

PLAN DE TRABAJO DE LA TESIS

Título: Estudio de sensores piezoeléctricos de banda ancha para aplicaciones optoacústicas

Tesista: Ana Fernández Vidal

Director: Dr. Ing. Martín G. González

Codirector: Dr. Ing. Patricio A. Sorichetti

Objeto y área de la tesis

En esta sección se presenta un resumen de no más de 200 palabras con el objetivo de la Tesis a desarrollar, indicando explícitamente los aportes creativos y/o novedosos del trabajo. Área profesional de relevancia: señalar el área profesional en que se encuadra el tema y desarrollo de la Tesis dentro de las incumbencias del título de Ingeniero Electrónico de la UBA.

El objetivo de esta Tesis es desarrollar y validar modelos de sensores de banda ancha basados en tecnología piezoeléctrica. En particular, se estudiará la respuesta del transductor ante el campo acústico emitido por objetos aproximadamente puntuales excitados por pulsos láser.

En todo sistema destinado a obtener información espacial a partir de señales temporales, como es el caso de la tomografía optoacústica, es muy importante conocer el efecto de las características del transductor empleado en la obtención de imágenes. Si bien existe abundante bibliografía sobre algoritmos de reconstrucción considerando sensores ideales, las distorsiones introducidas por los dispositivos ultrasónicos de banda ancha basados en polímeros piezoeléctricos ha sido relativamente poco tratada. Por consiguiente se hace necesario contar con un modelo que permita comparar la importancia de esta distorsión con relación a los otros factores que limitan la resolución de las imágenes obtenidas a través de estos. Otro aspecto importante a tener en cuenta es la interacción de la impedancia eléctrica del sensor con la etapa amplificadora.

Cabe destacar que el tema propuesto involucra poner en acción los conocimientos adquiridos a lo largo de la carrera Ingeniería Electrónica en lo que hace a generación, transmisión, recepción, registro, y procesamiento de señales electromagnéticas, ópticas y acústicas de variadas frecuencias y potencias.

Introducción. Antecedentes

En esta sección se presenta una breve introducción al tema y al estado del arte. La extensión no debe superar las 1000 palabras. Se pueden introducir referencias bibliográficas (detalladas en la sección correspondiente).

La obtención de imágenes optoacústicas (IOA) de origen biológico está actualmente en pleno desarrollo, generando nuevos enfoques técnicos y aplicaciones. Mediante la combinación de tecnología láser pulsada en el rango de los nanosegundos y detectores acústicos sensibles, se ha demostrado que es posible generar IOA a partir de tejido vivo con una resolución espacial que permite la obtención de información bioquímica relevante [1]. Debido a su naturaleza híbrida, es decir la excitación óptica y la detección acústica, la tecnología de formación de IOA se beneficia tanto del rico y versátil contraste óptico como de la alta resolución espacial (limitada por difracción) asociada con la naturaleza de baja dispersión de propagación de las ondas ultrasónicas, en comparación con las electromagnéticas [2].

Las obtención de IOA es de hecho una técnica de rápida evolución dentro del área de imágenes biomédicas. Su uso plantea una serie de difíciles problemas que exigen ulteriores desarrollos, alguno de ellos a destacar son la excitación del tejido, la detección acústica, las distorsiones introducidas por el sensor, el procesamiento de la señal y la reconstrucción de las imágenes [3].

Una configuración típica OA consta de varios elementos esenciales. En el modo de excitación pulsada, el tejido es iluminado por un láser que emite pulsos de luz monocromática con una duración típica de algunos nanosegundos. Las tasas de repetición de pulsos son del orden de unas pocas decenas de Hertz con energías en el rango de miliJoules por pulso. Para imágenes tomográficas, los perfiles de presión generados por la excitación óptica son captados con sensores que rodean la zona de interés. El acoplamiento acústico entre el objeto y el detector se mejora generalmente usando agua o un gel. En comparación con la formación de imágenes ecográficas por ultrasonido (IEU), las amplitudes de las señales OA son relativamente bajas pero su contenido espectral es amplio, abarcando frecuencias desde varias decenas de kHz hasta un centenar de MHz para estructuras a escala micrométrica. Por lo tanto, en esta y otras aplicaciones similares y para garantizar una gran calidad en la imagen obtenida, se requieren sensores de alto desempeño, o sea, sensores con gran ancho de banda, con elevada resolución espacial y alta sensibilidad.

En la actualidad, una de las tecnologías para la detección de señales OA emplea elementos piezoeléctricos tales como los ampliamente usados en IEU [4,5], basados en materiales cerámicos o poliméricos. Esta tecnología posee relativamente bajo costo de implementación y se puede aplicar fácilmente para mediciones altamente sensibles. Entre los poliméricos se puede encontrar al fluoruro de polivinilideno (PVDF) y sus copolímeros que presenta gran interés debido a sus propiedades físicas que permiten su utilización en muchas aplicaciones. Estos materiales son flexibles, están disponibles como películas delgadas, tienen un gran ancho de banda acústica, y sus valores de impedancia acústica están próximos a la del agua y los tejidos biológicos (a las frecuencias de interés). Estas propiedades los hacen muy útiles para aplicaciones biomédicas donde estas ventajas compensan ampliamente sus limitaciones. Entre éstas se encuentran las elevadas pérdidas dieléctricas y mecánicas y los relativamente bajos coeficientes piro- y piezoeléctrico [6]. Las características del PVDF y sus copolímeros han sido extensamente estudiadas, destacándose que sus ventajas son relevantes para transductores de recepción de ultrasonido [7]. Sin embargo, los efectos de los procesos de relajación dieléctrica y mecánica tienen un fuerte impacto en el comportamiento de un sensor polimérico y tenerlos en cuenta es un requisito indispensable para el correcto modelado de los dispositivos.

Desde el punto de vista geométrico, los sensores usados en IOA son de dos tipos: de pequeña apertura (se aproximan a detectores puntuales) o de gran apertura (extensos). En los de pequeña apertura los efectos de difracción deben ser compensados por los algoritmos de reconstrucción de la imagen, en ese sentido tienen la ventaja de que es posible hacer un arreglo con múltiples elementos. De esta forma se lleva a cabo una rápida adquisición de imágenes con resolución adecuada. Por otro lado, con un detector plano de gran apertura, se puede conseguir una imagen de alta resolución angular y, si el detector tiene un gran ancho de banda, se tiene una buena discriminación en distancias [8]. Por el lado del procesamiento de señales para reconstrucción de IOA, se ha publicado una extensa bibliografía [8-10]. Sin embargo, en pocos de estos trabajos se ha tenido en cuenta en forma detallada la características del sensor acústico utilizado. Para la caracterización de sensores de PVDF en tomografía OA se suelen emplear modelos muy simplificados del polímero en cuestión [11, 12] que no tienen en consideración algunas características importantes como lo son los ya mencionados procesos de relajación eléctricos y mecánicos. En todos los casos es necesaria la adecuada caracterización del sensor a fin de lograr resultados confiables en la reconstrucción de imágenes.

Desarrollo previsto de la tesis

En esta sección se presenta un resumen del desarrollo del trabajo

El trabajo comienza con la búsqueda bibliográfica en publicaciones especializadas en los distintos ámbitos del tema de Tesis. Paralelamente se llevará a cabo la simulación numérica de la respuesta impulsiva de detectores ideales planos ante fuentes puntuales. Se estudiarán distintas posiciones relativas de dichas fuentes y distintos tamaños de sensor. Para esta primera parte se adoptarán las siguientes hipótesis:

- ☐ Todos los elementos del sistema son lineales e invariantes en el tiempo.
- ☐ El medio de propagación acústica es homogéneo e isotrópico y los efectos de difracción son despreciables.
- ☐ Cada elemento de área del sensor se comporta como un receptor que responde proporcionalmente a la componente normal del flujo de radiación incidente (Lambertiano).
- ☐ La responsividad del sensor es constante en toda su superficie.

En la faz experimental se proseguirá con la medición de la impedancia eléctrica de sensores basados en PVDF y los amplificadores de transimpedancia correspondientes. En los distintos rangos de frecuencias se utilizarán técnicas de medición [13] ya utilizadas exitosamente en trabajos previos sobre fluidos complejos [14], biocombustibles [15-17] y polímeros de interés tecnológico [18, 19] y sensores piezoeléctricos [20]. Entre 100 Hz y 100 kHz se utilizará una interfaz de medición de alta impedancia desarrollada por integrantes del grupo [21] y un amplificador lock-in para las mediciones de magnitud y fase, usando su fuente interna para proporcionar la señal de excitación. Para frecuencias de 20 kHz a 200 MHz, las señales serán capturadas con un osciloscopio digital, y procesadas con una rutina FFT, en tanto la señal de excitación será proporcionada por un generador de señal sintetizada. Hasta 2 MHz se empleará una interfaz pasiva y en el rango de 2 MHz a 200 MHz se reemplaza la interfaz pasiva por un puente direccional. Cabe destacar que las mediciones a frecuencias mayores que 2 MHz se corregirán con las técnicas habituales para líneas de transmisión de bajas pérdidas [13], teniendo en cuenta la impedancia y retardo de propagación de los cables coaxiales utilizados.

A partir de los resultados de estas mediciones se modelará el sensor teniendo en cuenta sus propiedades eléctricas y piezoeléctricas. Para ello, a las hipótesis previas se agregarán las siguientes:

- ☐ Conocida la respuesta eléctrica del polímero piezoeléctrico es posible representar los efectos de las relajaciones del material como un bloque a la salida del sensor ideal.
- ☐ La respuesta de polarización del piezoeléctrico sigue instantáneamente su deformación mecánica.

Para la medición de la respuesta impulsiva de los sensores se utilizarán pulsos de presión cortos generados por la señal OA de nanoburbujas (NBs) inducidas por láser. Las NBs se obtienen a partir del calentamiento de nanopartículas (NPs) de oro (con un diámetro de ~ 10 nm) empleando un láser pulsado (del orden de los nanosegundos). Las NBs producen una onda de presión con una duración del orden de unas decenas de ns, asimilable a una fuente puntual. Un modelo físico, recientemente desarrollado en el GLOMAE, permite predecir la señal acústica a partir de los parámetros de la NP, el medio y el pulso láser empleados [22]. Para llevar a cabo este método, se implementará un banco de medición optoelectrónica. Un láser Nd:YAG con generador de segunda armónica (Continuum Minilite I, 532 nm, 5 ns, 10 Hz) será utilizado para irradiar NPs en solución acuosa contenida en una cubeta de cuarzo. La cubeta tiene adosada en sus paredes laterales los sensores que serán estudiados. Para generar un fuente puntual se utilizará una lente convergente con corta distancia focal. Para amplificar las señales entregadas por los transductores se usará un amplificador de transimpedancia (Femto HCA-100M-50K-C). Finalmente, la tensión de salida será digitalizada por un osciloscopio (Tektronix TDS 2024, 2 GS/s, 200 MHz) y procesada en una computadora personal.

Usando el esquema experimental se realizarán mediciones sobre dos sensores de distinto tamaño (denominados sensores 1 y 2) a fin de verificar los resultados obtenidos en las simulaciones numéricas previas.

A partir de la comparación entre las simulaciones y mediciones se definirá la eventual necesidad de efectuar experiencias adicionales o modificaciones al modelo.

A continuación se presenta el cronograma de actividades propuesto.

Tareas	Meses											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Búsqueda bibliográfica	X											
Análisis numérico de la respuesta impulsiva de detectores ideales	X	X										
Medición de la impedancia eléctrica de sensores de PVDF		X	X									
Medición de la respuesta en frecuencia del amplificador de transimpedancia		X	X									
Implementación del banco de medición optoelectrónica			X									
Modelado de la respuesta del sensor incluyendo la relajación dieléctrica			X	X								
Análisis de la respuesta del sensor incluyendo la respuesta del amplificador					X							
Medición respuesta acústica para sensor 1 para distintas fuentes cuasi-puntuales					X	X						
Medición respuesta acústica para sensor 2 para distintas fuentes cuasi-puntuales						X	X					
Comparación resultados experimentales con modelo							X	X	X			
Realización de mediciones de validación y ajustes en el modelo									X	X	X	
Escritura de Tesis											X	X

Resultados previstos

A partir de las actividades propuestas en el plan se prevé:

1) Obtener la simulación de la respuesta del sensor ante fuentes puntuales pulsadas bajo las distintas hipótesis planteadas:

- ☐ sensor puntual
- ☐ sensor extenso
- ☐ piezoeléctrico ideal
- ☐ piezoeléctrico con relajación

2) Determinar experimentalmente la respuesta de los distintos sensores construidos.

3) Validar el rango de aplicación del modelo desarrollado.

4) Establecer criterios para el diseño de sensores de banda ancha para IOA.

Bibliografía

- [1] V. Ntziachristos, D. Razansky, "Molecular imaging by means of multispectral optoacoustic tomography (MSOT)", *Chem. Rev.*, vol. 110, pp. 2783–2794, 2010.
- [2] V. Ntziachristos, J. Ripoll, L. Wang, R. Weissleder, "Looking and listening to light: The evolution of whole-body photonic imaging", *Nat. Biotechnol.*, vol. 23, pp. 313–320, 2005.
- [3] C. Lutzweiler, D. Razansky, "Optoacoustic Imaging and Tomography: Reconstruction Approaches and Outstanding Challenges in Image Performance and Quantification", *Sensors*, vol. 13, pp. 7345–7384, 2013.
- [4] S. Manohar, A. Kharine, J. van Hespén, W. Steenbergen, T. van Leeuwen, "The twente photoacoustic mammoscope: System overview and performance", *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, pp. 2543–2557, 2005.
- [5] W. Xia, D. Piras, J. van Hespén, S. van Veldhoven, C. Prins, T. van Leeuwen, W. Steenbergen, S. Manohar, "An optimized ultrasound detector for photoacoustic breast tomography", *Med. Phys.*, vol. 40, doi:10.1118/1.4792462, 2013.
- [6] L. F. Brown, "Design Considerations for Piezoelectric Polymer Ultrasound Transducers", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 47, p. 1377, 2000.
- [7] Q. X. Chen, P. A. Payue, "Industrial applications of piezoelectric polymer transducers", *Meas. Sci. Technol.*, vol. 6, p. 249, 1995.
- [8] M. Xu, L. V. Wang, "Photoacoustic imaging in biomedicine", *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 77, p. , 2006.
- [9] S. K. Patch, O. Scherzer, "Photo- and thermo-acoustic imaging", *Inverse Problems*, vol. 23, pp. S1–S10, 2007.
- [10] A. Oraevsky, A. Karabutov, Optoacoustic tomography In: Vo-Dinh T, editor. Biomedical Photonics Handbook. Boca Raton, USA, CRC, 2003.
- [11] G. Paltauf, R. Nuster and P. Burgholzer, "Characterization of integrating ultrasound detectors for photoacoustic tomography", *J. Appl. Phys.*, vol. 105, 2009.
- [12] B. Reyes-Ramírez, C. García-Segundo and García-Valenzuela, "An examination of polyvinylidene fluoride capacitive sensors as ultrasound transducer for imaging applications", *Meas. Sci. Technol.*, vol. 25, 2014.
- [13] C. Lambri, C.L. Matteo, R.R. Mocellini, P.A. Sorichetti, G. O. Zelada-Lambri, *Propiedades viscoelásticas y eléctricas de sólidos y líquidos*, Ed. de la Universidad Nacional de Rosario, Rosario, 2008. ISBN: 978-950-673-646-0.
- [14] P. A. Sorichetti, E. Acosta, D. Kurlat, "Study of a critical ternary microemulsion by permittivity and Kerr-effect techniques", *Physics and Chemistry of Liquids*, vol. 46 n°1, pp. 59 - 70, 2008.
- [15] S. D. Romano, P. A. Sorichetti, *Dielectric spectroscopy in biodiesel production and characterization*, Ed. Springer, Londres, 2011, ISBN 978-1-84996-518-7.
- [16] J. Corach, P. A. Sorichetti, S. D. Romano, "Electrical properties of mixtures of fatty acid methyl esters from different vegetable oils", *International Journal of Hydrogen Energy*, vol. 37, pp. 14735-14739, 2012.
- [17] J. Corach, P. A. Sorichetti, S. D. Romano, "Electrical and ultrasonic properties of vegetable oils and biodiesel", *Fuel*, vol. 139, pp. 115005 1-6, 2015.
- [18] R. R. Mocellini, O. A. Lambri, C. L. Matteo, P. A. Sorichetti, "Dielectric Properties and Viscoelastic Response in Two-Phase Polymers", *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, vol. 15, pp. 982-993, 2008.

- [19] A. L. Rodriguez Garraza, P. A. Sorichetti, A. J. Marzocca, C. L. Matteo, G. A. Monti, "Influence of the Microstructure of Vulcanized Polybutadiene Rubber on the Dielectric Properties", *Polymer Testing*, vol. 29, pp. 477-482, 2011.
- [20] M. G. González, P. A. Sorichetti, L. Ciocci Brazzano, and G. D. Santiago, "Electromechanical characterization of piezoelectric polymer thin films in a broad frequency range," *Polym. Test.*, vol. 37, pp. 163-169, 2014.
- [21] P. A. Sorichetti, C. L. Matteo, "Low-frequency dielectric measurements of complex fluids using high-frequency coaxial sample cells", *Measurement*, vol. 40, pp. 437 - 449, 2007.
- [22] E. Acosta, M. González, Patricio A. Sorichetti, G. Santiago, "Laser-induced bubble generation on a gold nanoparticle: A nonsymmetrical description", *Physical Review E*, vol. 92, 062301, 2015.