

*Revista Electrónica Nova Scientia*

Simulación y comparación de la respuesta  
eléctrica de algunos materiales piezoeléctricos  
aplicados en la ecografía médica  
Simulation and comparison of electrical  
response of some piezoelectric materials used in  
the medical echography

**R. A. Reyes-Villagrana<sup>1</sup> y D. A. Contreras-Solorio<sup>1</sup>**

---

<sup>1</sup>Unidad Académica de Física, Universidad Autónoma de Zacatecas, Zacatecas

---

México

Raúl Alberto Reyes Villagrana. E-mail: [icerarevi@hotmail.com](mailto:icerarevi@hotmail.com)

## Resumen

La acústica se interpreta como la ciencia que estudia las ondas acústicas, vibraciones y sus interacciones con el entorno, tanto en sistemas macroscópicos como microscópicos. En este trabajo se presenta el modelo de un detector acústico piezoeléctrico desarrollado en el programa OrCAD-PSpice, para determinar la máxima amplitud de voltaje utilizando los materiales piezoeléctricos Cuarzo, PZT-5H, PVDF y PSMNZT, con el objetivo de determinar cuál de estos materiales piezoeléctricos tanto naturales, cerámicos, polímeros y cerámicos compuestos genera el máximo voltaje, sin agregar una etapa de acondicionamiento de la señal, y así contar con una herramienta computacional para predecir los voltajes que arrojan los materiales piezoeléctricos aplicando la técnica de transmisión, cuando no se cuenta de manera inmediata con el equipo para determinar éstas comparaciones. Se utiliza al agua como medio de propagación y se proponen diferentes espesores para las simulaciones. Se muestran las gráficas de las simulaciones realizadas, donde el PSMNZT proporcionó un máximo voltaje de 21.272V con un espesor de 10 $\mu$ m.

**Palabras clave:** Detector acústico, Modelación, OrCad-PSpice, Piezoeléctrico, Simulación

*Recepción:* 07-07-2013

*Aceptación:* 08-10-2013

## Abstract

The acoustics is interpreted as the science that studies sound waves, vibrations and their interactions with the environment, in both macroscopic and microscopic systems. This paper presents the model of piezoelectric acoustic detector developed with the OrCAD-PSpice program, to determine the maximum voltage amplitude using piezoelectric materials such as Quartz, PZT-5H, PVDF and PSMNZT. Our objective is to determine which of these piezoelectric materials: natural, ceramics, polymers and composites ceramics generates the maximum voltage without adding a stage of signal conditioning. Thus we have a computational tool to predict the voltages applied that yield piezoelectric materials using the technique of transmission, in the absence of the equipment to perform these comparisons. The water is used as a propagation medium and we proposes different thicknesses for simulations. We show the simulation graphs, where the PSMNZT provided a maximum voltage 21.272V with a thickness of 10 $\mu$ m.

**Keywords:** Acoustic detector, Modelling, OrCAD-PSpice, Piezoelectric, Simulation



## Introducción

El ultrasonido es una onda acústica cuya frecuencia está por encima del espectro audible del oído humano, la frecuencia está en el rango de 20 KHz hasta 1 GHz (Rossing, 2007). El ultrasonido tiene varias aplicaciones como lo son en las pruebas no-destructivas, la caracterización de materiales orgánicos e inorgánicos, la ultrasonografía médica, etc. Y es en ésta área donde el ultrasonido refleja sus bondades, en el que su frecuencia de trabajo para diagnóstico es de 20 KHz hasta 30 MHz (Zagzebski, 1996). La ecografía médica es una herramienta muy importante para el diagnóstico como lo es en la ecografía abdominal, tracto urinario, tracto gastrointestinal, sistema musculo-esquelético, cuello, globo ocular, tórax, eco-cardiografía y ecografía de mama; así también hay que mencionar que es una técnica no-invasiva y no-ionizante; como sí lo son la biopsia, los rayos X, la tomografía computarizada por rayos x, la tomografía por emisión de positrones (Cho, 1993). En el área de imagenología, la ecografía proporciona una buena calidad de imagen del tejido del cuerpo humano, para determinar sus propiedades mecánicas (Shung, 1992). Por otro lado, en el área de terapias térmicas, el ultrasonido médico proporciona una herramienta muy poderosa como son las aplicaciones en diatermia y la hipertermia, por mencionar algunos ejemplos (Leija, 2009). Así también, existen diferentes técnicas ultrasónicas que son herramientas en el área de la salud como lo son la tartrectomía que sirve para realizar una limpieza bucal y eliminar los cálculos dentales (Nield, 2004). La litotripsia extracorporal por ondas de choque, es una técnica utilizada para destruir los cálculos renales y biliares (Sackmann 1988, 393). El bisturí ultrasónico, es una herramienta utilizada para realizar cirugías de mínima invasión, como una alternativa del bisturí tradicional (Sinha 2003, 228). En los últimos años, se ha utilizado en terapias dermatológicas ondas de choque balístico, llamado así por su forma de fuente acústica. Esta herramienta ha generado una gran expectativa en el tratamiento contra diferentes tipos de tumores (Cleveland 2007, 1327).

Cabe mencionar que una parte importante del equipo de ecografía es el transductor. A pesar de que es una técnica con una larga trayectoria en la historia de la medicina, hoy en día se continúan las investigaciones sobre el desarrollo de materiales aplicados en los transductores, deseando tener una alta sensibilidad, una buena respuesta de impulso, una alta eficiencia, un amplio ancho de banda, bajos efectos de reverberaciones (Nakamura, 2012). En este sentido, los materiales cerámicos piezoeléctricos han tenido un amplio uso en la ecografía médica, dada sus características como son: factor de acoplamiento electromecánico grande, alta impedancia

eléctrica y estabilidad. Sin embargo, su alta impedancia acústica es mucho mayor a la impedancia acústica del tejido del cuerpo humano, por lo que el ancho de banda del transductor está limitado por las capas de acoplamiento acústico utilizadas en los transductores (Ensminger, 2011).

En el año 2007 Thomas L. Szabo y Peter A. Lewin (Szabo 2007, 283) publicaron un artículo donde describen y comparan los parámetros eléctricos y mecánicos de diferentes materiales piezoeléctricos que se utilizan para obtener imágenes en la ultrasonografía médica utilizando la figura de mérito. En este artículo comparan materiales piezoeléctricos, naturales, cerámicos, polímeros y cerámicos compuestos, donde detallan al factor de transmisión, permitividad dieléctrica en modo espesor, ancho de banda, factor de acoplamiento electromecánicos, etc. Por tal motivo, en este trabajo se presenta el modelo de un detector acústico piezoeléctrico desarrollado en el programa OrCAD-PSpice, para obtener la máxima amplitud de voltaje utilizando algunos materiales piezoeléctricos como lo son Cuarzo, PZT-5H, PVDF y PSMNZT, con el objetivo de determinar cuál de estos materiales piezoeléctrico genera el máximo voltaje de salida, sin agregar una etapa de acondicionamiento de la señal (filtro), así como capas de acoplamiento acústico y determinar de forma computacional los resultados y compararlos con (Szabo 2007, 283). Se aplica la técnica de transmisión para el modelo. Se utiliza al agua como medio de propagación debido a que tiene una impedancia acústica cercana a la del tejido humano y se proponen diferentes espesores para la simulación.

### **Antecedentes**

Un sensor ultrasónico consiste de un bloque de varias etapas, las cuales son: etapa de conexión eléctrica, donde se utilizan conectores como BNC o SMA; etapa de acondicionamiento de la señal, que consiste de un par de elementos pasivos y un circuito integrado de alta conmutación; etapa de contra-masa, en especial de un material con una impedancia acústica característica grande, como por ejemplo el tungsteno; etapa de la capa activa o elemento piezoeléctrico; y por último la etapa de acoplamiento de impedancias, la cual consiste de un conjunto de capas de materiales para aproximar la capa activa con el medio de propagación, como el aire o el agua. No podemos dejar de mencionar que existen conexiones internas en este bloque tanto eléctricas como mecánicas, por ejemplo se utiliza pegamento epóxico conductor de oro ó plata con el propósito de disminuir las pérdidas en la conducción eléctrica; así como pegamento epóxico para unir los

acoplamiento de impedancia las cuales minimizan las pérdidas visco-elásticas, como la capa protectora en toda la infraestructura interna del sensor.

A este tipo de acomodo de sensor ultrasónico se le conoce como sistema multicapas, dado el tipo de arreglo apilado (Yiquan 1995, 958), por el contrario, cuando se conectan internamente varias capas activas mecánicamente en serie y eléctricamente en paralelo, se le llama estructura multicapas (Zhang 1995, 1341; Ballas, 2007).

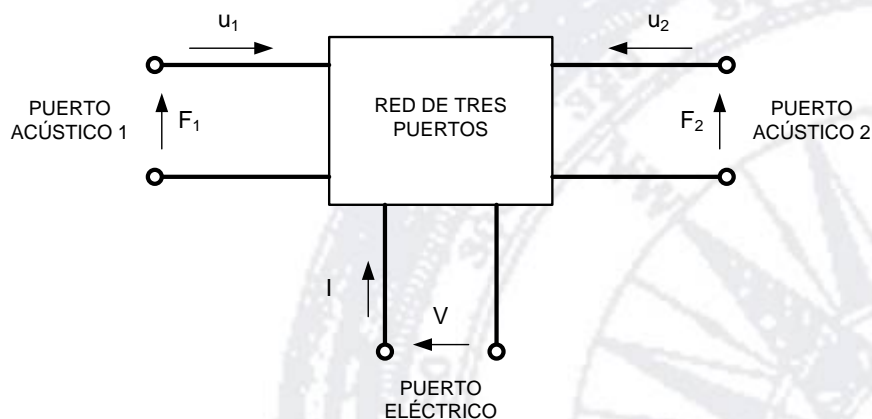
Existe un largo camino recorrido en las investigaciones y en los modelos desarrollados de los transductores acústicos durante varias décadas (Auld, 1973). En 1942, Mason propuso un transductor electromecánico con un sistema equivalente (Mason, 1942). En 1961, Redwood incorporó una línea de transmisión sustituyendo las impedancias acústicas y en consecuencia, modificando el modelo de Mason obteniendo información con respecto a la respuesta transitoria de un transductor piezoeléctrico (Redwood 1961, 527). En 1970, Krimholtz *et al.*, describieron un nuevo modelo con un sistema conocido por el nombre KLM (Krimholtz 1970, 398). La aportación en este sistema fue la dependencia de frecuencia en todo el sistema, incluyendo a la máquina estática, interconectado exactamente a la mitad de la línea de transmisión. En 1986, Morris *et al.*, simuló con el programa SPICE los modelos implementados por Redwood y Mason (Morris 1986, 295), utilizando por primera vez las fuentes controladas de corrientes y voltajes sustituyendo a la máquina estática ideal. En 1994, Leach usó fuentes dependientes de corriente y voltaje, sustituyendo definitivamente a la máquina estática (Leach 1994, 60). La aportación de este modelo fue la sustitución de la máquina estática y en consecuencia la omisión de la capacitancia negativa del modelo de Mason y la dependencia de la frecuencia del modelo KLM. En 1997, Püttmer *et al.*, modificó el modelo de Leach agregando pérdidas en la línea de transmisión, tomando en cuenta la atenuación acústica (Püttmer 1997, 60). Esto generó una alternativa de desarrollo entre los investigadores, con respecto a la relación que existe entre la propagación de la onda eléctrica dentro de una línea de transmisión y la onda acústica, así como sus medios de propagación (Kino, 1988). En 1999, Maione *et al.*, aplicó el modelo de Redwood al programa de simulación PSpice (Maione 1999, 399). En 2000, Deventer *et al.*, incluyó en el modelo de Morris y Hutchens, pérdidas visco-elásticas en la línea de transmisión (Deventer 2000, 399). En 2007, Johansson *et al.*, incluyó en el modelo Morris y Hutchens,

pérdidas por difracción en la línea de transmisión (Johansson 2007, 1977). En 2009, Dahiya *et al.*, desarrolló un modelo usando el programa SPICE para analizar las pérdidas en polímeros piezoeléctricos utilizando constantes complejas (Dahiya 2009, 387). En 2011, Reyes-Villagrana modificó el modelo de Deventer para simular la caracterización de materiales PVDF y PZT utilizando la espectroscopía optoacústica pulsada (Reyes-Villagrana 2011, 26).

## Modelo

Existe una gran variedad de programas comerciales para simulación de sistemas electrónicos en la actualidad, desde programas educativos de enseñanza básica, académicos de alto desempeño, hasta programas de investigación y desarrollo para el ámbito industrial.

La implementación del programa de simulación OrCAD-PSpice, se basa en el modelo de (Reyes-Villagrana 2011, 26), el cual aplica el análisis de redes de tres puertos (dos puertos acústicos y un puerto eléctrico) y el principio de línea de transmisión y, donde es posible suponer la analogía de fuerza – voltaje y velocidad de partícula – corriente. En el análisis de tres puertos, el puerto eléctrico del detector está representado por el acoplamiento de voltaje – corriente ( $V$ ,  $I$ ). Por otro lado, los puertos acústicos están modelados por el acoplamiento de fuerza – velocidad de la partícula. Para el puerto acústico 1, el medio está dado por la contra-masa ( $F_1$ ,  $u_1$ ) y para el puerto acústico 2, está dado por el acoplamiento del medio de propagación ( $F_2$ ,  $u_2$ ), como se observa en la figura 1.



**Figura 1.** Representación del detector acústico por medio de redes de tres puertos.

Con respecto al principio de línea de transmisión, las secciones eléctricas y mecánicas interactúan con dos fuentes de corriente dependientes. En la parte mecánica, la propia deformación no es posible medirla en el programa, pero la corriente eléctrica representa la razón de la deformación ( $u_1 - u_2$ ). La diferencia de potencial entre la velocidad de cada superficie normal en la dirección de propagación de la onda acústica, están representadas por las velocidades de partículas  $u_1$  y  $u_2$ , y esta es la razón de la deformación, lo que significa que es una corriente eléctrica. Esta corriente ( $u_1 - u_2$ ) controla la fuente de corriente  $F_1$ . Esta tiene una ganancia igual al producto de la constante piezoeléctrica de transmisión  $h_{33}$  (N/C) y la capacitancia entre los electrodos  $C_0$ .  $e_{33}$  es la constante de esfuerzo piezoeléctrica ( $C/m^2$ ) en la dirección de la propagación de la onda acústica y  $\epsilon_{33}^S$  es la permitividad a deformación constante. En modo espesor,  $h_{33}$  está dado por,

$$h_{33} = \frac{\epsilon_{33}^S}{e_{33}} \quad (1)$$

La salida de las fuentes está conectada en paralelo con el capacitor  $C_0$ . El resultado, es la diferencia de potencial que cruza el capacitor  $C_0$  y es proporcional a la deformación.

En la sección eléctrica, la corriente que fluye en el capacitor  $C_0$  controla la fuente de corriente  $F_2$ . La ganancia para esta segunda fuente de corriente es  $h_{33}$ . Esta salida necesita ser integrada para obtener la carga total sobre los electrodos que proporcionalmente deforman al material piezoeléctrico del detector. La integración es realizada por el capacitor  $C_1$ . La fuente de voltaje controlada por el voltaje  $E_1$  tiene una ganancia unitaria, esto es con el objetivo de aislar al integrador, como se muestra en la figura 2.





$$L = \rho A \quad (5)$$

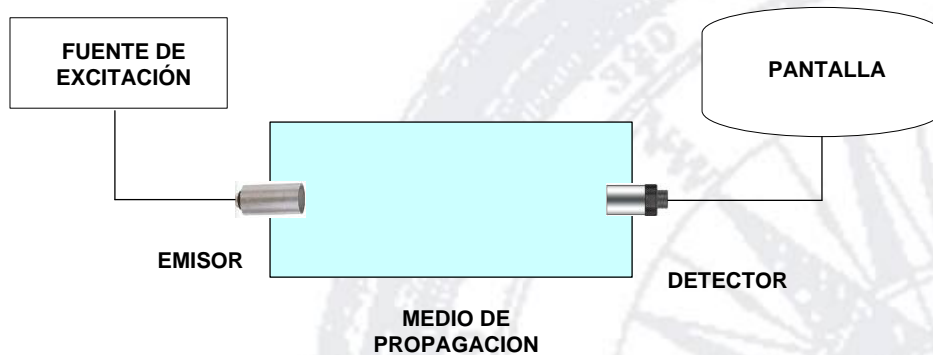
$$C = \frac{1}{c^2 \rho A} \quad (6)$$

donde  $A \text{ (m}^2\text{)}$  es el área de la sección transversal.

Teniendo los principios básicos del modelo, se puede continuar con las simulaciones correspondientes para evaluar a los materiales piezoeléctricos variando los espesores.

### Simulación

La simulación se llevó a cabo utilizando el programa de simulación electrónica OrCAD-PSpice. La figura 3 muestra un diagrama a bloques del sistema de simulación. La fuente de excitación está conectada a un transductor ultrasónico configurado como emisor de señal, el cual envía una onda acústica a través de un medio de propagación, en este caso particular el agua, que tiene una densidad de  $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$  y una velocidad del sonido de  $c = 1480 \text{ m/s}$  (Kino, 1988). La separación entre el transductor-emisor y el detector es de 50mm. Esta señal es recibida por un detector de ondas acústicas al cual se le varía los tipos y espesores de material piezoeléctrico; este detector está conectado a una pantalla para visualizar la señal recibida y observar la máxima amplitud de voltaje que puede proporcionar de salida, sin utilizar una etapa de acondicionamiento de la señal.



**Figura 3.** Diagrama a bloques del experimento simulado.

Por simplificación del modelo, ignoramos los materiales de unión de la infraestructura interna del detector, así como de las capas de acoplamiento de impedancias externas dirigidas hacia el

medio de propagación. La figura 4 muestra el diagrama esquemático del experimento simulado, el cual consta de la fuente de excitación de pulso cuadrado, el emisor, medio de propagación y el receptor acústico.

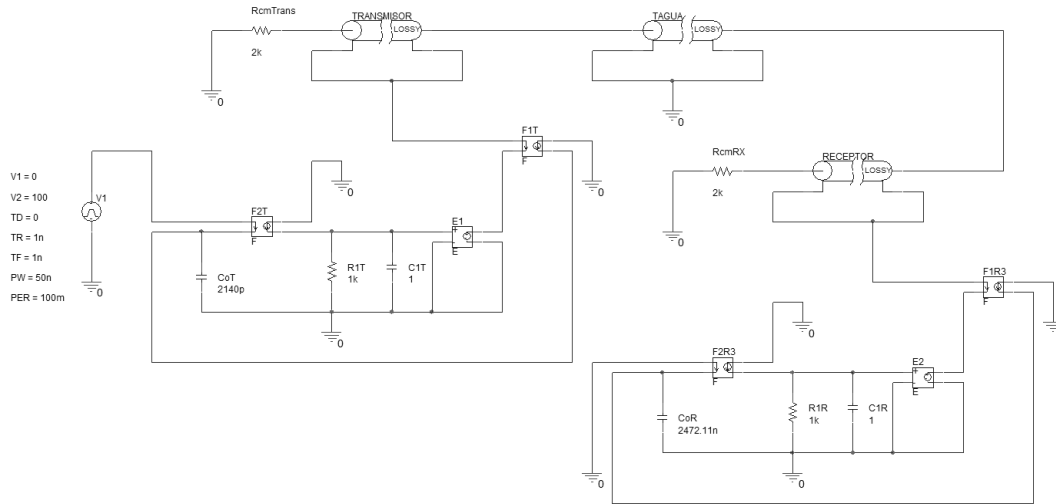


Figura 4. Diagrama esquemático del experimento simulado

En la Tabla 1, se describen las propiedades físicas y eléctricas de los materiales piezoeléctricos utilizados.

**TABLA 1.** Propiedades físicas y eléctricas de los materiales piezoeléctricos (Kino, 1988; 19, Reyes-Villagrana 2011, 26; Hosono 2005, 1823).

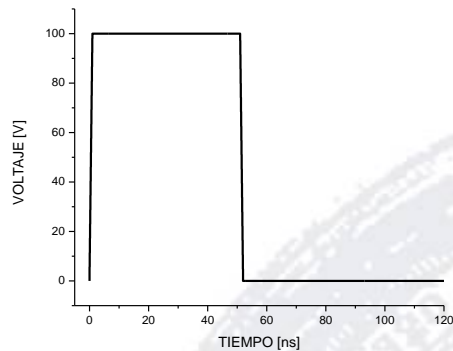
MATERIALES	$V_L$ (m/s)	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	$e_{33}$ (C/m <sup>2</sup> )	$\epsilon_{33}^S$ (C <sup>2</sup> /m <sup>2</sup> )	$h_{33}$ (C <sup>2</sup> /Nm <sup>2</sup> )
CUARZO	5,000.0	2,600.0	0.17	4.03X10 <sup>-11</sup>	1.49X10 <sup>9</sup>
PZT – 5H	3,800.0	7,631.6	23.3	1.29X10 <sup>-9</sup>	18.0X10 <sup>9</sup>
PVDF	2,200.0	1,781.8	0.16	5.0X10 <sup>-11</sup>	3.2X10 <sup>9</sup>
PSMNZT	3,800.0	7,631.6	35.4	2.40X10 <sup>-8</sup>	1.48X10 <sup>9</sup>

donde  $V_L$  es la velocidad longitudinal del sonido,  $\rho$  es la densidad,  $e_{33}$  es la constante de esfuerzo piezoeléctrica,  $\epsilon_{33}^S$  es la permitividad a deformación constante, y  $h_{33}$  es la constante piezoeléctrica de los materiales.

El transductor ultrasónico configurado como emisor está diseñado utilizando los parámetros mecánicos y eléctricos de un sensor Panametrics VideoScan V3456 (Panametrics, 2010), el cual

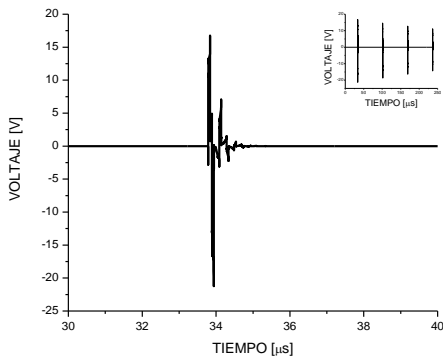
tiene un material piezoeléctrico tipo PZT-5A de  $435\mu\text{m}$  de espesor, diámetro de  $12.5\text{mm}$  y una frecuencia central de  $5\text{MHz}$ . Este sensor- emisor, envía una señal pulsante de choque de  $100\text{V}$  de amplitud y con ancho de pulso de  $50\text{ns}$ , con un tiempo de elevación y caída de  $1\text{ns}$  y con una frecuencia de repetición de  $10\text{Hz}$ . El tamaño de la amplitud de pulso de excitación, es para que el receptor acústico obtenga una señal legible en la pantalla, debido a que no se utiliza la etapa de acondicionamiento de la señal. Cabe mencionar que este trabajo no se centra en la fuente de excitación del emisor.

El diseño del detector acústico simulado, consta de un área efectiva de  $10 \times 10\text{mm}^2$ , con una capa activa piezoeléctrica que estará variando los tipos de materiales y de espesores los cuales son:  $10, 28, 40, 110, 200, 500, 1000, 2000, 4000$  y  $8000\mu\text{m}$ . Estos espesores se propusieron por dos cuestiones, primero se tomaron en cuenta los tamaños de espesores que se fabrican, y el otro es que se tomó la decisión de ir duplicando los tamaños a partir de  $500\mu\text{m}$  hasta  $8000\mu\text{m}$  con el objetivo de determinar si el espesor del material piezoeléctrico, es una causa que influye en la señal de salida. Se propuso una impedancia acústica característica de contra-masa con un valor de  $2\text{k}\Omega$ , para amortiguar la señal.

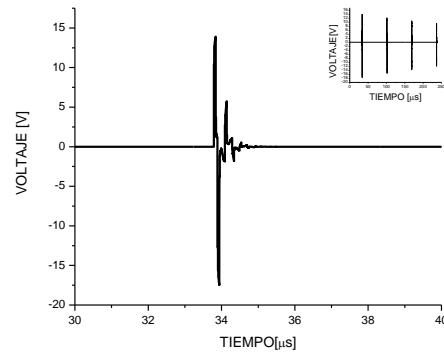


**Figura 5.** Pulso de excitación.

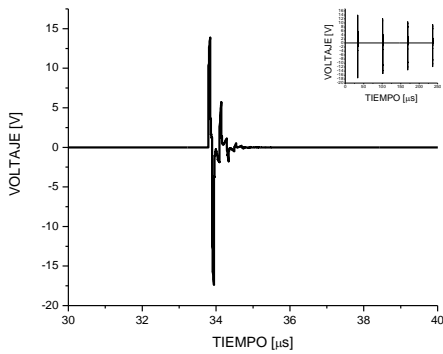
En las Figuras de 6 a 9 se muestran las simulaciones generadas. Cada figura muestra el primer pulso generado detectado por el receptor. La grafica interna muestra el espectro temporal del pulso y sus reflexiones dentro del medio de propagación.



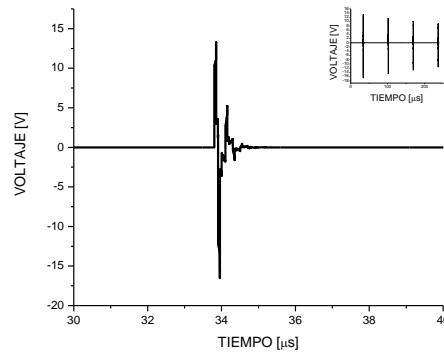
(a) Cuarzo de 10µm de espesor



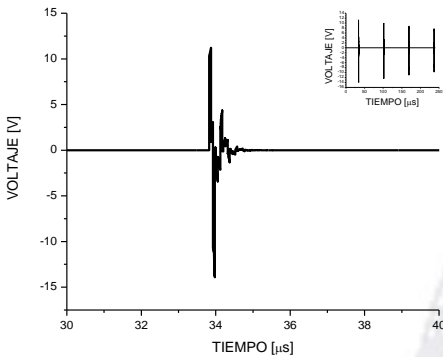
(b) Cuarzo de 28µm de espesor



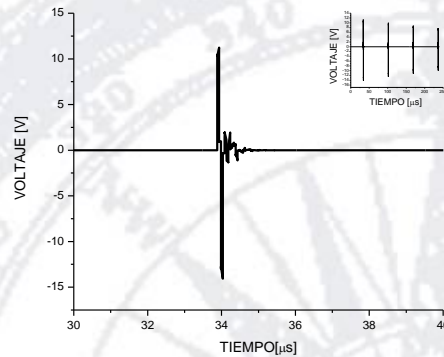
(c) Cuarzo de 40µm de espesor



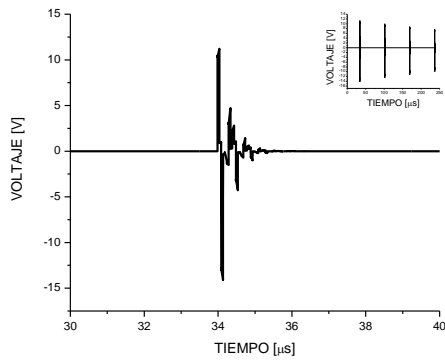
(d) Cuarzo de 110µm de espesor



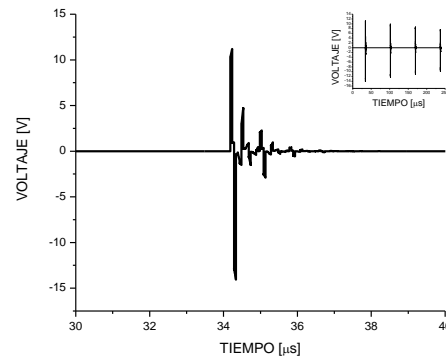
(e) Cuarzo de 200µm de espesor



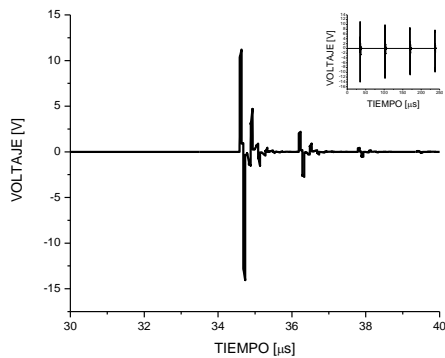
(f) Cuarzo de 500µm de espesor



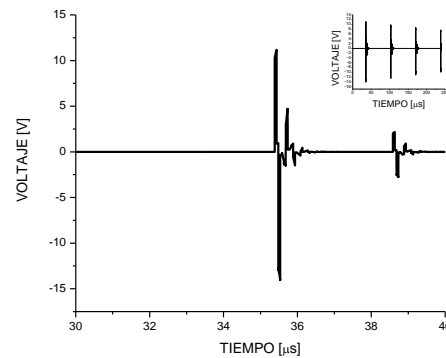
(g) Cuarzo de 1000µm de espesor



(h) Cuarzo de 2000µm de espesor



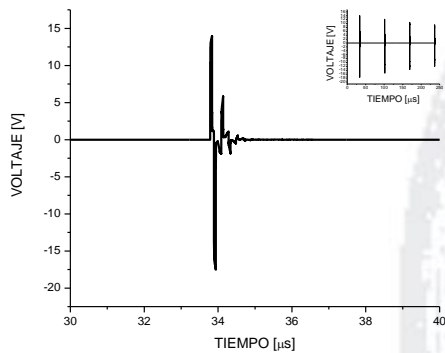
(i) Cuarzo de 4000µm de espesor



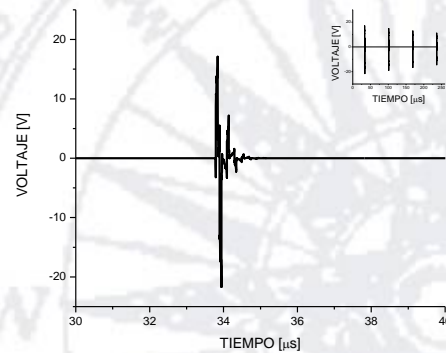
(j) Cuarzo de 8000µm de espesor

**Figura 6.** Material piezoeléctrico, Cuarzo.

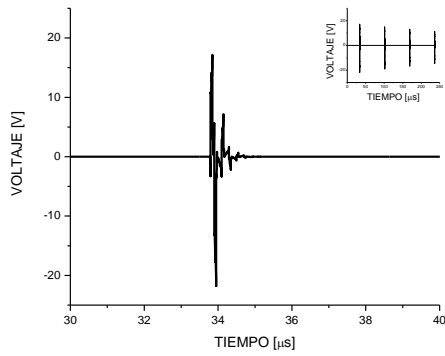
El máximo voltaje obtenido del Cuarzo fue de 13.988V que corresponde al espesor de 10µm. Aparecen los efectos de la reverberación en los espesores de 4000 y 8000µm.



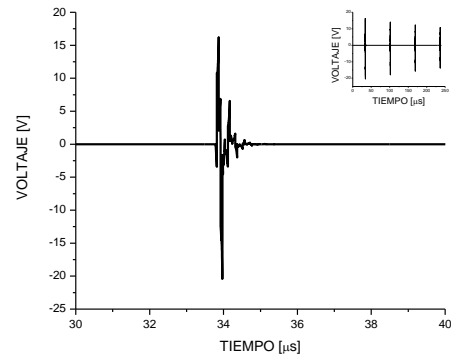
(a) PZT-5H de 10µm de espesor



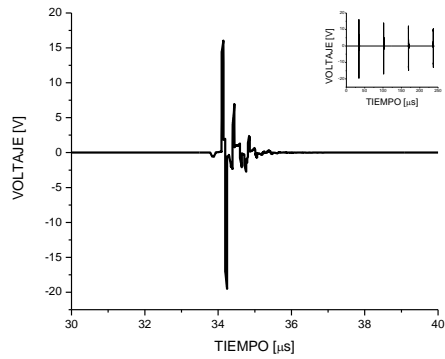
(b) PZT-5H de 28µm de espesor



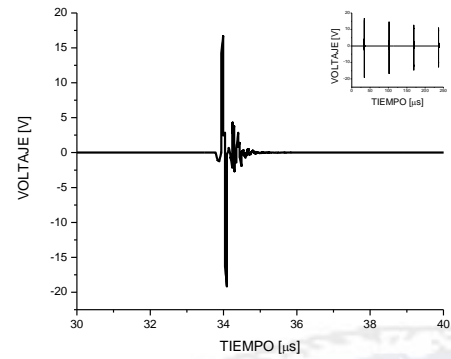
(c) PZT-5H de 40µm de espesor



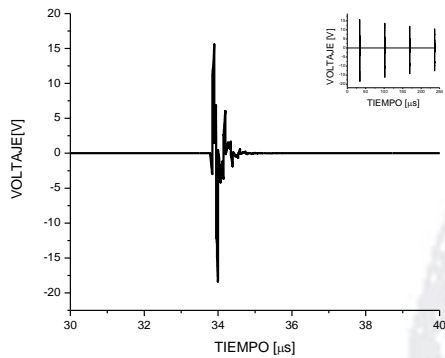
(d) PZT-5H de 110µm de espesor



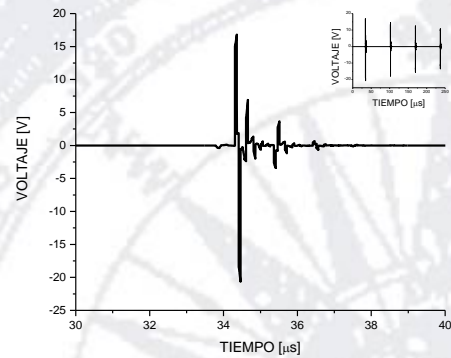
(e) PZT-5H de 200µm de espesor



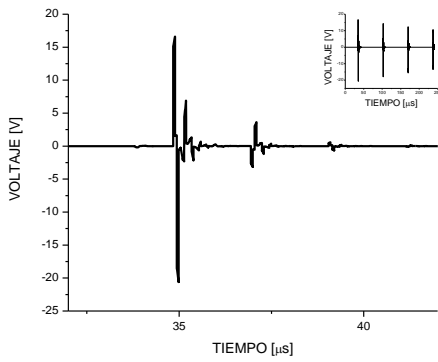
(f) PZT-5H de 500µm de espesor



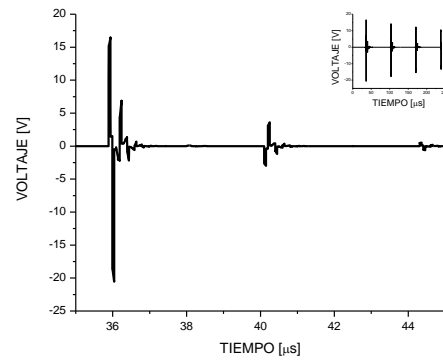
(g) PZT-5H de 1000µm de espesor



(h) PZT-5H de 2000µm de espesor



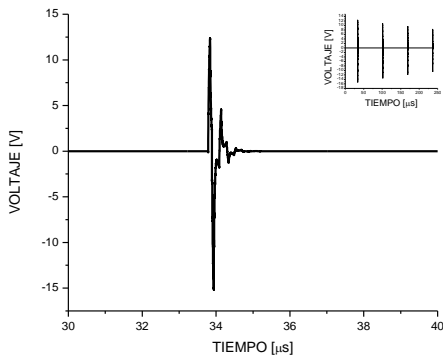
(i) PZT-5H de 4000µm de espesor



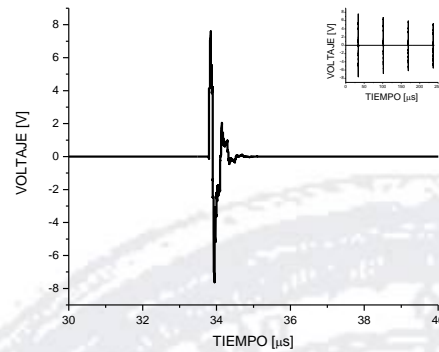
(j) PZT-5H de 8000µm de espesor

**Figura 7.** Material piezoeléctrico, PZT-5H.

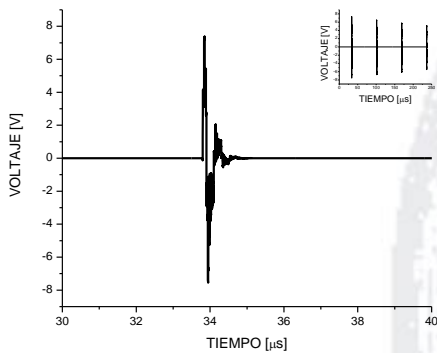
Para el PZT-5H el máximo voltaje de salida fue de 18.786V que corresponde al espesor de 110µm. Los efectos de la reverberación aparecen en los espesores de 2000, 4000 y 8000µm.



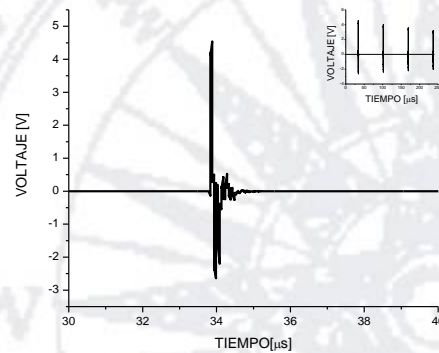
(a) PVDF de 10µm de espesor



(b) PVDF de 28µm de espesor

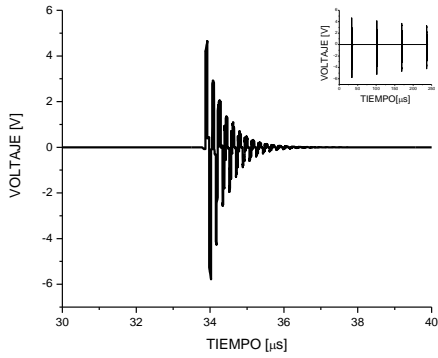


(c) PVDF de 40µm de espesor

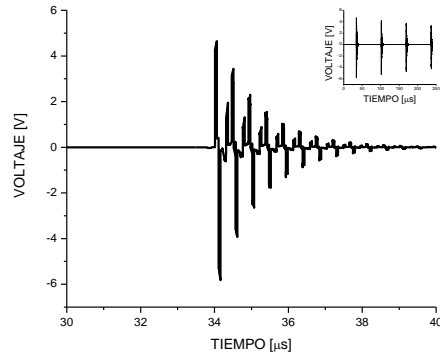


(d) PVDF de 110µm de espesor

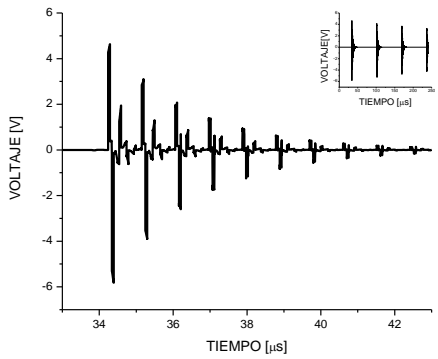




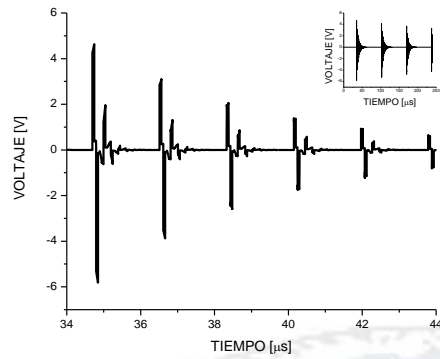
(e) PVDF de 200µm de espesor



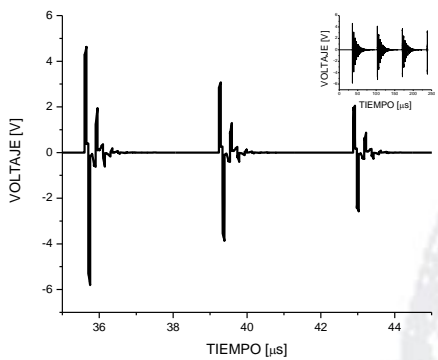
(f) PVDF de 500µm de espesor



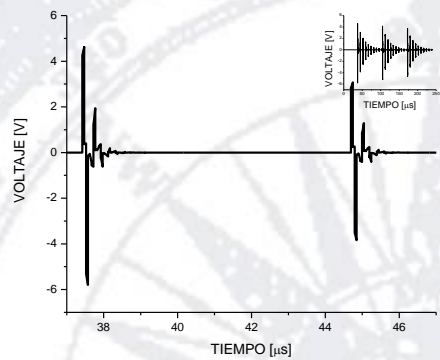
(g) PVDF de 1000µm de espesor



(h) PVDF de 2000µm de espesor



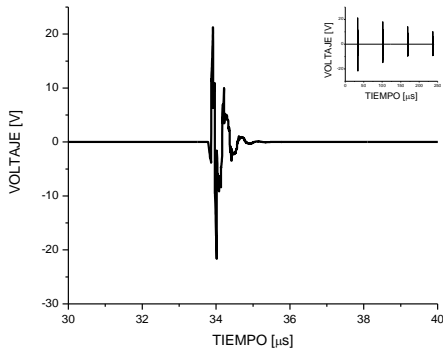
(i) PVDF de 4000µm de espesor



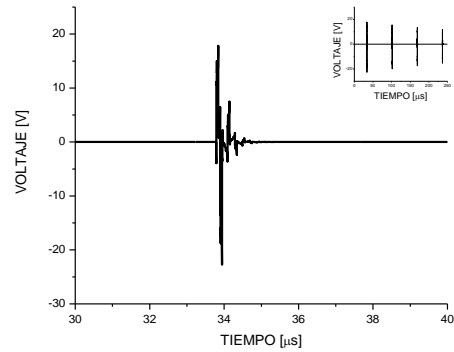
(j) PVDF de 8000µm de espesor

**Figura 8.** Material piezoeléctrico, PVDF.

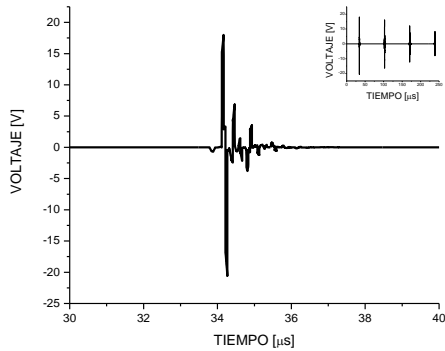
En el caso del PVDF, el máximo voltaje de salida fue de 12.370V que corresponde al espesor de 10 $\mu$ m. Los efectos de la reverberación aparecen desde el espesor de 200 $\mu$ m hasta el de 8000 $\mu$ m.



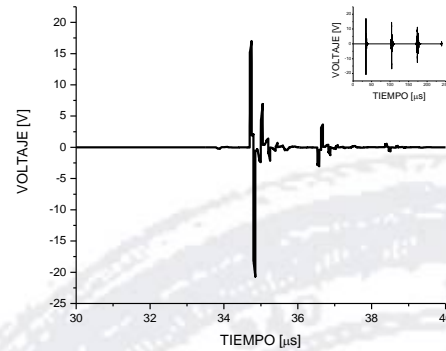
(a) PSMNZT de 10 $\mu$ m de espesor



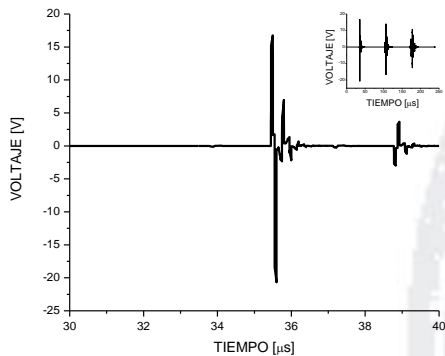
(b) PSMNZT de 28 $\mu$ m de espesor



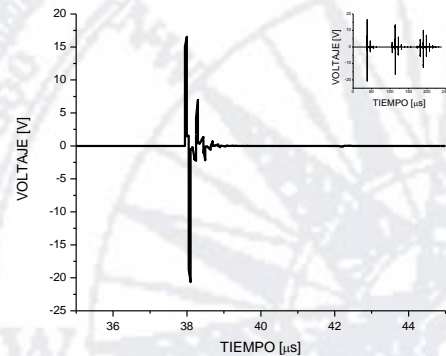
(c) PSMNZT de 40 $\mu$ m de espesor



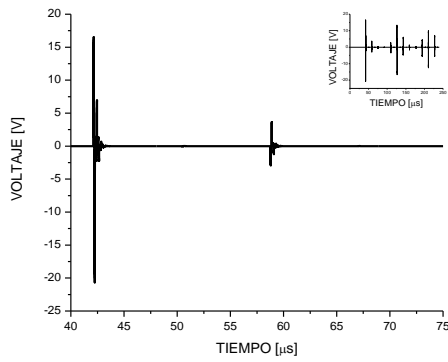
(d) PSMNZT de 110 $\mu$ m de espesor



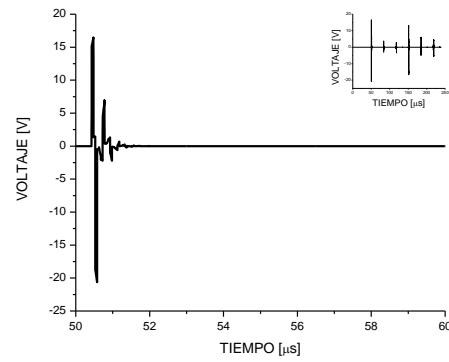
(e) PSMNZT de 200 $\mu$ m de espesor



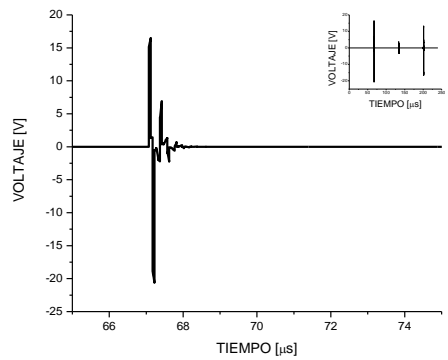
(f) PSMNZT de 500 $\mu$ m de espesor



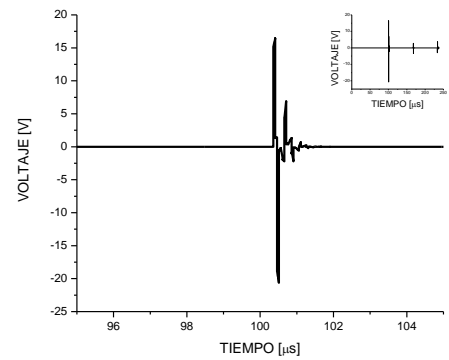
(g) PSMNZT de 1000µm de espesor



(h) PSMNZT de 2000µm de espesor



(i) PSMNZT de 4000µm de espesor



(j) PSMNZT de 8000µm de espesor

**Figura 9.** Material piezoeléctrico, PSMNZT.

En el caso del PSMNZT, el máximo voltaje de salida fue de 21.727V que corresponde al espesor de 10µm. El efecto de la reverberación aparece desde los espesores de 40µm hasta 8000µm.

En la Tabla 2, se muestra la relación entre tipo de material, espesor y máxima amplitud de voltaje obtenido.

**TABLA 2.** Máxima Amplitud de Voltaje.

ESPESOR ( $\mu\text{m}$ )	CUARZO (V)	PZT-5H (V)	PVDF (V)	PSMNZT (V)
10	13.988	14.451	12.370	21.272
28	13.873	17.572	7.583	17.746
40	13.873	17.746	7.398	17.919
110	13.295	18.786	4.537	17.052
200	11.214	16.012	4.653	16.705
500	11.214	18.150	4.653	16.532
1000	11.214	17.399	4.653	16.532
2000	11.214	16.879	4.653	16.532
4000	11.214	16.532	4.609	16.532
8000	11.214	16.532	4.609	16.532

### Conclusiones

En este trabajo se presentó un modelo de detector acústico piezoeléctrico para determinar la máxima amplitud de voltaje de salida aplicando la técnica de la transmisión.

Se compararon 4 tipos de materiales piezoeléctricos, variando los espesores. Tomando solamente uno de tipo natural, un cerámico, un polímero y un compuesto. En las simulaciones realizadas, se observa que en todos los casos el primer pulso recibido por el detector se obtiene en un tiempo aproximado de  $33.78\mu\text{s}$ , lo que determina que se utilizó al agua como medio de propagación, y la distancia de separación entre la fuente de emisión y el detector fue de 50mm.

En todos los casos existen pulsos del fenómeno reflexión aproximadamente en 103 y  $171\mu\text{s}$ , con un desplazamiento hacia la derecha y con un decaimiento en la amplitud debido a la atenuación en el medio de propagación y a la distancia que recorre la onda acústica.

Es notorio que conforme aumenta el espesor de los materiales piezoeléctricos, existe la aparición del efecto de la reverberación. Así también, en los fenómenos de reflexión; es evidente la presencia de las reverberaciones con menor intensidad. Los resultados obtenidos en las simulaciones mostradas en la Tabla 2, confirman los datos proporcionados por (Szabo 2007, 283). La permitividad dieléctrica grande proporciona una capacitancia alta entre los electrodos del material piezoeléctrico.

El PVDF es el material con una impedancia acústica más cercana al agua, comparado con los otros piezoeléctricos, por lo que tiene un mejor factor de transmisión, así como un mayor ancho de banda. El material PVDF fue el que menor voltaje de salida aportó.

El Cuarzo por su parte, arrojó un voltaje muy semejante en todos sus espesores.

El PZT-5H fue quien suministró diferentes voltajes de salida, para cada uno de los espesores utilizados.

Por último, la constante de acoplamiento electromecánico es más grande en el material PSMNZT, la cual tiene como consecuencia una mayor energía mecánica convertida a eléctrica.

El material piezoeléctrico PSMNZT es el que proporcionó el mayor voltaje de salida que fue de 21.272V. También este material fue el que mayor efecto de reverberación generó.

Por tal motivo, creemos que se cuenta ahora con una nueva herramienta computacional para determinar y comparar los materiales piezoeléctricos, cuando no se tiene de manera inmediata los instrumentos para realizar los experimentos de manera real. Es también propósito de los autores, llevar a cabo las mediciones reales y comparar ambos resultados para verificar la validez del modelo computacional.

### **Agradecimientos**

R. A. Reyes-Villagrana agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo recibido para esta investigación.

### **Referencias**

- Auld, B. A., (1973), *Acoustic Wave and Fields in Solids*, Vol. 1, USA: Wiley & Sons.
- Ballas, R. G., (2007), *Piezoelectric multilayer beam bending actuators, static and dynamic behavior and aspects of sensor integration*, Germany: Springer-Verlag.
- Cho, Z. H., Jones, J. P., Singh, M., (1993), *Foundations of medical imaging*, USA: Wiley & Sons.
- Cleveland, R. O., Chitnis, P. V., McClure, S. R., (2007), *Acoustic field of a ballistic shock wave therapy device*, *Ultrasound in Med. & Biol.*, (33): 1327-1335.
- Dahiya, R. S., Valle, M., Lorenzelli, L., (2009), *SPICE model for lossy piezoelectric polymers*, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, (56): 387 – 395.

- Deventer, J. V., Löfqvist, T., Delsing, J., (2000), Pspice simulation of ultrasonic system, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr., (47): 1014 – 1024.
- Ensminger D., Bond L. J., (2011), Ultrasonics: Fundamentals, Technologies, and Applications, USA: CRC Press.
- Hosono, Y., Yamashita, Y. Y. (2005), Piezoelectric ceramics with high dielectric constants for ultrasonic medical transducers, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr., (52): 1823-1828.
- Johansson, J., Martinsson, P. E., Delsing, J., (2007), Simulation of absolute amplitudes of ultrasound signals using equivalent circuits, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr., (54): 1977 – 1983.
- Kino G.S., (1988), Acoustic waves: devices, imaging, and analog signal processing, USA: Prentice Hall.
- Krimholtz, R., Leedmon, D. A, Mattei, G. L., (1970), New equivalent circuits for elementary piezoelectric transducers, Electron, Lett., (6): 398 – 399.
- Leach Jr., W. M., (1994), Controlled-source analogous circuits and SPICE models for piezoelectric transducer”, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr., (41): 60-66.
- Leija, L. Editor, (2009), Método de procesamiento avanzado e inteligencia artificial en sistemas sensores y biosensores, México: Reverté.
- Maione, E., Tortoli, P., Lypacewicz, G., Nowicki, A., Reid, J. M., (1999), Pspice modeling of ultrasound transducers: comparison of software models to experiment, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr., (46): 399 – 406.
- Mason, P. W., (1942), Electromechanical transducers and wave filters, USA: Van Nostrand.
- Morris, S. A., Hutchens, C. G., (1986), Implementation of Mason’s model on circuit analysis programs, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr., (33): 295 – 298.
- Nakamura, K. (2012), Ultrasonic transducers: Materials and design for sensors, actuators and medical applications, USA: Woodhead Publishing.
- Nield-Gehrig, J. S., (2004), Fundamental of periodontal instrumentation & advanced root instrumentation, USA: Lippinott Williams & Wilkins.
- Panametrics, (2010), Ultrasonics Transducers Catalog, USA: Olympus Corp.

- Püttmer, A., Hauptmann, P., Lucklum, R., Krause, O., Henning, B., (1997), SPICE model for lossy piezoceramic transducers, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, (44): 60 – 66.
- Redwood, M., (1961), Transient performance of a piezoelectric transducer, *J. Acoust. Soc. Amer.*, (33): 527 – 536.
- Reyes-Villagrana, R. A., Gutiérrez-Juárez, G., Ivanov-Tzontchev, R., (2011), Characterization of simulated mechanical-electrical properties of PVDF and PZT piezoelectric material for use in the pulsed optoacoustic spectroscopy, *IJPAST*, (2): 26-45.
- Rossing, T. D. Ed., (2007), *Handbook of Acoustic*, Germany: Springer.
- Sackmann, M., Deilus, M., Sauerbruch, T., et al., Shock-wave lithotripsy of gallbladder stones, *N. Engl. J. Med.*, (318): 393-397.
- Sinha, U. K., Gallagher, L. A., (2003) Effects of steel scalpel, ultrasonic scalpel, CO2 laser, and monopolar and bipolar electrosurgery on wound healing in guinea pig oral mucosa, *Laryngoscope*, (113): 228-36.
- Shung, K. K., Smith, M. B., Tsui, B. M. W., (1992) *Principles of medical imaging*, USA: Academic Press.
- Szabo, T.L., Lewin, P.A., (2007), Piezoelectric Materials for Imaging, *J. Ultrasound Med*, (26): 283-288.
- Yiquan, Y., Binwen, S., Zongjie, L., (1995), A new planar PVDF standard hydrophone and its applications, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, (42): 958 – 964.
- Zagzebski, J. A., (1996), *Essentials of Ultrasound Physics*, USA: Mosby.
- Zhang, Q., Lewin, P. A., Bloomfield, P. E., (1995), PVDF transducer – A performance comparison of single layer and multilayer structures, *IEEE Ultrason. Symp.*, 1341 - 1344.