos segmentos en la estimación de SnNR independientemente de la técnica de reducción de ruido empleada.

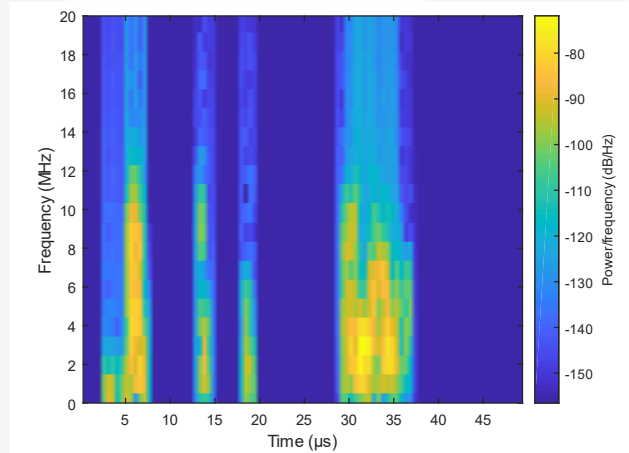


Figura 14. Espectrograma de una señal ultrasónica acondicionada por SSD adquirida a 10MHz de frecuencia.

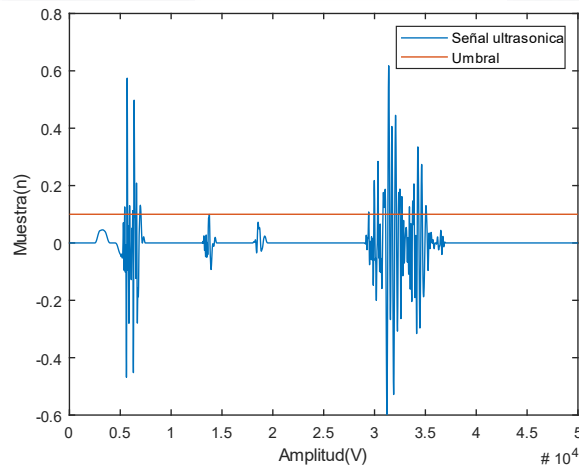


Figura 15. Señal ultrasónica acondicionada con SSD adquirida a 10MHz de frecuencia, con un umbral definido al 10% de la amplitud máxima absoluta de la misma.

#### 4.4 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

La inspección ultrasónica es un método empleado en la caracterización de las propiedades de las estructuras que componen el medio de estudio. Los datos adquiridos en una señal de ultrasonido aportan información importante como la localización y el tamaño de las estructuras presentes [37]. Este trabajo está enfocado a caracterizar las estructuras internas del globo ocular porcino en términos de distancias, para ello la exactitud de la medición depende de la correcta estimación de los TOF's; para la cual, inicialmente se realizó una aproximación por inspección y, posteriormente, mediante la implementación y adecuación del algoritmo SAGE basado en un modelo de envolvente de la señal.

##### 4.4.1 Aproximación por inspección de los tiempos de vuelo

Como una prueba inicial los TOF's pertenecientes a los ecos de interés, se definieron como el tiempo en el cual el eco alcanza su máxima amplitud. Posteriormente, el TOF asociado a las estructuras de interés se calculó como la diferencia de tiempo resultante entre los TOF's de los ecos seleccionados. Se puede apreciar visualmente un ejemplo de la aproximación por inspección de los TOF's en la Figura 16; en ella se tienen 2 ecos para los cuales se marcaron con una línea punteada en color amarillo los tiempos en los cuales cada eco presenta su mayor amplitud. La diferencia entre estos tiempos representa el TOF asociado a la estructura de la córnea.

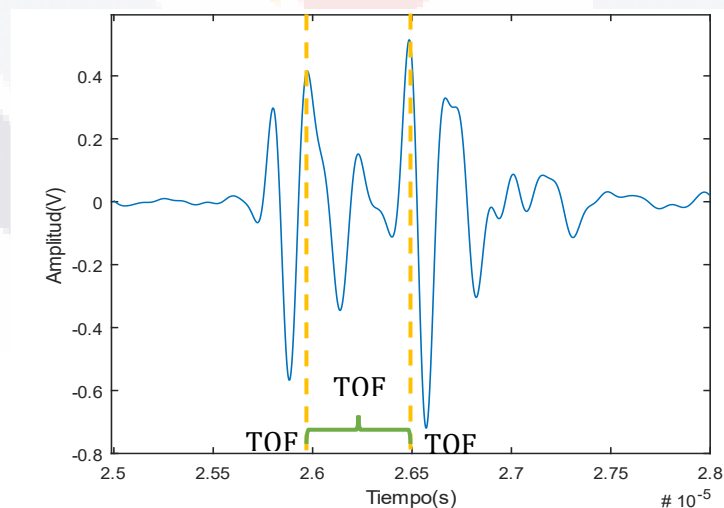


Figura 16. Estimación de los TOF's empleando el método de aproximación por inspección en ecos asociados a la córnea en una señal adquirida a 10MHz en un espécimen aparentemente sano. Donde  $TOF_1$  es el TOF del primer eco (relacionado a la cara anterior de la córnea),  $TOF_2$  es el TOF del segundo eco (relacionado a la cara posterior de la córnea) y  $TOF_C$  es el tiempo de vuelo asociado a la estructura de la córnea.

#### 4.4.2 Envolvente

Tras obtener la señal acondicionada por el método de SSD y previo a la estimación del TOF se extrajo la envolvente de la señal con la finalidad de simplificar y aumentar la eficiencia computacional como se describe en la sección 3.4.1. La envolvente se estimó mediante la transformada de Hilbert, la cual se obtiene al calcular el módulo de la señal analítica y se expresa [70]

$$y_E = |y_f + j\widehat{y}_f|,$$

donde  $y_E$  es la envolvente de la señal que contiene los ecos de interés,  $y_f$  es la señal acondicionada por la técnica de reducción de ruido por *Signal Subspace* y  $\widehat{y}_f$  es la transformada de Hilbert de  $y_f$ .

Posteriormente, con la finalidad de reducir la cantidad de envolventes presentes en la señal que no estén asociadas a ninguna estructura anatómica de interés y, con ello facilitar la selección de las envolventes que si lo están (envolventes de interés), se aplicó un filtro pasabaja Butterworth de tipo IIR de segundo orden sin cambio de fase con una frecuencia de corte fijada en 2MHz considerando como referencia la mitad del TOF promedio en la estructura del globo ocular porcino más delgada, es decir, la córnea dicho TOF está definido en aproximadamente en 1 $\mu$ s. La función de transferencia para este filtro está definida por

$$H_e(z) = \frac{3.913e^{-5} - 7.826e^{-5}z^{-2} + 3.913e^{-5}z^{-5}}{1 - 1.982 + 0.982z^{-2}}$$

La selección de las envolventes de interés está basada en la determinación de los máximos locales presentes en la envolvente de la señal. Un máximo local en términos de la señal ultrasónica representa el punto de máxima amplitud de la envolvente de un eco y a su vez el TOF asociado al mismo. La obtención de los máximos locales se realizó a partir de su definición matemática, la cual establece que es el punto de una función para el cual se cumple que su primera derivada es igual a cero y el valor de su segunda derivada es un número menor a cero. Sin embargo, la cantidad de máximos locales obtenidos posterior a la aplicación del filtro Butterworth fue aún elevada como se puede observar en la Figura 17. Dado que la implementación del método SAGE fue imprecisa para localizar los máximos locales

relacionados a las estructuras de interés, se propuso la implementación de un segundo método de estimación de los TOF's basado en el método SAGE, pero adicionando algunos filtros diseñados que eliminar los máximos locales no relevantes. Estos filtros son tres: filtro de amplitud, filtro de ventana y filtro de valle.

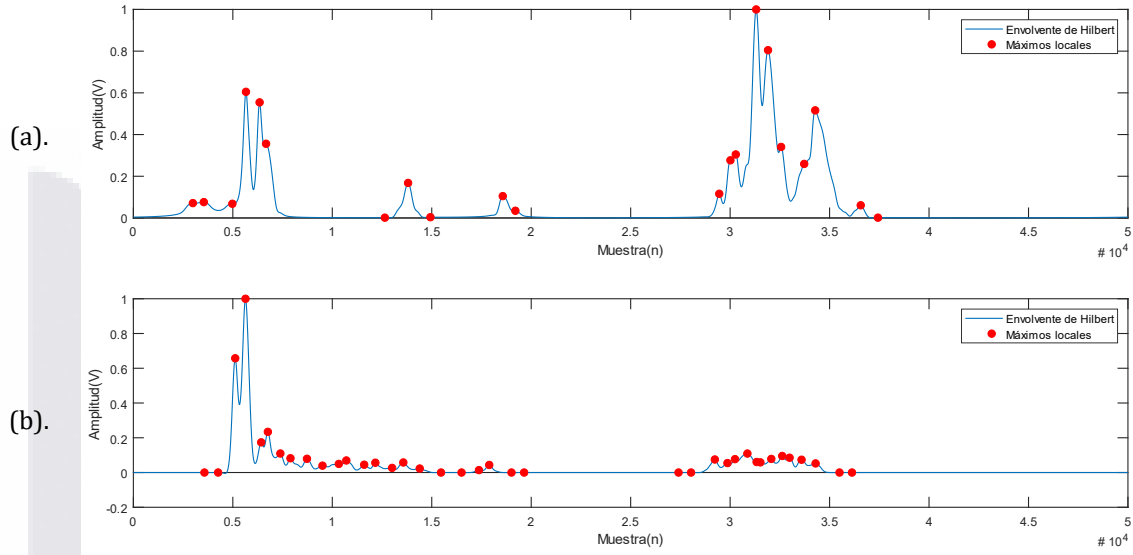


Figura 17. Ejemplo de máximos locales calculados a partir de la envolvente de Hilbert de una señal ultrasónica de (a). 10MHz y (b). 20MHz.

- Filtro de amplitud: el primer filtro consta de la aplicación de un umbral, el cual es un cuantil definido por la amplitud de los máximos locales y una métrica. El valor de la métrica fue ajustado a partir de una diferencia de medianas calculadas por la diferenciación de los máximos locales en dos grupos en función su función de su amplitud y acorde a la aplicación de un umbral que corresponde a un percentil cuyo valor varía según un vector de probabilidades, cuya probabilidad máxima fue establecida empíricamente en 0.6.
- Filtro de ventana: este filtro se aplicó en los máximos locales seleccionados previamente por el filtro de amplitud; está basado en una ventana móvil cuyo centro corresponde a la posición  $i$ -ésima de cada máximo local y su longitud es de 1001 muestras, dicho valor se fijó tomando nuevamente como referencia la cantidad de posiciones que representa la mitad del tiempo de vuelo de la córnea (500 muestras =  $0.5\mu s$ ), es decir, 500 muestras/posiciones a la izquierda y derecha del punto central más el máximo local en cuestión. La amplitud de los máximos locales vecinos cuya posición se encuentra

situada dentro del intervalo que abarca la ventana es comparada y únicamente selecciona la posición del máximo local con la máxima amplitud, descartando así los máximos locales muy próximos cuya separación no podría representar una estructura anatómica del globo ocular.

- Filtro de valle: es aplicado a los máximos locales obtenidos tras la aplicación del filtro de ventana; este filtro función ayuda a seleccionar aquellos máximos locales cuya amplitud del mínimo local existente entre ellos tiene una amplitud menor al 90% de la amplitud del máximo local izquierdo. Facilitando la selección de los máximos locales superpuestos y que por el momento no representan información de interés.

Los resultados obtenidos tras la aplicación de esta serie de filtros en los máximos locales encontrados en una señal ejemplo pueden apreciarse de manera visual en la Figura 18. Posteriormente, los máximos locales seleccionados fueron el vector de datos de entrada en una herramienta semi-asistida para la determinación de los TOF's que se desean estimar basado en el algoritmo SAGE.

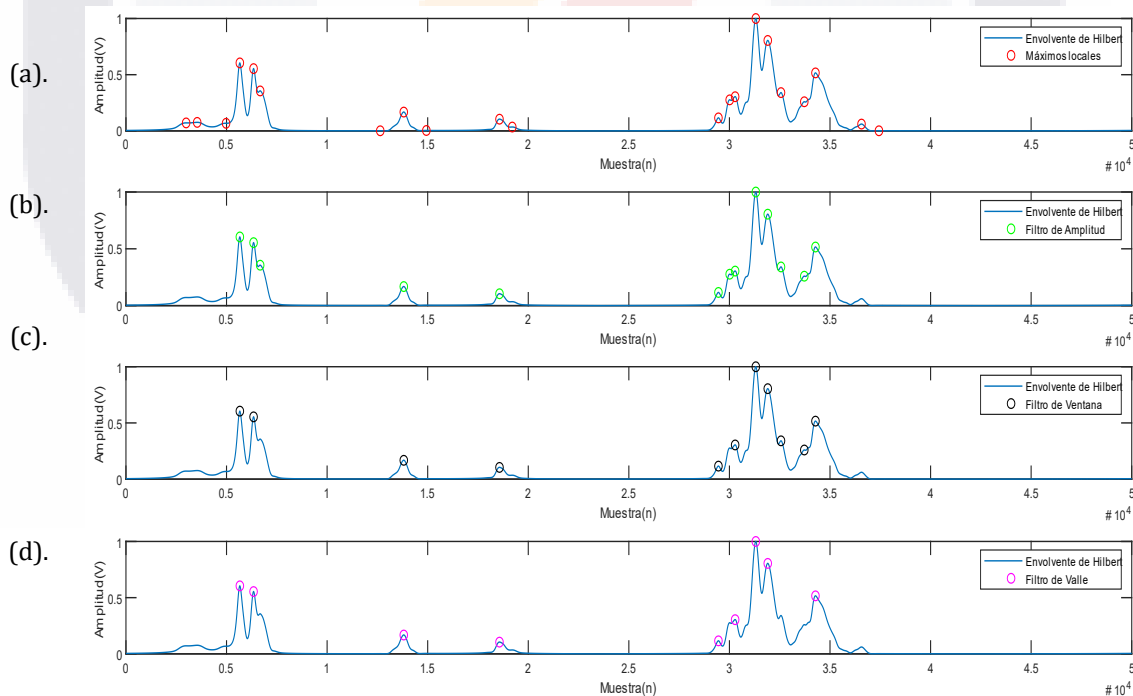


Figura 18. Ejemplo de la selección de máximos locales para la estimación de TOF en la envolvente de una señal ultrasónica adquirida a 10MHz de frecuencia en un globo ocular porcino sin patologías aparentes. (a). Estimación de los máximos locales presentes en la señal. (b). Resultado de la aplicación del filtro de amplitud. (c). Resultado obtenido tras la aplicación del filtro de ventana. (d). Resultado del filtro de valle.

### 4.4.3 Algoritmo SAGE

La implementación del algoritmo SAGE la generalizaremos en tres pasos esenciales (Figura 19); el primero consta en establecer los valores iniciales para el vector parámetro de cada uno de los ecos que componen el registro de la señal, seguido de una etapa de optimización de estos valores la cual concluye cuando se alcanza la tolerancia establecida en el criterio de convergencia.

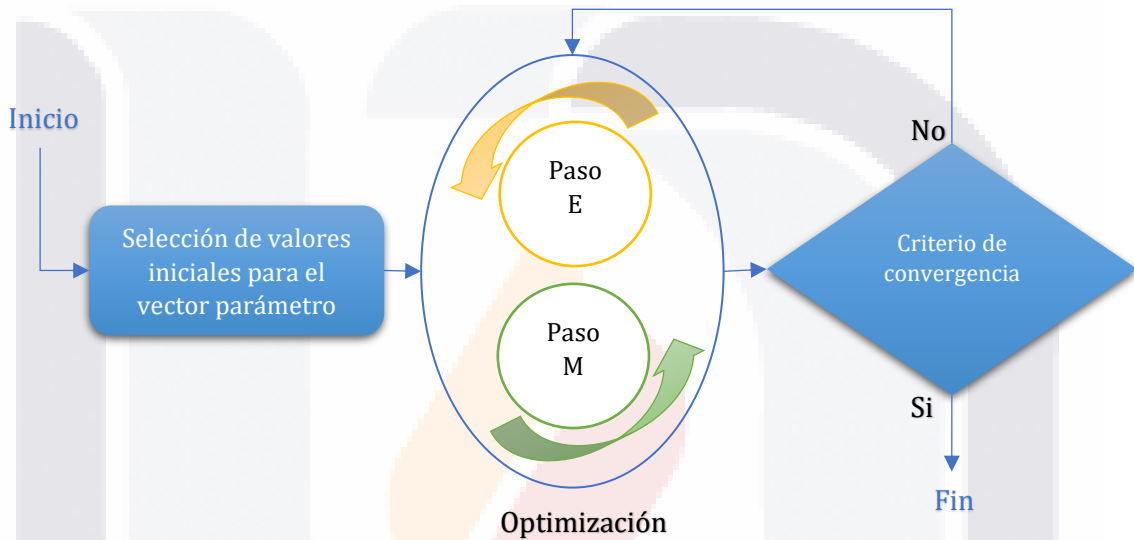


Figura 19. Diagrama a bloques del algoritmo SAGE.

En el marco de esta tesis se propone una técnica para la estimación de los parámetros iniciales, aunado a ello, se considera modificar el criterio de convergencia del algoritmo, con la finalidad de optimizar el gasto computacional al momento de su ejecución.

#### 4.4.3.1 Vector parámetro inicial

Los valores de  $\theta^0 = [\beta^0 \ \alpha^0 \ \tau^0]$  se definen de manera diferencial a partir del modelo matemático de la envolvente

$$E(t) = \beta e^{-\alpha(t-\tau)^2}. \tag{9}$$



Para  $\beta^0$  y  $\tau^0$

Se puede verificar que el valor máximo de la envolvente se obtiene en  $t = \tau$  y su valor en ese punto es  $\beta$ , tal y como se muestra a continuación

$$\frac{dE(t)}{dt} = -2\alpha\beta(t - \tau)e^{-\alpha(t-\tau)^2} = 0 \leftrightarrow t = \tau$$

$$E(\tau) = \beta e^{-\alpha(\tau-\tau)^2} = \beta$$

Por tanto, el valor inicial para  $\beta$  se obtiene al localizar el valor máximo de la envolvente y el valor inicial para  $\tau$  se obtiene al localizar el tiempo en el cual ocurre el máximo.

Para  $\alpha^0$

Se define a partir del tiempo en el cual ocurren los puntos de inflexión de la envolvente, es decir, donde  $\frac{d^2E(t)}{dt^2} = 0$ . Por tanto,

$$\frac{d^2E(t)}{dt^2} = -2\alpha\beta e^{-\alpha(t-\tau)^2} [-2\alpha(t - \tau)^2 + 1] = 0 \leftrightarrow t = \tau + \frac{1}{\sqrt{2\alpha}} \text{ ó } t = \tau - \frac{1}{\sqrt{2\alpha}}$$

Considerando lo anterior el valor de  $\alpha^0$  podría definirse de forma tal que,

$$\alpha^0 = \frac{1}{2(t - \tau)^2}. \tag{10}$$

Para determinar el tiempo en el cual ocurren los puntos de inflexión en cada envolvente se emplea un umbral establecido en

$$E\left(t = \tau + \frac{1}{\sqrt{2\alpha}}\right) = \beta e^{-\frac{1}{2}}.$$

Sin embargo, las envolventes de la señal ultrasónica no son del todo simétricas, por ello, se consideró más viable calcular el valor inicial de  $\alpha^0$  empleando ambos puntos de inflexión de la envolvente, obteniendo así

$$\alpha^0 = \frac{(t_1 - \tau)^2 + (t_2 - \tau)^2}{4(t_1 - \tau)^2 (t_2 - \tau)^2}.$$

Para los casos en los cuales no es posible determinar los puntos de inflexión de una envolvente se propone utilizar el umbral

$$E\left(t = \tau + \frac{1}{2\sqrt{2\alpha}}\right) = \beta e^{-\frac{1}{8}}.$$

Y, por tanto,  $\alpha^0$  se redefine como

$$\alpha^0 = \frac{(t_1 - \tau)^2 + (t_2 - \tau)^2}{8(t_1 - \tau)^2 (t_2 - \tau)^2}.$$

En la Figura 20, se puede apreciar gráficamente la localización de cada parámetro del vector.

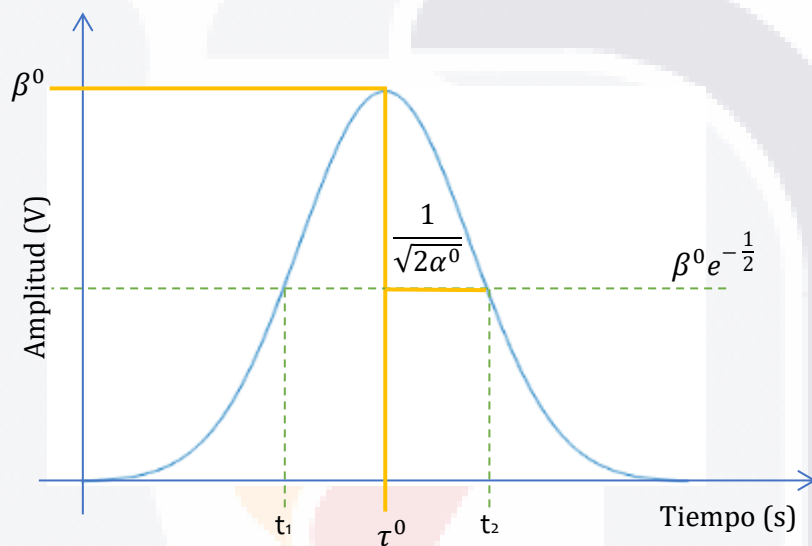


Figura 20. Estimación de los valores iniciales del vector parámetro. En amarillo, los valores iniciales y en verde, los valores de referencia para calcular el factor de ancho de banda del transductor.

#### 4.4.3.2 Criterio de Convergencia

Inicialmente se contempla emplear la norma del vector parámetro como criterio de convergencia, pero dado que se busca una tolerancia micrométrica es que se reemplazó la norma del vector por la distancia euclidiana relativa del mismo, la cual se define como

$$DERvp = \frac{\sqrt{(\beta_i^{(k+1)} - \beta_i^{(k)})^2 + (\alpha_i^{(k+1)} - \alpha_i^{(k)})^2 + (\tau_i^{(k+1)} - \tau_i^{(k)})^2}}{\sqrt{(\beta_i^{(k)})^2 + (\alpha_i^{(k)})^2 + (\tau_i^{(k)})^2}}$$

## 5 RESULTADOS Y ANÁLISIS

---

A lo largo de este capítulo se proyectarán los resultados obtenidos en las etapas que constituyeron el trabajo, las cuales han sido divididas principalmente en tres: modelo experimental y adquisición de señal, acondicionamiento de la señal y, por último, procesamiento de la señal.

### 5.1 MODELO EXPERIMENTAL Y ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

Con la finalidad de evaluar las características anatómicas que componen el globo ocular se adquirieron las correspondientes señales ultrasónicas en modo A bajo la técnica pulso eco sobre globos oculares porcino *ex vivo* los cuales aparentemente no presentaban ninguna patología y fueron recolectados a escasas horas *post mortem*.

En la Figura 21, se puede apreciar un espécimen de los empleados a lo largo de este trabajo desde su llegada al laboratorio hasta la etapa de adquisición de señales. Posteriormente, la Figura 22 muestra un detalle del proceso de trazas ultrasónicas, el cual corresponde con el montaje descrito en la sección 4.2.

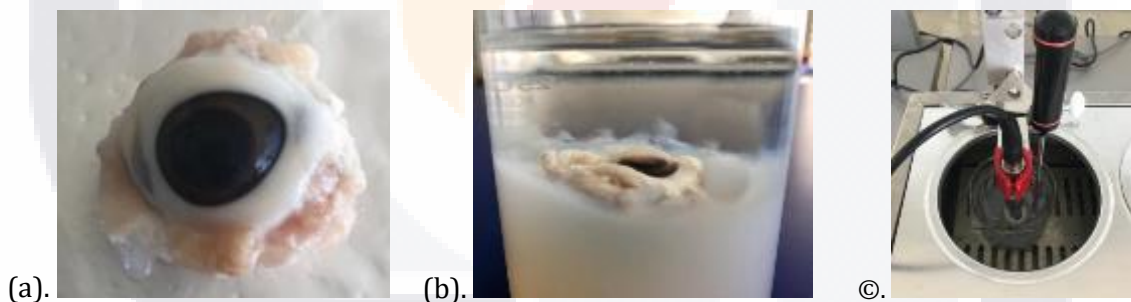


Figura 21. Globo ocular porcino *ex vivo* para la obtención de señales ultrasónicas experimentales. (a). Especimen biológico. (b). Fijación del globo ocular en *phantom* de agar. (c). Adquisición de señales experimentales.

El resultado de esta etapa es el conjunto de registros obtenidos a partir de seis especímenes biológicos. Estos registros fueron obtenidos empleando dos transductores de ultrasonido con diferente frecuencia central, uno de 10MHz y el segundo de 20MHz. El registro original consta de un millón de muestras, teniendo en la posición 0s el pulso de excitación ultrasónico, más tarde entre los 20 $\mu$ s y 70 $\mu$ s se encuentran los ecos asociados a las estructuras del globo ocular, posterior a ello un eco que se asocia directamente al fondo del vaso de precipitados que

contiene el espécimen y la parrilla del baño maría; visualmente podemos apreciar estos ecos en los registros que se tienen en la Figura 23.



Figura 22. Montaje del equipo empleado en la adquisición de señales experimentales objeto de esta tesis.

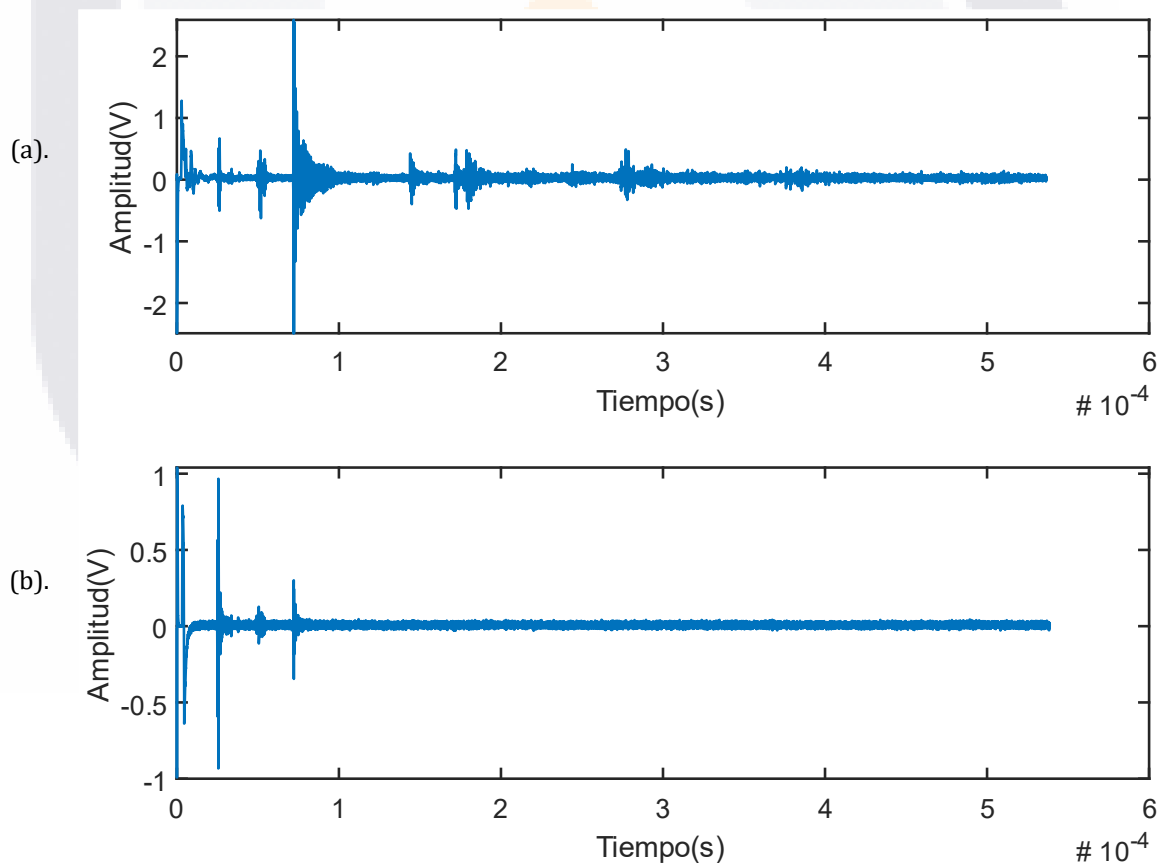


Figura 23. Ejemplo de señales ultrasónicas adquiridas experimentalmente en un mismo espécimen empleando un transductor de (a). 10MHz y (b). 20MHz.

## 5.2 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

La aplicación de técnicas de reducción de ruido se ha convertido en una herramienta de selección de información en diferentes dominios y llevados a múltiples áreas de aplicación. En el capítulo anterior se abordaron tres diferentes metodologías utilizadas en la reducción de ruido en señales acústicas experimentales. En el presente capítulo realizaremos un análisis de los resultados obtenidos mediante estas tres metodologías para el conjunto de señales ultrasónicas adquiridas desde el globo ocular porcino con condiciones similares de señal a ruido inicial.

### 5.2.1 Pre-acondicionamiento

La etapa de pre-acondicionamiento descrita en el capítulo anterior (4.3.2), propició que la cantidad de muestras empleadas en el acondicionamiento y el procesamiento de la señal sea una cantidad significativamente menor a la obtenida en el registro inicial. Por ello, a partir de esta sección cuando se hace referencia a la señal estaremos refiriéndonos a una porción de 50000 muestras que han sido extraídas del intervalo de tiempo comprendido entre  $20\mu\text{s}$  y  $70\mu\text{s}$  del registro original y corresponde al segmento en el cual el haz ultrasónico penetra el globo ocular de cerdo y el cual se encuentra sombreado en color naranja en las Figuras 24 y 25.

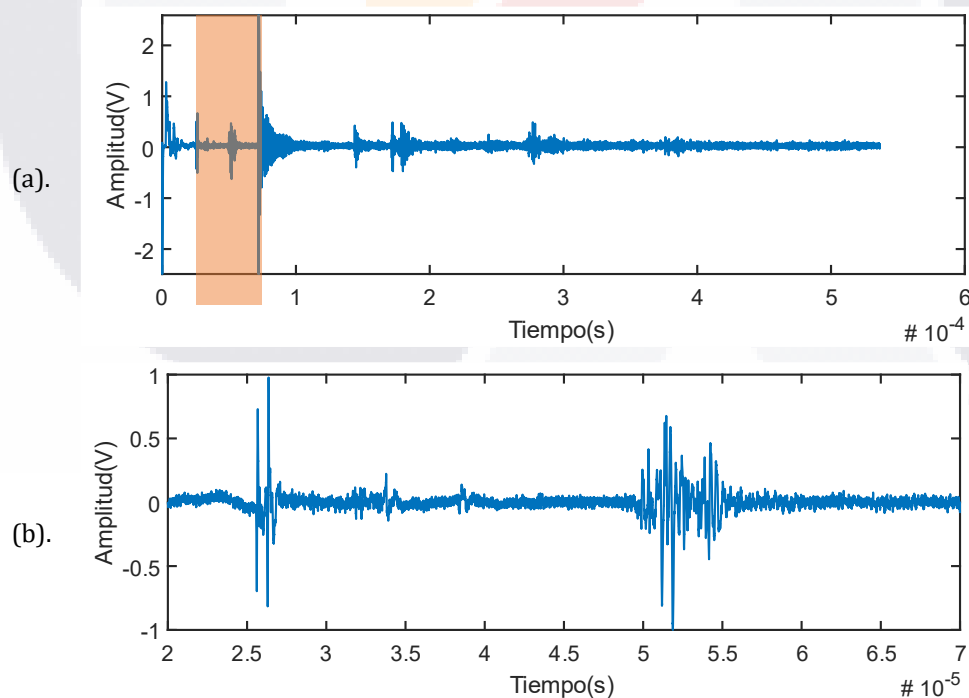


Figura 24. Ejemplo de pre-acondicionamiento de una señal ultrasónica de 10 MHz. (a) Registro original. (b) Señal pre-acondicionada correspondiente a la porción sombreada en color naranja en (a).

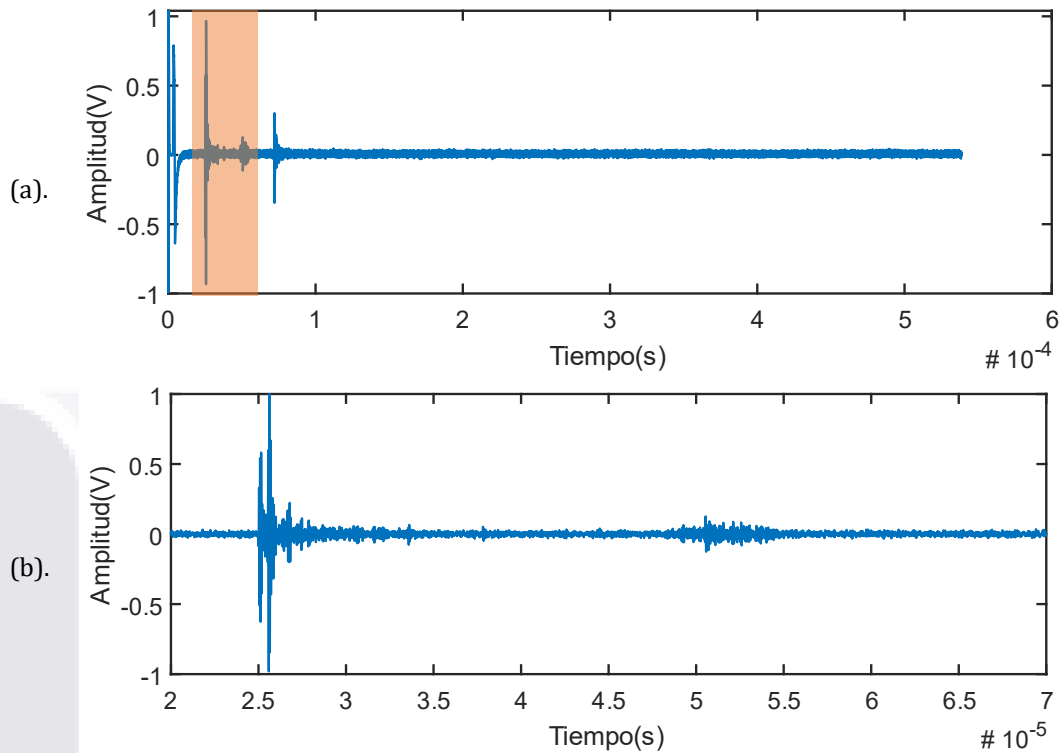


Figura 25. Ejemplo de pre-acondicionamiento de una señal ultrasónica de 20 MHz. (a) Registro original. (b) Señal pre-acondicionada correspondiente a la porción sombreada en color naranja en (a).

### 5.2.2 Técnicas de reducción de ruido

Las señales obtenidas de 6 ojos porcinos sanos posterior a la etapa de pre-acodicionamiento tenían un SnNR promedio inicial de 12.57dB y 13dB, para los transductores de 10MHz y 20MHz, respectivamente. Inicialmente se partió de la implementación de una técnica de filtrado popular en el dominio de la frecuencia, seleccionando un filtro tipo Butterworth cuyas características se describen en la sección de metodología (4.3.2.1), con este filtro el valor de SnNR se elevó notablemente en las señales de 10MHz a 35.3dB, sin embargo, en la señales de 20MHz ocurrió de manera opuesta, es decir, el SnNR disminuyó hasta los 7.25dB, lo cual podría vincularse a una pérdida importante de datos en la señal y por ende de información. Visualmente podemos apreciar un ejemplo de los resultados obtenidos tras la implementación del filtro Butterworth en la Figura 26.

Posteriormente, en la Etapa 1 de la implementación del método de reducción de ruido por Wavelet se obtuvieron los resultados de la Tabla 8, donde podemos apreciar que para ambas familias de *wavelets* los resultados son muy semejantes entre sí y presentan una tendencia

similar en ambas señales (10MHz y 20MHz). El mejor resultado valor se logró cuando se empleó la wavelet Daubechies y el umbral Universal, similar a lo descrito por Najarian y Splinter (2012) en el procesamiento digital de señales e imágenes médicas [50] y por San Emeterio y Rodríguez (2012) en el procesado de señales de índole ultrasónica [7].

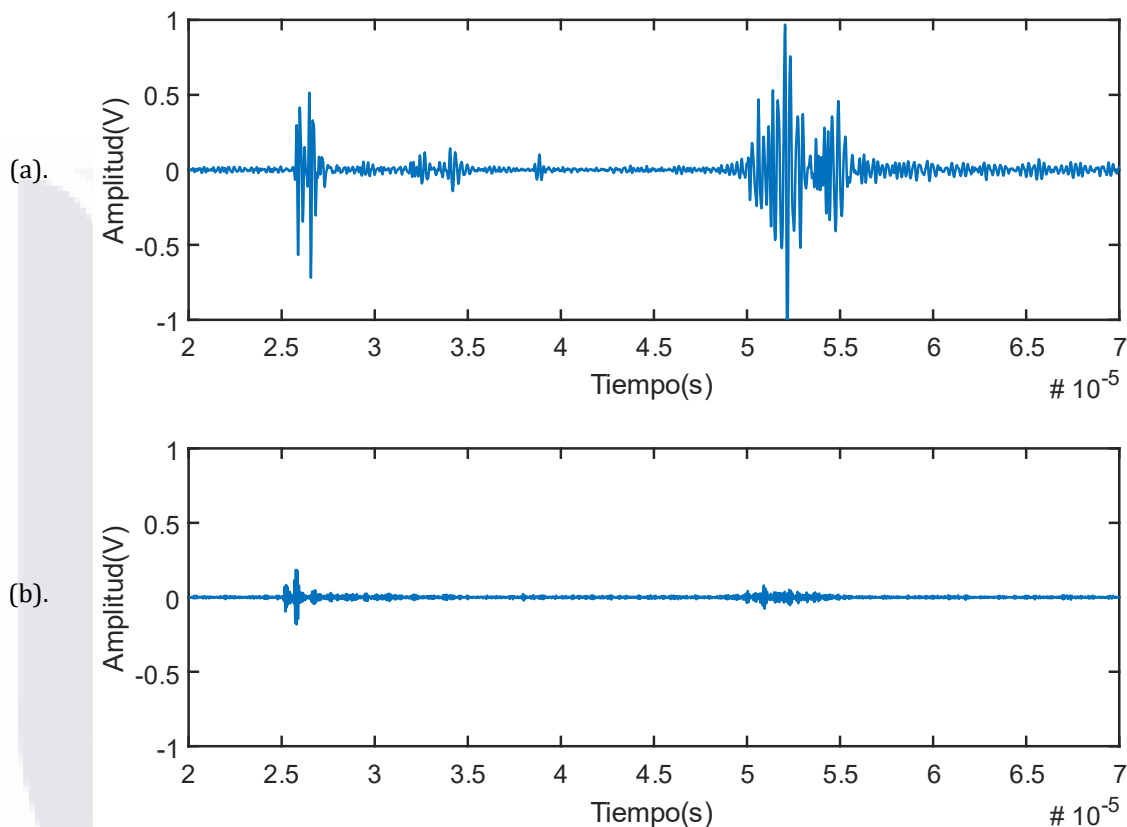


Figura 26. Ejemplo de resultados obtenidos de la aplicación de un filtro Butterworth pasabanda en las señales ultrasónicas adquiridas a (a). 10MHz y (b). 20MHz.

Partiendo de los resultados obtenidos en la Tabla 8, se tomó como referencia el mejor resultado obtenido: wavelet Daubechies diezmada con un umbral *soft* universal y en base a ello, se definieron los parámetros de la Etapa 2 de *Wavelets*; en una de las pruebas se modificaron los parámetros de la transformada, pasando de una transformación diezmada a una no diezmada y en la segunda prueba se modificó el tipo de umbral, es decir, un parámetro asociado al procesado, consiguiendo los resultados de la Tabla 9.

Con la modificación de los parámetros de la Etapa 1 se buscó una mejoría en el SnNR en la Etapa 2, con la finalidad de garantizar una mayor reducción de ruido en las señales. La elevación del

valor de SnNR se logró con el cambio asociado a la transformada elevando así de 12.97dB a 13.01dB para las señales de 10MHz y de 13.31dB a 13.35dB para las señales de 20MHz. Estos resultados son concordantes con los resultados obtenidos en trazas ultrasónicas sintéticas y experimentales por [8, 48], donde se tiene una mejor relación señal-ruido implementando la transformada de Wavelet no diezmada.

Tabla 8. Resultados obtenidos para la reducción de ruido por *Wavelets* (Etapa 1)

Parámetros de la transformada						
Transformada	Diezmada					
Algoritmo	Mallat					
Familia <i>wavelet</i>	Daubechies			Biortogonal		
Wavelet hija	Db6			Bior3.5		
Nivel	7			5		
Parámetros de procesado						
Tipo de umbral	Suave ( <i>soft</i> )					
Umbral	Universal	Minimax	SURE	Universal	Minimax	SURE
SnNR promedio (dB)						
Señales adquiridas a 10MHz de frecuencia	12.97	12.88	12.64	12.90	12.84	12.64
Señales adquiridas a 20MHz de frecuencia	13.31	13.24	13.03	13.26	13.2	13.03

Tabla 9. Resultados obtenidos para la reducción de ruido por *Wavelets* (Etapa 2)

Parámetros de la transformada		
Transformada	No diezmada	Diezmada
Algoritmo	<i>À trous</i>	
Familia <i>wavelet</i>	Daubechies	
Wavelet hija	Db6	
Nivel	7	
Parámetros de procesado		
Tipo de umbral	<i>soft</i>	<i>hard</i>
Umbral	Universal	
SnNR promedio (dB)		
Señales adquiridas a 10MHz de frecuencia	13.01	12.66
Señales adquiridas a 20MHz de frecuencia	13.35	13.04

Por último, los resultados cuantitativos obtenidos posterior a la aplicación de SSD muestran una elevación de SnNR tanto para las señales de 10MHz como para las de 20MHz; lograron optimizar dicho valor a 15.8dB y 24.77dB, respectivamente.



### 5.2.2.1 Comparación de Técnicas de Reducción de Ruido

A continuación, realizaremos una comparación de los resultados obtenidos tras la implementación de las tres técnicas involucradas en la reducción de ruido en señales ultrasónicas en el presente trabajo. Primero, comparemos cuantitativamente empleando como referencia los valores de SnNR obtenidos (Tabla 10) y posteriormente lo haremos cualitativamente a través de una serie de imágenes (Figuras 27 y 28), donde en la parte superior se tiene la señal pre-acondicionada y en la parte inferior se presentan segmentos de señal ligados a los resultados obtenidos posterior a la implementación de las técnicas de reducción de ruido (estos segmentos se han resaltado en la señal pre-acondicionada con una sombra color naranja).

Realizando una evaluación de los resultados, se puede apreciar que numéricamente se obtienen mejores resultados en señales de 10MHz con el filtro Butterworth, sin embargo, la implementación de esta técnica no resulta ser una opción del todo viable ya que en las señales de 20MHz se tiene un efecto inverso. Seguido de estos datos, se tiene que la reducción de ruido es mejor al emplear SSD que *Wavelet* ya que el valor de SnNR es más elevado, por ende, esta sería la opción más viable a considerar, para constatar que la elección realizada es correcta podemos apreciar en las Figuras 27.b-d para la señal de 10MHz y las Figuras 28.b-d en el caso de la señal de 20MHz, donde tenemos a la izquierda un segmento donde no hay presencia de ecos y a la derecha un complejo de ecos correspondiente al tejido posterior del globo ocular, por ello podemos concluir que la reducción de ruido es notable y significativa con SSD, en comparación con el resto de las otras técnicas.

Tabla 10. Comparación de los resultados obtenidos con las diferentes técnicas de reducción de ruido implementadas.

Parámetros de acondicionamiento				
	Pre-acondicionamiento	Butterworth	<i>Wavelet</i> (db6, no diezmada, umbral <i>soft</i> universal)	<i>Signal Subspace</i>
SnNR promedio (dB)				
Señales adquiridas a 10MHz de frecuencia	12.57	35.30	13.01	15.80
Señales adquiridas a 20MHz de frecuencia	13.00	7.25	13.35	24.77

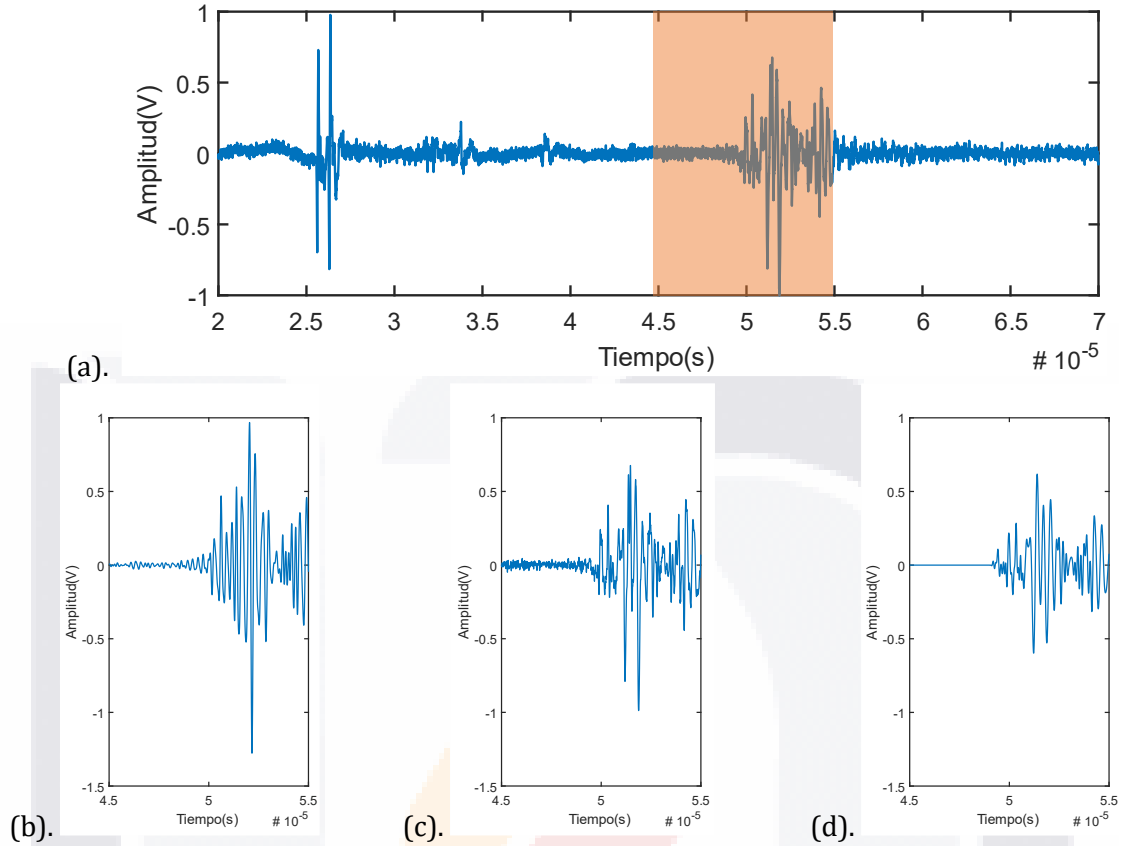


Figura 27. Comparación visual de los resultados obtenidos en la reducción de ruido en señales de 10MHz. (a). Señal pre-acondicionada con segmento a comparar sombreado en color naranja. (b). Filtro Butterworth. (c). *Wavelet* no diezmada. (d). SSD.

Los resultados obtenidos en la etapa de acondicionamiento de señales muestran que la técnica de reducción de ruido por *Signal Subspace* reducen satisfactoriamente el ruido presente en la señal y por ende, reflejan una elevación del SnNR, lo cual concuerda con los obtenidos en ecografías médicas por Yahya *et al.* (2014) y Aliabadi *et al.* (2016) [40, 61]. Aunado a ello, Yahya *et al.* (2014) reportó que el tiempo de ejecución computacional de la implementación del algoritmo para la reducción de ruido basado en SSD en MATLAB es menor que el tiempo de ejecución del algoritmo implementado para la reducción de ruido por *Wavelets*, con una diferencia de 2.68s. En la siguiente Figura 29 se ilustran los resultados obtenidos de manera gráfica y comparativa de la señal original y la señal resultante correspondiente a la técnica de SSD, ambos registros correspondientes al mismo espécimen.

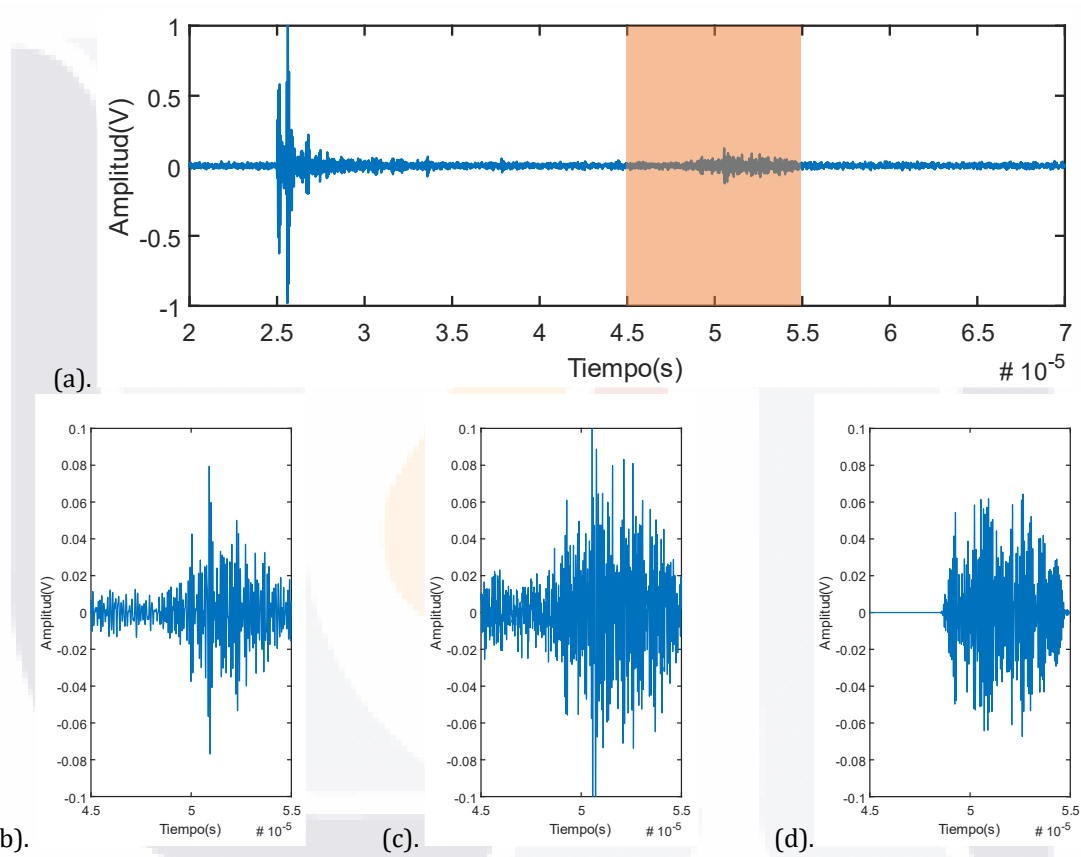


Figura 28. Comparación visual de los resultados obtenidos en la reducción de ruido en señales de 20MHz. (a). Señal pre-acondicionada con segmento a comparar sombreado en color naranja. (b). Filtro Butterworth. (c). *Wavelet* no diezamada. (d). SSD.

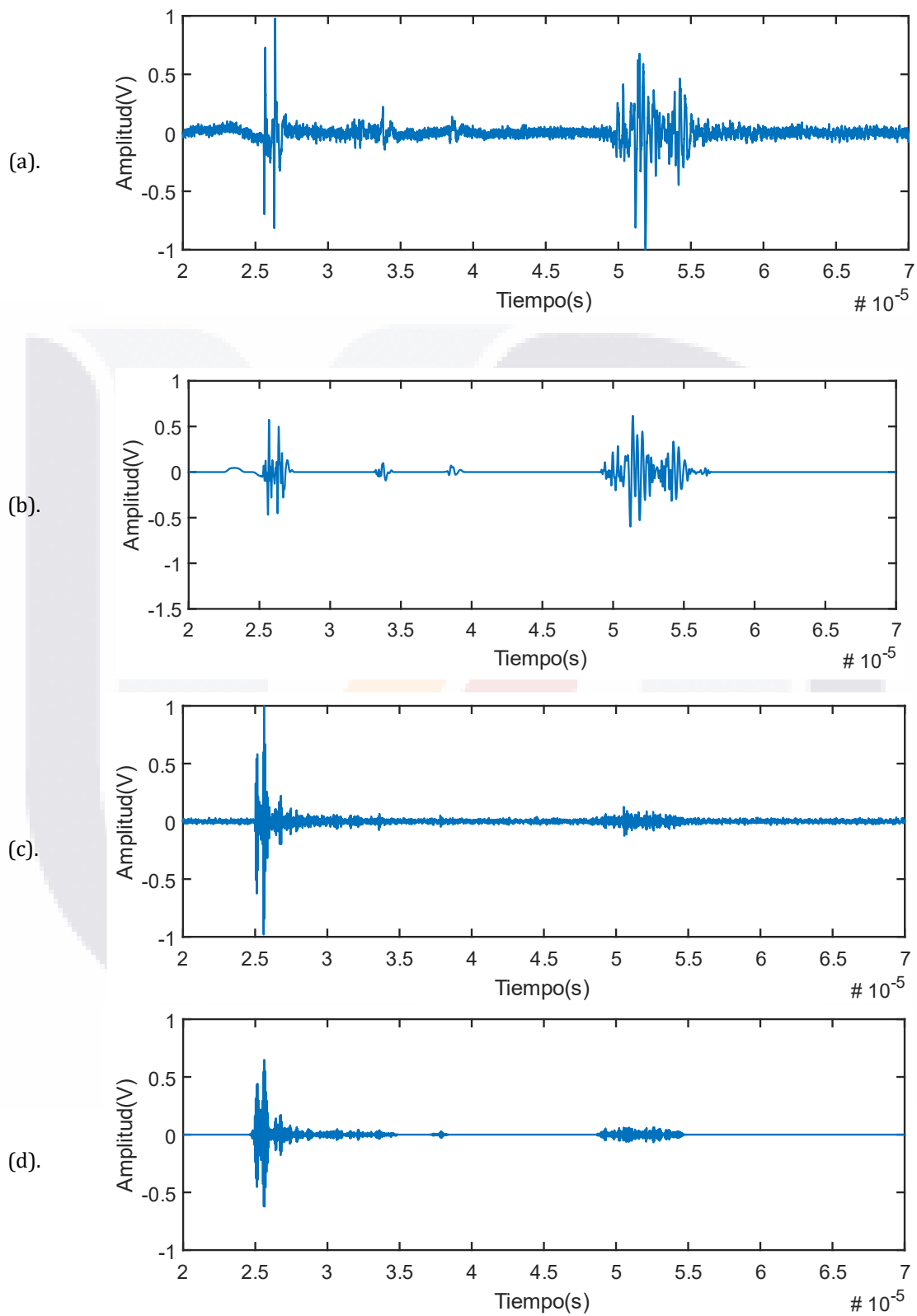


Figura 29. Comparación del registro pre-acondicionado con el resultado obtenido por SSD (a) y (b) para una señal ejemplo de 10MHz. (c) y (d) considerando una señal ejemplo de 20MHz.

## 5.3 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

Dentro de la exploración ultrasónica, la precisión y exactitud involucrada en la estimación de los TOF's es fundamental para proporcionar al usuario información fidedigna y de calidad. Anteriormente, se plantearon dos métodos para la estimación del tiempo de vuelo ultrasónico; el primero basado en el método de aproximación por inspección tomando en cuenta la amplitud máxima del eco y, el segundo, usando la envolvente de Hilbert extraída a partir de las señales adquiridas experimentalmente para la estimación del TOF considerando una implementación basada en el algoritmo SAGE. En esta sección se describen a detalle los resultados obtenidos a partir de la metodología descrita en la sección 4.4.

### 5.3.1 Resultados del método de aproximación por inspección

Los resultados obtenidos en esta fase de la investigación están asociados a una experimentación inicial por lo que difieren de los obtenidos con el método SAGE y por ende no se realizará una comparación entre ellos.

A continuación, se enlistan las principales diferencias existentes entre los resultados obtenidos por ambos métodos,

1. Se emplearon cuatro especímenes.
2. El acondicionamiento de las señales se realizó empleando como técnica de reducción de ruido la implementación de un filtro Butterworth.
3. El TOF reportado pertenece al valor de una señal adquirida y no al promedio de varias señales como en el método SAGE.
4. La caracterización del tejido está relacionada únicamente a la estructura de la córnea y a la longitud axial del globo ocular.

Los TOF obtenidos por este método se reportan en las Tablas 11 y 12, para las señales adquiridas tanto con el transductor de 10MHz como para el de 20MHz. En estas tablas podemos apreciar el TOF por espécimen y un valor promedio calculado a partir de los cuatro especímenes explorados. A partir del TOF promedio de la córnea y su velocidad estándar reportada en la literatura,  $1639\text{m/s}$ , su grosor estimado es de 1.016mm para el transductor de 10MHz y de 0.995mm para el transductor de 20MHz. Comparando estos valores estimados con los valores referenciados en la Tabla 1, se puede apreciar que ambos valores se encuentran definidos dentro del intervalo de referencia. Por otra parte, considerando una velocidad de propagación acústica promedio ponderada para el globo ocular estimada en  $1577\text{m/s}$ , la

longitud axial promedio estimada de los globos oculares explorados sería de 20.11mm y de 20.76mm, para las señales adquiridas a 10MHz y 20MHz de frecuencia central, respectivamente. Estos resultados se aproximan a los reportados por Bartholomew *et al.* (1997) y Chong *et al.* (2009) [28, 29].

Tabla 11. TOF's ( $\mu$ s) estimados para la córnea y la longitud axial del globo ocular porcino en señales de 10MHz empleando el método de aproximación por inspección.

Espécimen/TOF	Córnea	Longitud axial
1	1.19	25.70
2	1.21	25.01
3	1.25	25.01
4	1.31	26.32
<b>Promedio</b>	1.24	25.51

Tabla 12. TOF's ( $\mu$ s) estimados para la córnea y la longitud axial del globo ocular porcino en señales de 20MHz empleando el método de aproximación por inspección.

Espécimen/TOF	Córnea	Longitud axial
1	1.43	26.18
2	1.14	26.62
3	1.10	25.33
4	1.19	27.17
<b>Promedio</b>	1.22	26.33

### 5.3.2 Resultados del método SAGE

En la Figura 30, se ilustra la envolvente de la señal extraída a través de la transformada de Hilbert para ambos conjuntos de señales (10MHz y 20MHz). Estas trazas constituyen la información de entrada para la determinación de los máximos locales presentes en la envolvente y su posterior pre-selección a partir de los filtros propuestos (amplitud, ventana y valle); el resultado de la aplicación de los filtros lo podemos apreciar en la envolvente de la Figura 31. Para esta señal inicialmente se contaba con 21 máximos locales los cuales lograron reducirse en aproximadamente un 60%, obteniendo al final 9 máximos locales de posible interés, considerando que la evaluación del globo ocular únicamente se realizará desde la córnea hasta el tejido de la retina se seleccionaron los primeros 5 ecos para estimar su tiempo de vuelo, obteniendo un modelo de envolvente estimado mediante el algoritmo propuesto como

el presentado en la Figura 32 para el cual sus TOF's los podemos ubicar en un intervalo de tiempo entre 25.66 $\mu$ s y 49.70 $\mu$ s.

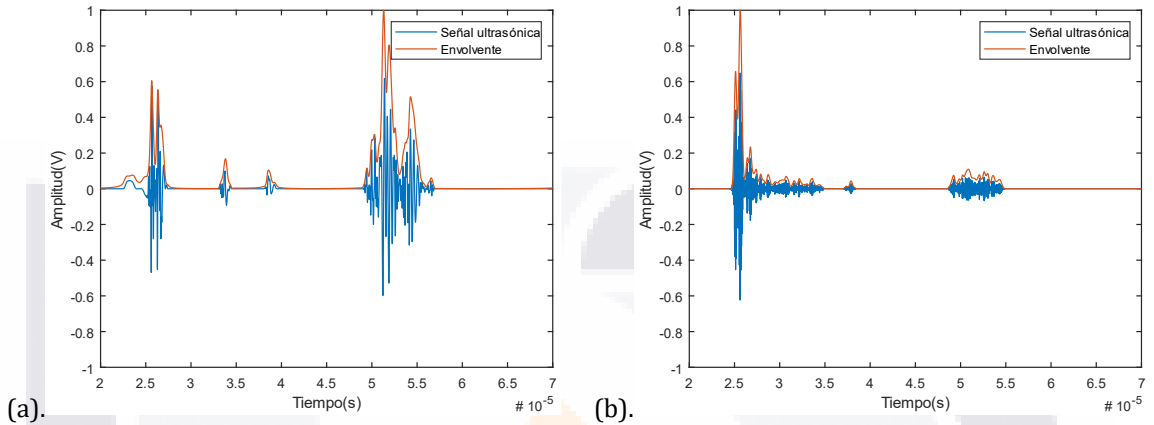


Figura 30. Envoltente de Hilbert. Ejemplo de una señal ultrasónica de (a). 10MHz y (b). 20MHz.

En las Tablas 13 y 14, se pueden encontrar los tiempos de vuelo promedio registrados para cada espécimen explorado en el lapso que comprende la región de interés. También se han tomado en cuenta algunos tiempos de vuelo asociados a ecos encontrados adicionalmente a los planteados inicialmente, (ver Figuras 3 y 11), los cuales se han añadido en las tablas de resultados ya que podrían cobrar alguna relevancia en el estudio. Posteriormente, a partir de estos datos se calculó la diferencia temporal que existe entre cada uno de los ecos que componen a cada globo ocular y se presentan las Tablas 15 y 16.

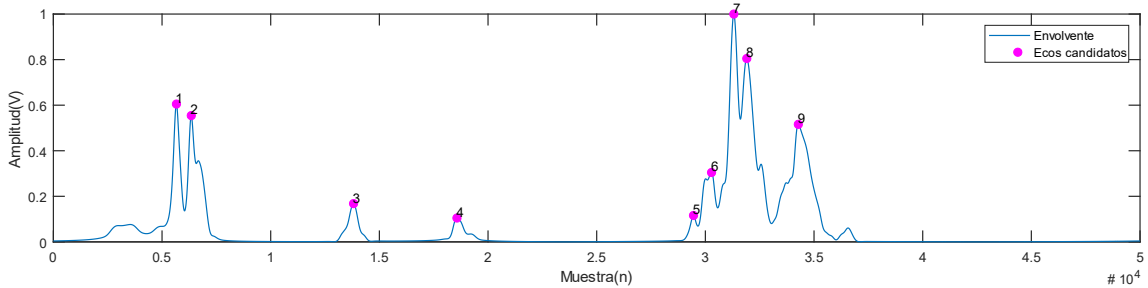


Figura 31. Ejemplo de una envoltente de Hilbert marcada con los ecos candidatos a corresponder con las estructuras anatómicas del globo ocular porcino.

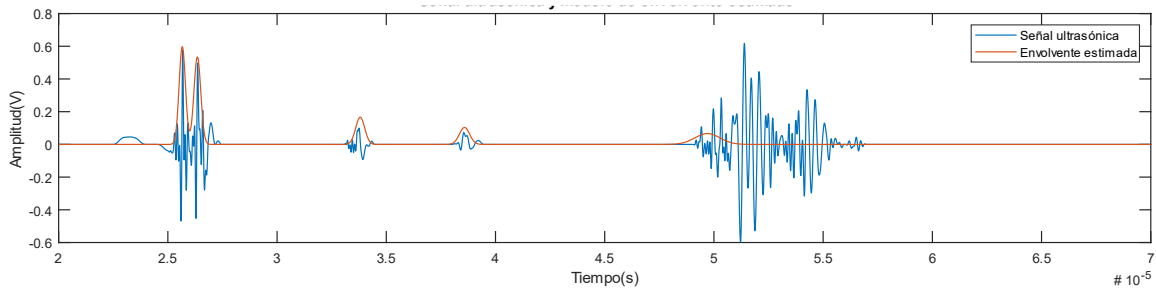


Figura 32. Modelo de envolvente estimado a través de una adecuación del algoritmo SAGE.

Tabla 13. TOF's ( $\mu\text{s}$ ) promedio encontrados en los especímenes explorados con el transductor de 10MHz.

Eco/especímen	1	2	3	4	5	6
1	22.05	28.47	24.71	23.61	25.23	26.79
2	23.19	29.35	25.40	24.51	26.28	28.06
3	30.20	30.45	27.45	28.61	33.50	32.14
4	34.56	34.10	30.19	30.53	38.30	35.31
5	46.73	36.95	31.70	36.97	50.24	39.83
6		51.85	35.49	48.72		51.48
7			48.74			

Tabla 14. TOF's ( $\mu\text{s}$ ) promedio encontrados en los especímenes explorados con el transductor de 20MHz.

Eco/especímen	1	2	3	4	5	6
1	22.77	28.06	25.03	22.80	25.15	26.14
2	23.63	29.00	25.85	24.01	26.66	27.55
3	25.16	29.81	26.87	26.10	29.99	28.99
4	30.14	35.52	29.99	28.27	33.48	35.28
5	35.27	51.21	32.40	30.23	37.80	50.58
6	46.82		48.87	46.98	49.39	

Tabla 15. Diferencia de TOF's ( $\mu\text{s}$ ) existente en los ecos encontrados en las señales de 10MHz.

Ecos/especímen	1	2	3	4	5	6
1-2	1.14	0.88	0.70	0.90	1.04	1.26
2-3	7.01	1.10	2.04	4.10	7.22	4.09
3-4	4.36	3.65	2.74	1.93	4.80	3.17
4-5	12.17	2.85	1.51	6.43	11.94	4.51
5-6		14.90	3.79	11.75		11.65
6-7			13.25			
1-7	24.69	23.37	24.03	25.11	25.01	24.69



Tabla 16. Diferencia de TOF's ( $\mu$ s) existente en los ecos encontrados en las señales de 20MHz.

<b>Eco/espécimen</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
<b>1-2</b>	0.85	0.94	0.82	1.21	1.52	1.41
<b>2-3</b>	1.53	0.81	1.02	2.08	3.33	1.44
<b>3-4</b>	4.98	5.71	3.13	2.17	3.49	6.29
<b>4-5</b>	5.13	15.69	2.41	1.96	4.32	15.30
<b>5-6</b>	11.55		16.46	16.75	11.59	
<b>1-6</b>	24.05	23.14	23.84	24.17	24.25	24.44

### 5.3.3 Análisis de resultados obtenidos mediante el método SAGE

A partir de los intervalos que se detallan en la Tabla 1 para las longitudes axiales del globo ocular porcino (y los cuales fueron obtenidos de referencias publicadas en diversas fuentes científicas), se realizó un cálculo estimado de los valores promedio de los intervalos asociados a cada estructura del globo ocular como referencia para evaluar los resultados obtenidos (ver Tabla 17). A partir de los promedios estimados en la Tabla 17, se calculó un valor que podría representar la dimensión axial de la cavidad posterior, dicho valor es 8.637mm.

Tabla 17. Dimensiones axiales promedio en milímetros para el globo ocular porcino estimados a partir de lo reportado en la literatura científica.

<b>Tejido</b>	<b>Porcino</b>	<b>Promedio **</b>
<b>Córnea</b>	0.800 - 1.248	1.024
<b>Cavidad anterior</b>	1.770 - 2.590	2.180
<b>Cristalino</b>	7.400 - 10.000	8.700
<b>Cavidad posterior</b>	*	8.637
<b>Retina</b>	0.200 - 0.252	0.226
<b>Coroides</b>	0.146 - 0.300	0.223
<b>Esclera</b>	0.500 - 1.190	0.845
<b>Longitud axial</b>	19.770 - 23.900	21.835

\*Dato no encontrado en la revisión efectuada. \*\*Valores estimados.

Ya que no se han reportado numéricamente los valores para los TOF ultrasónicos para el tejido ocular se realizó su cálculo mediante una conversión de las dimensiones axiales de la Tabla 17 a TOF empleando las velocidades estándar mencionadas en la Tabla 2 y considerando para el humor acuoso la misma velocidad del humor vítreo obteniendo así los datos que se presentan en la Tabla 18. Esta tabla involucra únicamente las estructuras que son de interés en el marco de esta tesis, es decir, desde la córnea hasta la superficie anterior de la retina, por tanto, cuando se hable de longitud total no se estará haciendo referencia a la longitud axial del globo ocular, ya que no se contemplan las estructuras de la retina, coroides y esclera.

Tabla 18. TOF's para el globo ocular porcino estimados a partir de las distancias reportadas en la literatura científica.

Tejido	Velocidad (m/s)	Intervalo propuesto (μs)	Promedio(μs)
<b>Córnea</b>	1639	0.98 – 1.52	1.25
<b>Cavidad anterior</b>	1532	2.31 – 3.38	2.85
<b>Cristalino</b>	1641	9.02 – 12.19	10.61
<b>Cavidad posterior</b>	1532	*	11.28
<b>TOF total</b>	*	*	25.99

\*Dato no encontrado en la revisión efectuada.

A partir de la comparación de los resultados obtenidos con la literatura encontrada se puede hacer una asociación de los TOF estimados y así poder dar una interpretación de los datos. En las Tablas 19 y 20, se pueden apreciar los TOF mediante las señales adquiridas a 10MHz y a 20MHz de frecuencia, respectivamente. Considerando que los resultados reportados en la literatura son valores promedio, se calculó el promedio total de todos los especímenes explorados para así compararlos con los valores de la literatura (ver Tabla 21). Sin embargo, en los especímenes 1 y 5 de las señales de 10MHz, así como en los especímenes 3 y 4 de las señales de 20MHz, existe una incongruencia en los datos, lo cual puede estar vinculado a la pérdida de información durante la etapa de acondicionamiento o a una falta de detección del eco en la fase de procesamiento de la señal. Por ello, los valores resaltados en las Tablas 19 y 20 se han descartado en el promedio total.

Tabla 19. Diferencia de TOF (μs) asociada a un tejido ocular en señales de 10MHz.

Tejido/especimen	1	2	3	4	5	6	Promedio
<b>Córnea</b>	1.14	0.88	0.70	0.90	1.04	1.26	0.99
<b>Cavidad anterior</b>	7.01	1.10	2.04	4.10	7.22	4.09	2.83
<b>Cristalino</b>	4.36	6.50	8.04	8.36	4.80	7.69	7.65
<b>Cavidad posterior</b>	12.17	14.90	13.25	11.75	11.94	11.65	12.61
<b>TOF total</b>	24.69	23.37	24.03	25.11	25.01	24.69	24.48

Tabla 20. Diferencia de TOF (μs) asociada a un tejido ocular en señales de 20MHz.

Tejido/especimen	1	2	3	4	5	6	Promedio
<b>Córnea</b>	0.85	0.94	0.82	1.21	1.52	1.41	1.13
<b>Cavidad anterior</b>	1.53	0.81	1.02	2.08	3.33	1.44	1.70
<b>Cristalino</b>	10.11	5.71	5.54	4.13	7.81	6.29	7.48
<b>Cavidad posterior</b>	11.55	15.69	16.46	16.75	11.59	15.30	13.53
<b>TOF total</b>	24.05	23.14	23.84	24.17	24.25	24.44	23.98

Analizando los resultados de la Tabla 21, se observa que los TOF's estimados de las señales adquiridas con ambos transductores se aproximan a los valores reportados en la literatura; presentan una diferencia promedio del 13% para las señales de 10MHz y el 21% para las señales de 20MHz, con respecto al promedio estimado de referencia. Estas diferencias porcentuales podrían considerarse valores altos, sin embargo, tomando en cuenta el intervalo completo de valores de referencia, tanto los valores de TOF's estimados para la córnea como para la cavidad anterior caen dentro del referido intervalo; es decir, en el caso del TOF estimado para la córnea, el intervalo de referencia se encuentra entre 0.98  $\mu$ s y 1.52 $\mu$ s, el TOF estimado fue de 0.99  $\mu$ s y 1.13 $\mu$ s para el caso de las señales de 10MHz y 20MHz, respectivamente (ambos valores dentro del intervalo de referencia). Para el caso de la cavidad anterior, el intervalo de referencia comprende un TOF de 2.31 $\mu$ s a 3.38 $\mu$ s, el TOF estimado a partir de las señales de 10MHz fue de 2.83 $\mu$ s, valor que también se encuentra dentro del intervalo de referencia. Para el caso del TOF estimado a partir de las señales de 20MHz, este valor fue de 1.70 $\mu$ s el cual cae fuera del intervalo de referencia, algo similar ocurre en el caso del cristalino, donde ambos valores de TOF están por debajo del límite inferior del intervalo de referencia. Para el caso de la cavidad posterior, así como el TOF total, no se cuenta con un intervalo de referencia, por lo que no es posible determinar si estos casos caen dentro de rangos establecidos anteriormente en la literatura. Sin embargo, analizando los valores promedio estimados contra los valores promedio de referencia, se obtienen una diferencia porcentual del 11.7% y 19.9% para 10MHz y 20 MHz respectivamente en el caso de la cavidad posterior y una diferencia porcentual del 5.8% y 7.7% para 10MHz y 20 MHz respectivamente en el caso del TOF total.

Tabla 21. Comparación de los TOF's ( $\mu$ s) del globo ocular porcino obtenidos experimentalmente (A) y las reportadas en la literatura (B).

Tejido	Intervalo (B)	Promedio (B)	Experimental (A)	
			10MHz	20MHz
<b>Córnea</b>	0.98 - 1.52	1.25	0.99	1.13
<b>Cavidad anterior</b>	2.31 - 3.38	2.85	2.83	1.70
<b>Cristalino</b>	9.02 - 12.19	10.61	7.65	7.48
<b>Cavidad posterior</b>	*	11.28	12.61	13.53
<b>TOF total</b>	*	25.99	24.48	23.98

\*Dato no encontrado en la revisión efectuada.

La Tabla 22 muestra la comparación de los resultados en términos de las dimensiones de cada estructura. El comportamiento de los valores estimados de las dimensiones contra el promedio y el intervalo de referencia es similar que al caso de los TOF's.

Tabla 22. Comparación de las dimensiones axiales en milímetros del globo ocular porcino entre las obtenidas (A) y las reportadas en la literatura (B).

Tejido	Intervalo (B)	Promedio (B)**	Dimensiones experimentales (A)	
			10MHz	20MHz
<b>Córnea</b>	0.800- 1.248	1.024	0.804	0.916
<b>Cavidad anterior</b>	1.770 - 2.590	2.180	2.170	1.300
<b>Cristalino</b>	7.400 - 10.000	8.700	6.270	6.140
<b>Cavidad posterior</b>	*	8.637	9.660	10.370
<b>Longitud total</b>	*	20.541	18.900	18.730

\*Dato no encontrado en la revisión efectuada. \*\*Valor estimado.

Las dimensiones axiales del globo ocular porcino varían entre los 19.77mm y 23.90mm según lo reportado por Bartholomew *et al.* (1997), Chong *et al.* (2009), Sánchez *et al.* (2011) y Granados *et al.* (2019) [5, 15, 28, 29], por ende, dicha variación también se ve reflejada en las dimensiones que caracterizan a cada estructura del globo ocular (ver Tabla 1). Ante esta situación, se propone que la caracterización de las estructuras anatómicas se evalúe en función de la dimensión axial total del globo ocular, es decir, que el estándar de referencia este asociado a una porción y no a una longitud promedio fija. Entonces, partiendo de los valores promedio estimados en la Tabla 15, la córnea representaría aproximadamente el 4.7% de la longitud axial en cada globo ocular porcino, la cavidad anterior el 8.9%, el cristalino el 36.6%, la cavidad posterior el 43.9% y el tejido posterior (retina, coroides y esclera) el 5.8%. Ejemplificando la implementación de la propuesta anterior, se tiene que para un globo ocular en condiciones sanas cuya longitud axial se determinó en 20mm, se esperaría que el grosor de su córnea fueran 940µm, mientras que para un globo ocular cuya longitud axial se estableció en 23.5mm, el grosor de la córnea esperado serían 1105µm.

El uso del sistema de referencia propuesto sería de gran utilidad en ensayos enfocados en patologías oculares asociadas directamente a la variabilidad de la longitud o de la velocidad de propagación acústica de algún componente anatómico del ojo, disminuyendo la presencia de falsos positivos o falsos negativos asociados a la diferencia tamaño entre un espécimen y otro.

En la Tabla 23 se muestran los valores promedio de referencia tomados de la literatura científica (ver Tabla 1), así como las porciones correspondientes para cada estructura ocular asociado a longitudes y a TOF's.

Tabla 23. Propuesta de porciones como referente en la caracterización del tejido ocular porcino.

Tejido	Promedio (mm)	Porción (%)	
		Longitud	TOF
<b>Córnea</b>	1.024	4.7%	4.5%
<b>Cavidad anterior</b>	1.950	8.9%	9.1%
<b>Cristalino</b>	8.050	36.6%	35.2%
<b>Cavidad posterior</b>	9.650	43.9%	45.2%
<b>Retina</b>	0.226	1.0%	1.1%
<b>Coroides</b>	0.223	1.0%	1.0%
<b>Esclera</b>	0.845	3.8%	3.8%
<b>Longitud axial</b>	21.970	100%	100%

Por último, considerando que no siempre se obtienen los TOF's de todas las estructuras se propone una velocidad promedio ponderada para el globo ocular la cual ha sido fijada en  $1577m/s$ , tomando en cuenta esta propuesta la longitud total promedio estimada para los ojos explorados sería de 19.31mm y 18.91mm, para la caracterización realizada con el transductor de 10MHz y el de 20MHz, respectivamente; su error asociado se encuentra por debajo del 2.5% de la medición.

### 5.3.4 Análisis global de resultados

En esta subsección, se presentan a manera de resumen los resultados promedio obtenidos a lo largo de toda la investigación, pero clasificados acorde a los métodos implementados para la estimación de TOF's, método de aproximación por inspección y método de SAGE modificado (ver Tabla 24). Cabe resaltar que no se realizará una comparación entre ambos métodos, ya que los especímenes utilizados para obtener los ya mencionados resultados son diferentes para cada uno de ellos.

En la Tabla 24, se muestran los resultados globales de la caracterización del globo ocular porcino, para la córnea se obtuvieron los siguientes resultados: 1.016mm y 0.804mm para las señales adquiridas con el transductor de 10MHz y, 0.995mm y 0.916mm para las señales de 20MHz, empleando el método de aproximación por inspección y el método de SAGE modificado, respectivamente. En el caso de estructuras como la cavidad anterior, el cristalino y la cavidad

posterior únicamente se han determinado sus dimensiones empleando el método SAGE modificado. Con respecto a las longitudes del globo ocular, en el método de aproximación por inspección se realizó una estimación para la longitud axial, es decir, considerando todas las capas del tejido posterior del ojo; y en el método de SAGE modificado únicamente se contempló hasta la retina, por ello se le denominó longitud total.

Tabla 24. Dimensiones en milímetros del globo ocular porcino estimadas en esta investigación.

Estructura ocular	Método de aproximación por inspección		Método de SAGE modificado.	
	10MHz	20MHz	10MHz	20MHz
<b>Transductor</b>				
<b>Córnea</b>	1.016	0.995	0.804	0.916
<b>Cavidad anterior</b>	*	*	2.170	1.300
<b>Cristalino</b>	*	*	6.270	6.140
<b>Cavidad posterior</b>	*	*	9.660	10.370
<b>Longitud total</b>	*	*	18.900	18.730
<b>Longitud axial</b>	20.110	20.760	*	*

\*Dato no estimado



## 6 CONCLUSIONES

---

En este capítulo, se resumen los resultados obtenidos y se aborda el aporte de la tesis reflejo de una colaboración multidisciplinaria, logrando poner en perspectiva puntos importantes que cimentan el curso de la investigación.

Cada una de las etapas que se han descrito anteriormente representa el desglose modular del método de procesamiento digital propuesto en esta tesis para la caracterización axial del globo ocular porcino a través de la adquisición y evaluación de señales ultrasónicas y cuya correcta ejecución permite el cumplimiento de los objetivos específicos planteados como se describe a continuación.

Con respecto al cumplimiento del primer objetivo específico, orientado a la adaptación de un espécimen de globo ocular porcino, se puede concluir que las similitudes entre los componentes anatómicos del ojo humano y porcino facilitaron la exploración del tejido ya que, la interacción de las ondas de ultrasonido no difiere notablemente entre un ojo y el otro, es decir, la velocidad de propagación ultrasónica puede considerarse la misma para ambos ojos, porcino y humano, y apegarse a los valores establecidos por el estándar.

Ahora bien, tomando en cuenta el protocolo desarrollado para la adquisición de señales se puede decir que los pasos involucrados son fácilmente replicables y no involucran un coste elevado, sin embargo, el tiempo que requieren para su realización consta de aproximadamente 2.5 horas por cada espécimen explorado, lo cual representa un tiempo de adquisición de señales prolongado.

Retomando el segundo objetivo específico, enfocado a la técnica de reducción de ruido basada en *wavelets*, se tiene que se profundizó en el estudio de diferentes técnicas de reducción de ruido para su implementación en señales ultrasónicas adquiridas con el modo A; por tanto, a lo largo de esta tesis se han planteado tres métodos diferentes, partiendo de lo clásico con un filtro Butterworth, posteriormente se implementó el método de reducción de ruido por *Wavelets* y por último, se exploró la opción de llevar al área ultrasónica la reducción de ruido por la técnica de *Signal Subspace Denoising*, siendo esta última la que arroja mejores resultados tanto en términos cualitativos como cuantitativos en las señales acondicionadas en comparación con los otros métodos. En términos de  $S_nNR$  se tiene una elevación de su valor inicial de 12.57dB a 15.80dB en las señales adquiridas con el transductor de 10MHz y de 13.00dB a 24.77dB para

las señales de 20MHz. Por tanto, los resultados obtenidos tras la aplicación de esta técnica representan una mejora en el acondicionamiento de señales ultrasónicas. Aunado a ello, el desarrollo de un método para la estimación de SnNR solventa la problemática del cálculo de la potencia del ruido cuando los segmentos asociados al ruido tienen en promedio amplitud cero y replicable en otro tipo de señales.

Para dar cumplimiento al objetivo específico tres, el cual establece como meta la estimación de los tiempos de vuelo por dos técnicas diferentes, se tiene primeramente la implementación del método aproximación por inspección y posteriormente, se presenta una propuesta innovadora a partir de la envolvente de los ecos de ultrasonido asociados a estructuras de interés basado en la determinación y selección de máximos locales para el cual se puede concluir como un método funcional para señales adquiridas a diferente frecuencia central, en este caso señales ultrasónicas de 10MHz y 20MHz. Esto ha permitido realizar aportaciones a un método descrito previamente en la literatura.

Finalmente satisfaciendo el objetivo específico cuatro, el cual pretendía el desarrollo de un método computacional para la estimación de los tiempos de vuelo en las estructuras oculares porcinas y el análisis de los datos se ha obtenido un compendio de las dimensiones axiales que definen al globo ocular porcino y tras la evaluación ultrasónica efectuada se ha realizado un aporte en la complementación de los datos preexistentes, estableciendo un valor promedio vinculado con la profundidad de la cavidad vítrea o posterior del ojo de cerdo, aunado el planteamiento del uso de porciones como referencia en la medición del globo ocular permite reducir la discrepancia de los datos y con ello el error existe entre ellos, además el plantear una velocidad ponderada para el tejido ocular podría influenciar a la definición de un estándar en la evaluación ultrasónica.

## **6.1 TRABAJO FUTURO**

Como trabajo futuro considero que se podrían perfeccionar secciones como el modelo experimental y en el protocolo de adquisición de señales, ya que la tesis se centró en el acondicionamiento y procesamiento de las señales, por ello considero que sería importante contar con un control más estricto de la temperatura de la muestra al momento de la



exploración e implementar una fase que involucre la caracterización del tejido post adquisición de señales mediante disección como información de referencia. Y finalmente, creo que sería muy interesante profundizar en el desarrollo del algoritmo de estimación de tiempos de vuelo y llevarlo una fase en la cual pueda trabajar de manera autónoma y automática.



## REFERENCIAS

---

- [1] Organización Mundial de la Salud, «Ceguera y discapacidad visual,» 11 Octubre 2018. [En línea]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment>.
- [2] J. P. Espíndola, «La enfermedad ocular más frecuente en México,» *Reporte Indigo*, 5 Agosto 2019.
- [3] Asociación Mexicana de Retina A. C., «Retinopatía Diabética,» [En línea]. Available: <https://amretina.org/info01.html>.
- [4] P. Rodríguez Calva, «Glaucoma, primera causa de ceguera no reversible en México,» *Excelsior*, 12 Marzo 2018.
- [5] L. Granados, I. Bazán y R. Salinas, «Ultrasonic Characterization of corneal thickness and axial length of pig eyeball,» de *Global Medical Engineering Physics Exchanges & Panamerican Health Care Exchanges*, Buenos Aires, Argentina, 2019.
- [6] M. Caixinha, J. Amaro, M. Santos, F. Perdigao, M. Gomes y J. Santos, «In-vivo automatic nuclear cataract detection and classification in an animal model by ultrasounds,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, nº 11, pp. 2326-2335, 2016.
- [7] J. L. San Emeterio y M. A. Rodríguez Hernández, «Wavelet denoising of ultrasonic A-scans by random partial cycle spinning,» de *IEEE International Ultrasonics Symposium*, Dresden, Germany, 2012 .
- [8] E. Pardo, «Transformadas wavelet no diezmadas para reducción de ruido y detección de señales: aplicaciones en evaluación no destructiva por ultrasonidos, tesis doctoral,» Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, 2011.
- [9] D. Navarro, L. H. Ríos y H. Parra, «Sensores de ultrasonido usados en robótica móvil para la medición de distancias,» *Scientia et Technica*, vol. X, nº 25, pp. 35-40, 2004.
- [10] Z. Lu, «Estimating time of flight of multi-superimposed ultrasonic echo signal through envelope,» de *Sixth Conference on Computational Intelligence and Communication Networks*, USA, 2014.
- [11] Z. Lu, C. Yang, D. Qin, Y. Luo y M. Momayez, «Estimating ultrasonic time-of-flight through echo signal envelope and modified Gauss Newton method,» *Measurement*, vol. 2016, nº 94, pp. 355-363, 2016.
- [12] D. U. Silverthorn, W. C. Ober, C. W. Garrison, A. C. Silverthorn y B. R. Johnson, *Fisiología Humana: un enfoque integrado*, Buenos Aires: Médica Panamericana, 2008, pp. 357-363.

- [13] K. E. Barret, S. M. Barman, B. Scott y B. Heddwen, GANONG Fisiología Médica, Vigésimocuarta ed., Mc Graw Hill, 2013, pp. 177-180.
- [14] S. I. Fox, Fisiología Humana, Nueva York: Mc Graw Hill, 2011, pp. 286-290.
- [15] I. Sanchez, R. Martín, F. Ussa y I. Fernández-Bueno, «The parameters of the porcine eyeball,» *Archivo de Graefe para Oftalmología Clínica y Experimental*, vol. 249, n° 4, pp. 475-482, 2011.
- [16] J. Heichel, F. Whilhelm, K. S. Kunert y T. Hammer, «Topographic Findings of the Porcine Cornea,» *Medical Hypothesis, Discovery & Innovation Ophtalmology Journal*, vol. 5, n° 4, pp. 125-131, 2016.
- [17] F. Menduni, L. N. Davies, D. Madris-Costa, A. Fratini y J. S. Wolffsohn, «Characterisation of the porcine eyeball as an in-vitro model for dry eye,» *Contact Lens and Anterior Eye*, vol. in press, 2017.
- [18] A. Elsheikh, D. Alhasso y P. Rama, «Biomechanical properties of human and porcine corneas,» *Experimental Eye Research*, vol. 86, n° 2008, pp. 783-790, 2008.
- [19] L. Jay, A. Brocas, K. Singh, J. Kieffer, I. Brunette y T. Ozaki, «Determination of porcine corneal layers with high spatial resolution by simultaneous second and third harmonic generation microscopy,» *Optics Express*, vol. 16, n° 21, pp. 16284-16293, 2008.
- [20] M. Asejczyk-Widlicka, R. A. Schachar y B. K. Pierscionek, «Optical coherence tomography measurements of the fresh porcine eye and response of the outer coats of the eye to volume increase,» *Journal of Biomedical Optics*, vol. 13, n° 2, 2008.
- [21] A. S. Vilupuru y A. Glasser, «Optical and biometric relationships of the isolated pig crystalline lens,» *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 21, n° 4, pp. 296-311, 2001.
- [22] K.-H. Wong, S. Koopmans, T. Terwee y A. Kooijman, «Changes in spherical aberration after lens refilling with a silicone oil,» *Investigative Ophtalmology & Visual Science*, vol. 48, n° 3, pp. 1261-1267, 2007.
- [23] K. Chen, A. Rowly y J. Weiland, «Elastic properties of porcine ocular posterior soft tissues,» *Journal of Biomedical Materials Research*, pp. 634-645, 2009.
- [24] J. D. Coleman, R. H. Silverman, F. L. Lizzi, H. Lloyd, M. J. Rondeau, D. Z. Reinstein y S. W. Daly, *Ultrasonography of the Eye and Orbit*, Second ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [25] C. L. de Korte, F. W. van der Steen y J. Thijssen, «Acoustic velocity and attenuation of eye tissues at 20MHz,» *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 20, n° 5, pp. 471-480, 1994.
- [26] C. Lázaro, E. Hernández, D. Martínez y P. Redondo, «Comparación del espesor corneal central medido con tomografía de coherencia óptica de segmento anterior y paquimetría

ultrasónica,» *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*, vol. 88, nº 2, pp. 45-49, 2013.

- [27] G. Villanueva-Pérez, L. Perdiz-Calvo, P. Juárez-Flores y F. Castañeda-García, «Profundidad de la cámara anterior mediante ultrasonido A, Orbscan II, OCTvisante y UBM,» *Revista Mexicana de Oftalmología*, vol. 83, nº 4, pp. 221-225, 2009.
- [28] L. Bartholomew, D. Pang, D. San y J. Cavender, «Ultrasound biomicroscopy of globes from young adult pigs,» *American Journal of Veterinary Research*, vol. 58, nº 1997, pp. 942-948, 1997.
- [29] C. Chong, T. Suzuki, K. Totsuka, A. Morosawa y T. Sakai, «Large coherence length swept source for axial length measurement of the eye,» *Applied optics*, vol. 48, nº 10, pp. D144-D150, 2009.
- [30] G. Wollensak y E. Spoerl, «Biomechanical characteristics of retina,» *Retina*, vol. 24, nº 6, pp. 967-970, 2004.
- [31] R. Norman, J. Flanagan, S. Raush, I. Sigal, I. Tertinegg, A. Eilaghi, S. Portnoy, J. Sled y R. Ethier, «Dimensions of the human sclera: Thickness measurement and regional changes with axial length,» *Experimental Eye Research*, vol. 90, nº 2000, pp. 277-284, 2000.
- [32] T. Olsen, S. Sanderson, X. Feng y W. Hubbard, «Porcine sclera: thickness and surface area,» *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 43, nº 8, pp. 2529-2532, 2002.
- [33] E. Hernández Matos y C. Gamboa Muñoz, *Ultrasonido Diagnóstico*, Santiago de Chile: Editorial Universidad de Santiago de Chile, 2012.
- [34] S. Chatterjee y A. Miller, *Biomedical instrumentation systems*, New York, USA: Delmar, Cengage Learning, 2010.
- [35] J. Carr y J. Brown, *Introduction to biomedical equipment technology*, Fourth ed., New Jersey, USA: Prentice Hall, 2001.
- [36] D. A. Christensen, *Ultrasonic Bioinstrumentation*, Utah: John Wiley & Sons, Inc., 1988.
- [37] J. Cordoba, A. Mejía, J. A. Caldas y L. Ríos, «Diseño y construcción de un anillo de sensores ultrasónicos para el levantamiento de mapas de entorno y generación de trayectorias,» *Scientia Et Technica*, vol. X, nº 24, pp. 107-112, 2004.
- [38] S. A. López-Haro, A. Vera y L. Leija, «Medición de velocidad de propagación del ultrasonido en tejido animal empleando reflectores fijos,» de *Simposio de Metrología 2010*, 2010.
- [39] J. Thijssen, H. Mol y M. Timmer, «Acoustic parameters of ocular tissues,» *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 11, nº 1, pp. 157-161, 1985.

- [40] N. Yahya, N. Kamel y A. Malik, «Subspace-based technique for speckle noise reduction in ultrasound images,» *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 13, nº 154, 2014.
- [41] P. Barat y S. Bandyopadhyay, «Expansion of ultrasonic signals in Karhunen-Loeve basis for data compression,» *Computational Materials Science*, vol. 12, nº 1998, pp. 57-63, 1998.
- [42] M. Iglesias Martínez, «Técnicas de filtrado adaptativo y estadística de orden superior, tesis de maestría,» Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, La Habana, Cuba, 2012.
- [43] J. L. San Emeterio y M. A. Rodríguez Hernández, «Wavelet denoising of ultrasonic A-scans for detection of weak signals,» de *International conference on systems, signals and image processing*, Vienna, Austria, 2012.
- [44] M. Blanco, R. Cruz, R. Jiménez y J. Saez, Tratamiento digital de señales, Alcalá de Henares, España: Universidad de Alcalá, 2013.
- [45] N. Rosa, M. F. Anzola y M. González, «Diseño y simulación de filtros digitales para implementar un control activo de ruido,» *Ingenium*, vol. 13, nº 25, pp. 44-52, 2012.
- [46] D. L. Donoho y I. M. Johnstone, «Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage,» *Biometrika*, vol. 81, nº 3, pp. 425-455, 1994.
- [47] I. M. Johnstone y B. W. Silverman, «Wavelet threshold estimators for data with correlated noise,» *Journal of the Royal Statistical Society*, vol. 59, nº 2, pp. 319-351, 1997.
- [48] E. Pardo Gómez, «Transformadas Wavelet no diezmadas para reducción de ruido y detección de señales: Aplicaciones en evaluación no destructiva por ultrasonidos,» Valencia, España, 2011.
- [49] E. Pardo, J. L. San Emeterio, M. Á. Rodríguez y A. Ramos, «Shift invariant Wavelet processing of ultrasonic traces,» de *19th International congress on acoustics*, Madrid, España, 2007.
- [50] K. Najarian y R. Splinter, Biomedical signal and image processing, Second ed., Boca Raton, Florida: CRC Press, 2012.
- [51] L. R. Castro y S. M. Castro, «Wavelets y sus aplicaciones,» de *1er. Congreso Argentino de Ciencias de la Computación*, Bahía Blanca, Buenos Aires, Argentina, 1995.
- [52] P. Addison, The illustrated Wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance, Second ed., Boca Raton, Florida: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2017.
- [53] M. Mehra, Wavelets theory and its applications, Singapore: Springer, 2018.
- [54] R. X. Gao and R. Yan, Wavelets, New York: Springer, 2011.

- [55] The MathWorks, Inc., «Documentation: Introduction to Wavelet Families,» [En línea]. Available: [https://la.mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html?s\\_tid=srchtitle](https://la.mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html?s_tid=srchtitle).
- [56] D. L. Donoho, «De-noising by soft thresholding,» *IEEE Transactions on information theory*, vol. 41, n° 3, pp. 613-621, 1995.
- [57] L. Chiung-Wen y L. Sheau-Fang, «Signal subspace approach for speech enhancement in nonstationary noises,» de *International Symposium on Communications and Information Technologies*, Sydney, Australia, 2007.
- [58] M. Altuve y P. Warrick, «Descomposición de Karhunen-Loève de registros electrocardiográficos abdominal materno,» de *V Congreso Venezolano de Bioingeniería*, Mérida, Venezuela, 2015.
- [59] J. Jensen, R. Hendriks, R. Heusdens y S. Holdt Jensen, «Smoothed subspace based noise suppression with application to speech enhancement,» de *13th European Signal Processing Conference*, Antalya, Turkey, 2005.
- [60] Y. Ephraim y H. L. Van Trees, «A signal subspace approach for speech enhancement,» *IEEE Transactions on speech and audio processing*, vol. 3, n° 4, pp. 251-266, 1995.
- [61] S. Aliabadi, Y. Wang, J. Yu, J. Zhao, W. Guo y S. Zhang, «Eigenspace-based beamformer using oblique signal subspace projection for ultrasound plane-wave imaging,» *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 15, n° 127, 2016.
- [62] J. Fessler y A. Haro, «Space-Alternating Generalized Expectation-Maximization Algorithm,» *IEEE Transactions on signal processing*, vol. 42, n° 10, pp. 2664-2677, 1994.
- [63] R. Demirli y J. Saniie, «Parameter estimation of multiple interfering echoes using the SAGE algorithm,» de *IEEE Ultrasonics Symposium*, 1998.
- [64] R. Demirli y J. Saniie, «Model based time-frequency estimation of ultrasonic echoes for NDE applications,» de *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2000.
- [65] R. Demirli y J. Saniie, «Model-based estimation of ultrasonic echoes part I: Analysis and algorithms,» *IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control*, vol. 48, n° 3, pp. 787-802, 2001.
- [66] R. Demirli y J. Saniie, «Model-based estimation of ultrasonic echoes part II: Nondestructive evaluation applications,» *IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control*, vol. 48, n° 3, pp. 803-811, 2001.
- [67] B. Zhou, A. J. Sit y X. Zhang, «Noninvasive measurement of wave speed of porcine cornea in ex vivo porcine eyes for various intraocular pressures,» *Ultrasonics*, vol. 81, n° Noviembre 2017, pp. 86-92, 2017.

- TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS
- [68] L. Sheng, G. Wang, L. Fubing, J. Luo y J. Liu, «Ultrasound signal wavelet analysis to quantify the microstructures of normal and frozen tissues in vitro,» *Cryobiology*, vol. 68, nº 2014, pp. 29-34, 2014.
- [69] B. Romero González, «Contribución al estudio y aplicación de la radio definida por software en Cuba,» Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, CUJAE, La Habana, Cuba, 2010.
- [70] F. E. Hernández-Montero y M. Gutiérrez-García, «Enfoques del análisis de envolvente al procesamiento de vibraciones para el diagnóstico de maquinarias,» *Ingeniería Mecánica*, vol. 13, nº 1, pp. 31-40, 2010.

