



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Facultad de Ingeniería

Arreglo de Transductores de PVDF para la Estimación de la Distribución de Temperaturas en *Phantom* de Tejido Suave

TESIS PROFESIONAL PARA OBTENER EL TÍTULO DE INGENIERO EN COMPUTACIÓN

ÁREA

INGENIERÍA BIOMÉDICA

Presenta:

Méndez Martínez Josué Joan

Directores de Tesis:

Dra. Mónica Vázquez Hernández

Dr. Pedro Acevedo Contla

Ciudad Universitaria, México, 2012



Dedicatorias

A mis padres:

Honorato Méndez Ordaz y Gladys Martínez de León, por permitirme llegar hasta aquí, porque sin su apoyo, sin sus reprimendas, sin su constante esfuerzo para proporcionarme los medios necesarios para pasajes, comidas y estudios, aunque a veces solo eran lo indispensable para cubrir éstos pero no por eso insuficientes, se que siempre se restringieron de uno que otro gusto para darme esta oportunidad.

Papá, Mamá fue José Vasconcelos quien soñó con un México donde las personas que vivían en épocas posteriores a la revolución, mandarían a sus hijos a la escuela, para que aprendieran e hicieran progresar a este país, para suprimir la injusticia y desigualdad social así como el atraso tecnológico que impera desde aquellos tiempos, ustedes han hecho posible que seamos una pequeña parte de ese sueño.

Gracias por darme vida y por comprobar que no soy más que el fruto de los esfuerzos de dos padres tan amorosos, trabajadores y honrados. Los amo.

A mis Hermanas:

Conchita y Gladys que a pesar de ser menores siempre tuvieron tiempo de ofrecerme un taco después de mis jornadas de estudio, por cuidar y preocuparse de mí.

A mis amigos:

Daniel Pérez Cervantes por acompañarme en todo el recorrido llamado facultad de Ingeniería y que me ofreció su amistad desde los primeros semestres.

Verónica Pérez Estrada que me ayudo en tantos proyectos, incluso me dejo pernoctar en su casa cuando los tiempos impuestos por los profesores llegaban a su límite. ¡Perdona las molestias!

Nancy Elena Carpio Jiménez por tener a alguien con quien hablar durante esas horas a veces largas entre clase y clase, además por compartir mi mayor afición.

Mayra Judith Cuenca Cortez por las inolvidables fiestas y reuniones en su casa, las cuales nos desestresaban entre semestres.

Sergio Martínez que siempre tuvo tiempo en las madrugadas para ayudarme con alguna duda, inquietud o pregunta con tareas y proyectos.

Diego Monroy Suárez otro compañero sin el cual, pasar algunas materias se hubiera complicado mucho mas.

A Nancy Acalco Ríos, Guillermo Reyes Miranda, Diego Iván Hernández Hernández, Paola Monserrat Velázquez León, Miriam Alejandra Álvarez Montiel, Arturo Abner Jiménez Aguilar a quienes conocí hacia el final de la carrera pero con quienes me divertí mas en toda mi vida, siempre tuvieron tiempo para regalarme una sonrisa, una anécdota o tiempo para compartir alguna reunión improvisada.

Al final, pero más importante a la persona que me soporto para llegar hasta aquí, porque a fin de cuentas que sería de la tierra sin la Luna, como se comunicaría Don Quijote con su dulcinea sin su fiel intermediaria: la Luna, que sería de aquel pobre toro solitario sino hubiera conocido a la Luna. En toda historia existe una protagonista femenina y la protagonista de mi historia eres tú, gracias por ser mi inspiración, mi apoyo y mi fuerza. ¡Gracias Mayra Balbuena!

Agradecimientos:

A la Facultad de Ingeniería y Profesores de la carrera por permitirme residir entre sus instalaciones y compartir todos sus conocimientos.

Al Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas (IIMAS) por dejarme desarrollar la tesis que presento en este día.

A la universidad por dejarme llevar a la institución en las venas, en mi mente y en mi corazón, gracias por las maravillosas anécdotas que me deja ser universitario desde aquel día en que mi vida me llevo por el camino del CCH Vallejo.

A mis profesores de Japonés del CELE, Mikiko Sensei, Martha Sensei y Fujita Sensei que ampliaron mi visión en cuanto a universalidad, me guiaron para descubrir, conocer y amar un nuevo idioma así como su cultura y tradiciones.

A los Ingenieros Sergio Cruz y Javier Montoya que me trataron de maravilla mientras estuve en UNICA, que mas que profesores fueron compañeros en este viaje.

A la Dra. Mónica Vázquez por tolerarme y tener tiempo para guiarme a través de la tesis, fuiste mi faro en la oscuridad.

Al Dr. Pedro Acevedo por aceptarme como tesista y brindar todo el apoyo para desarrollar la tesis.

Al Ing. Joel Adalberto Duran Ortega por estar conmigo a lo largo del proceso de experimentación y que gracias a su extraordinaria colaboración siempre resultaron con éxito nuestros experimentos.

A mis sinodales quienes se dieron el tiempo de leer y corregir mi tesis y que este día están presentes para evaluar si me hago merecedor del título de Ingeniero o no.

いしや いしや おし
医者いしやを。。。、医者いしやを教おしえてください。
Un Medico... enseñame para ser un Medico.

ねが いしや
お願いねがします。オレいしやに医者いしやを。。。、
¡Por favor! Hazme un Medico...

ばんのうやく
オレばんのうやくが万能薬ばんのうやくになるんだ。
¡Me voy a convertir en la panacea!

なん なお いしや
何でも治なんせる医者いしやになるんだ。
¡Un Medico que pueda curarlo todo!

くに なお いしや
国くにだって治なおせる医者いしやになるんだ。
¡Un Medico que pueda incluso curar a un país!

だって。。。、だって。。。、
Porque..., porque...,

よ なお びょうき
この世よに治なおせない病びょうき気きはないんだから。
¡No hay enfermedad en este mundo que no pueda ser curada!

Índice

Portada 1

Dedicatoria 2

Agradecimientos 4

Pensamiento 5

Índice 6

Prefacio 9

Capítulo 1. Introducción 10

- 1.1. Objetivos Específicos 10
- 1.2. Motivación 10
- 1.3. El Ultrasonido Aplicado a la Medicina 11
- 1.4. Propagación del Ultrasonido en un Medio 11
- 1.5. Parámetros Acústicos de los Tejidos 12
- 1.6. Estimación de Temperatura 13

Capítulo 2. Aspectos Básicos en Ultrasonido 15

- 2.1. Transductores 15
- 2.2. Configuraciones 15
 - 2.2.1. Un Solo Elemento 15
 - 2.2.2. Arreglos de Transductores 16
 - 2.2.2.1. Focalización 16
 - 2.2.2.2. Transductores Curvados Esféricamente 16
 - 2.2.3. Arreglo Lineal 18
 - 2.2.4. Arreglo Lineal Curvo 18
 - 2.2.5. Arreglo en Forma de Matriz de 2 Dimensiones 19
 - 2.2.6. Arreglo Dual 20
 - 2.2.7. Arreglo Anular 20
 - 2.2.8. Arreglo Anular Sectorial 21
- 2.3. Tipos de Materiales Empleados en la Fabricación de Transductores 22
- 2.4. Coeficientes Piezoeléctricos 22
- 2.5. PZT 23
- 2.6. PVDF 24
- 2.7. Excitación 26
 - 2.7.1. Onda Continua 26
 - 2.7.2. Respuesta en el Dominio de la Frecuencia 27
- 2.8. Excitación Pulsada 28
 - 2.8.1. Resolución Axial 28
- 2.9. Modos de Excitación 29
 - 2.9.1. A-Scan 29

- 2.9.2. B-Scan 30
- 2.9.3. C-Scan 31
- 2.10. *Phantoms* 32
- 2.11. *Phantoms* Ultrasónicos como Tejidos Equivalentes 32

Capítulo 3. Antecedentes Sobre Medición de Temperatura en Tejidos 33

- 3.1. Temperatura Corporal en Sujetos Sanos 33
- 3.2. Mecanismo de Regulación de la Temperatura 33
- 3.3. Efectos Perjudiciales de la Elevación de la Temperatura 34
- 3.4. Estado Actual de la Medición no Invasiva de Temperatura en Tejidos 36
- 3.5. Métodos de Estimación no Invasiva de la Distribución de Temperaturas
Empleando Ultrasonidos 37
 - 3.5.1. Dominio del Tiempo 37
 - 3.5.1.1. Retardos de Tiempo 37
 - 3.5.2. Dominio de la Frecuencia 38
 - 3.5.2.1. Cambios de Fase 38
 - 3.5.2.2. Análisis Espectral 38
- 3.6. Hipertermia 40
- 3.7. Estimación Ultrasónica de Cambios de Temperatura 41
- 3.8. Desplazamiento en Tiempo y Frecuencia de una Señal 41
 - 3.8.1. Método de Estimación de Temperatura no Invasiva Basada en Análisis del
Cambio en el Tiempo de los Ecos Ultrasónicos 41
 - 3.8.2. Método de Estimación de Temperatura no Invasiva por Demodulación en los
Cambios de Fase en los Ecos Ultrasónicos 42
- 3.9. Origen de Algunas Discontinuidades en el Espectro de Fase 44

Capítulo 4. Configuración Experimental para la Estimación de Temperatura 45

- 4.1. Desarrollo de *Phantoms* Simuladores de Tejidos 45
 - 4.1.1. Material y Equipo Utilizado en la Fabricación del *Phantom* 45
 - 4.1.2. Reactivos 46
 - 4.1.3. Fabricación del *Phantom* 46
 - 4.1.4. Protocolo para la Construcción del *Phantom* 48
- 4.2. Desarrollo de Arreglos de Transductores de PVDF 49
 - 4.2.1. Material y Equipo Utilizado para la Manufactura del Arreglo de PVDF 49
 - 4.2.2. Reactivos 50
 - 4.2.3. Construcción del Arreglo de Transductores de PVDF 50
 - 4.2.4. Protocolo para la Construcción del Arreglo de Transductores de PVDF 52
- 4.3. Excitación 53
 - 4.3.1. Principales Características de la Tarjeta 54
- 4.4. Protocolo para la Medición Ultrasónica de Temperatura 55
- 4.5. Metodología de Adquisición de Señales 56

Capítulo 5. Pruebas Experimentales en Laboratorio 58

5.1. Adquisición, Procesamiento y Análisis de las Señales Ultrasónicas 58

5.2. Análisis y Comparación de la Respuesta de los Transductores Comerciales y los Fabricados en el IIMAS 65

Capítulo 6. Conclusiones y Principales Aportaciones de la Tesis 80

6.1. Conclusiones 80

6.2. Trabajo Futuro 80

Apéndices 82

A.1 Código Fuente del Programa 82

A.2 Manual Técnico 91

Bibliografía 111

Prefacio.

Desde que entre al CCH Vallejo ya sabia que tenia que realizar algo llamado tesis para lograr convertirme en un profesionista y que era la única opción, no como ahora que existen varias y diferentes opciones para alcanzar esa meta, sin embargo, no existe plazo de tiempo que no se cumpla, el mío aguardaba en un cubículo del IIMAS y en forma de pensamiento en la imaginación de mis tutores, hace ya casi 2 años llegue a su puerta esperando que pudieran ayudarme a solucionar mi mas grande inquietud hasta ese momento, saber sobre que tema debía de escribir una tesis.

Fue así como empecé a empaparme en este tema y aunque mi carrera sea ingeniería en computación opte por el modulo de ingeniería biomédica y en este lugar encontré lo necesario para desarrollar una tesis que mezclara ambas cosas formando un tema que no solo escribí con gusto, sino que me llevo al punto de querer seguir conociendo más sobre estos temas, es así como espero poder seguir en el camino del aprendizaje y sentir que puedo hacer algo por ayudar a las personas.

Capítulo 1. Introducción.

1.1. Objetivos Específicos.

1. Proponer una configuración de transductores ultrasónicos que optimicen la adquisición de señales y por lo tanto la estimación de la distribución de temperatura de manera no invasiva en un volumen de *phantom* o tejido usando ultrasonido.
2. Estudio del estado del arte de los métodos empleados para la estimación de temperatura de manera no invasiva, así como la fabricación de diversos *phantoms* que emulen los parámetros acústicos de interés, incorporando antibacterianos y antimicóticos para prolongar su vida útil.
3. Estudio del arte de transductores de PVDF.
4. Diseño e implementación de diferentes configuraciones de transductores.
5. Implementación de los algoritmos necesarios para estimar la temperatura interna de un *phantom*.
6. Elaboración y validación de protocolos de medición.

1.2. Motivación.

Los tratamientos terapéuticos basados en el incremento de temperatura en tejidos, generada por la exposición de radiación constante por determinados periodos de tiempo, no necesariamente inducen incrementos de temperaturas uniformes. La destrucción de células cancerosas por incrementos abruptos de temperatura en regiones localizadas, requiere de la medición dinámica de temperatura, ya que las variaciones de perfusión sanguínea para diferentes zonas dentro de un mismo tumor pueden causar notables diferencias en la distribución de temperatura inducida incluso bajo patrones de deposición de energía uniforme, como consecuencia, para optimizar los efectos curativos y evitar daños a tejidos circundantes, se vuelve esencial una medición de temperatura al interior del tejido, de manera no invasiva.

Diferentes herramientas han sido desarrolladas para este propósito. Las cuales están basadas en resonancia magnética nuclear, tomografía computarizada, medición de impedancias, cambios en pulsos ultrasónicos, radiometría de microondas y ultrasonidos. En esta tesis se propone un arreglo de transductores para estimar la distribución espacial de temperatura al interior de un *phantom* de tejido.

Se ha elegido emplear la técnica de ultrasonido dado que posee las siguientes ventajas:

- Buena penetración a frecuencias donde las longitudes de onda están en el orden de décimas de milímetros.
- Las pequeñas longitudes de onda permiten a los haces enfocarse en una pequeña área y pueden ser controlados usando un tamaño de apertura razonable.

- La capacidad técnica de construir transductores ultrasónicos con una gran variedad de formas y tamaños.
- El hecho de que el ultrasonido sea inocuo, es decir no cause ningún efecto iónico o tóxico en los tejidos.
- El relativo bajo costo asociado a esta técnica.

1.3. El Ultrasonido Aplicado a la Medicina.

Desde sus primeros tiempos a estas dos últimas décadas con las nuevas aplicaciones informáticas y el desarrollo de nuevas tecnologías, el ultrasonido se ha convertido en una herramienta indispensable en muchos campos de la medicina. Los ultrasonidos son más conocidos en la actualidad en el terreno del diagnóstico médico.

Sin embargo, el ultrasonido tiene múltiples aplicaciones entre las que se destacan la navegación subacuática y la detección de defectos en el ámbito industrial, el uso más temprano de la ultrasónica en el campo de la medicina estuvo grandemente confinado a sus aplicaciones en terapia más que en el diagnóstico, utilizando sus efectos de calentamiento y de disrupción de tejidos animales.

La capacidad de los ultrasonidos de alta intensidad fue reconocida en la década de los años 20 en los tiempos de Langevin cuando notó la destrucción de bancos de peces en el mar y la inducción de dolor en la mano cuando se situaba en un tanque de agua irradiado con ultrasonido de alta intensidad.

En los años 40 los ultrasonidos fueron evolucionando hacia una herramienta neuroquirúrgica. Willian Fry en la Universidad de Illinois y Russell Meyers en la Universidad de Iowa efectuaron craneotomías y usaron ultrasonidos para destruir parcialmente los ganglios basales en pacientes con Parkinson. También es usada extensivamente en la terapia física y de rehabilitación [3].

1.4. Propagación del Ultrasonido en un Medio.

En principio los medios donde se pueden propagar ondas mecánicas deberán ser capaces de soportar deformaciones en su interior. Estas pueden ser del tipo de compresión o dilatación y se observan en los tres estados básicos de la materia, es decir, en sólidos, líquidos y gases. Existen en el caso de los sólidos otras deformaciones que son del tipo cizalladura. Esto aumenta las diferentes formas en que podemos observar el fenómeno de la propagación de ondas mecánicas. En todas estas deformaciones se puede asumir primeramente que cada punto del medio material se asemeja a un resorte, lo cual, no es más que plantearse la hipótesis de un modelo de elasticidad ideal, donde no existiría el fenómeno de amortiguación.

Matemáticamente la elasticidad se define a través de constantes elásticas para cada material, es decir la elasticidad define las condiciones de un medio para permitir la propagación de ondas mecánicas en su seno. Para poder completar un poco más este concepto se hace necesario considerar a la viscoelasticidad (que es más determinante en

materiales como plásticos y líquidos viscosos) y que caracteriza en parte los fenómenos de disipación.

La velocidad y la atenuación son dos herramientas experimentales de la acústica en la caracterización de materiales. A partir de la medición de estos dos parámetros se puede obtener información estructural de un cuerpo con diversas aplicaciones en la industria y la medicina. Podemos conocer “elásticamente” a un material mediante la medición de ambas velocidades longitudinal y transversal [10]. Para medir velocidades tanto longitudinales como transversales, se emplea el método de pulso-eco, donde se mide respecto a la cabeza del pulso que se considera que viaja a la denominada velocidad de señal. Formalmente se le da un tratamiento de propagación de una perturbación. Por tanto no se puede hablar de una frecuencia propiamente sino de un espectro con altísimas frecuencias o longitudes de ondas pequeñas. Las propiedades mecánicas de un cuerpo pueden explicarse por una combinación de propiedades puramente elásticas y propiedades de fluidos viscosos. Durante varios años modelos de viscoelasticidad han combinado estos efectos de diferentes formas y se destacan los modelos de Maxwell, Voigt y Sólido Elástico Lineal.

1.5. Parámetros Acústicos de los Tejidos.

Es de vital importancia conocer las propiedades acústicas de los tejidos. En el desarrollo del presente trabajo de tesis el tejido suave será el medio de propagación que se utilizará para evaluar el arreglo de transductores de PVDF. Existen dos propiedades del ultrasonido que deben ser consideradas al evaluar una muestra. Estas son:

- Atenuación (absorción, *scattering* y dispersión) del haz ultrasónico.
- Velocidad de propagación.

La atenuación se define como la caída en la amplitud de la señal y se expresa mediante un coeficiente cuyo valor depende de la frecuencia, la distancia y el material.

Los tejidos blandos tienen un coeficiente atenuación que crece exponencialmente con la frecuencia, debido a la viscoelasticidad. Dicha absorción depende del cuadrado de la frecuencia.

La atenuación ultrasónica en tejidos corresponde a la suma de las pérdidas correspondientes a la absorción, al “*scattering*” y a la dispersión. En el proceso de *scattering*, las discontinuidades elásticas dentro del tejido absorben la energía y entonces son reemitidas en una dirección de propagación diferente. La amplitud de la onda ultrasónica cuando se propaga a través del tejido decrece exponencialmente con la distancia recorrida. La absorción se produce por la conversión de la energía acústica a energía mecánica, en un tipo de fricción, en el cual el movimiento de las partículas sufre un retardo por las fuerzas de la viscosidad en el medio. El calentamiento en el tejido está relacionado directamente con el coeficiente de absorción del material.

La atenuación es dependiente de la temperatura, pero en muchos tejidos tiene aparentemente un cambio muy pequeño [9].

En la tabla 1.1 se detallan los parámetros acústicos para algunos tejidos.

Tejido	Densidad [kg/m³]	Velocidad [m/s]	Impedancia Acústica [kg/m³/s]	Absorción [dB/cm]
Hueso	1380–1810	1500–3700	3.75–7.38*10^e	20
Cerebro	1030	1516-1575	1.56– 1.62*10⁰	0.85
Grasa	921	1400-1490	1.29– 1.37*10⁰	0.60
Riñón	1040	1564-1640	1.62– 1.71*10⁰	1
Hígado	1060	1540-1640	1.70– 1.74*10⁰	2.3– 3.2
Pulmón	400	470-658	0.19– 0.26*10⁰	7
Músculo	1070-1270	1508-1630	1.61– 2.07*10⁰	2-11
Piel	1200	1498^a	1.80*10⁰	

^a para 23°C, ^b para 40°C, ^c temperatura no reportada, ^d de materia gris, ^e materia blanca.

Tabla 1.1. Propiedades Acústicas del Tejido para 37°C, a una Frecuencia de 1 MHz [26].

1.6. Estimación de Temperatura.

Se han desarrollado en el laboratorio varios procedimientos básicos para la estimación de temperatura basados en medición ultrasónica. Inicialmente, fue propuesta la estimación de la atenuación ultrasónica, dada su dependencia respecto a la temperatura para este propósito [2,16]. Existen autores [1,16,18,19], que reportan estimación de temperatura a partir de: (1) análisis espectral, desplazamiento del armónico catorce (2) usando relaciones conocidas entre cambios de temperatura interna y relaciones de desplazamientos de tiempo de los ecos debidos a expansiones inducidas térmicamente y cambios en la velocidad del sonido; (3) y cambios de fase para estimar efectos en el dominio de la frecuencia, dichas técnicas han sido evaluadas en

simuladores de tejidos blandos (*phantoms*) modelados como centros dispersores (*scatterings*) uniformemente distribuidos.

A pesar de que los resultados de las investigaciones en estimación de temperatura son prometedores, una vez que ha sido confirmado en tejidos vivos [1,11,19] aún quedan varios aspectos por mejorar. En la práctica clínica hay algunos equipos comerciales de estimación de temperatura no invasiva empleando ultrasonido que están disponibles [20,21,22,23,24,25,26] como una herramienta para optimizar la cantidad de energía entregada por área en el tejido cuando se somete al paciente a tratamientos de hipertermia, y esto constituye aunado a la estimación de temperatura dentro de materiales biológicos una interesante línea de investigación [2].

Capítulo 2. Aspectos Básicos del Ultrasonido.

2.1. Transductores.

Un transductor es un dispositivo que convierte energía de un tipo en otra, específicamente un transductor ultrasónico es un dispositivo que convierte energía eléctrica en energía mecánica (vibración acústica mayor a los 20 KHz) y viceversa.

Los transductores ultrasónicos se basan en la piezoelectricidad, la cual fue descubierta por los hermanos Curie en el año de 1880, en sus experimentos encontraron que si un cristal de cuarzo era comprimido, entonces en los electrodos colocados sobre el cristal, aparecían cargas eléctricas, al cual se le conoce como el efecto piezoeléctrico directo. A su vez, verificaron el efecto piezoeléctrico inverso, midiendo el incremento en la longitud espacial causado por un voltaje aplicado a un cristal de cuarzo. Estos dos efectos son fundamentales, pues le permiten a los transductores ultrasónicos transmitir ondas acústicas y de forma recíproca, generar señales eléctricas al recibir ondas de ultrasonido [4].

Para la elección del transductor más adecuado para la aplicación, se debe conocer:

1. Tipo de excitación a la que responde (continua o pulsada).
2. Transmite o recibe.
3. La frecuencia.
4. La potencia del transductor (alta o baja).
5. Campo de radiación (la distribución espacial de la intensidad acústica en el campo en todos los planos).
6. Número de elementos.
7. Impedancia de carga.
8. Tamaño.
9. Ángulo.
10. La respuesta en el dominio del tiempo, la forma de onda y la amplitud de la señal.
11. La respuesta en el dominio de la frecuencia, el ancho de banda, así como los espectros de amplitud y fase.

2.2 Configuraciones.

2.2.1. Un Solo Elemento.

Este tipo de transductores ultrasónicos tiene sólo un elemento emisor de señal, es ampliamente utilizado para lograr el envío y/o la recepción de señal, los ejemplos más comunes de estos transductores son: el hidrófono y el transductor ultrasónico de uso médico, ambos se encargan de realizar las dos funciones previamente descritas, es decir, recepción y emisión.

2.2.2. Arreglos de Transductores.

2.2.2.1. Focalización.

La focalización de los transductores es un factor muy importante en imagenología y en terapia ultrasónica. El asunto es obtener transductores altamente enfocados que tengan un número f (distancia focal / diámetro activo) del orden de $f \leq 1$.

La focalización cambia la forma del haz ultrasónico emitido por un transductor. Esta forma puede lograrse mediante lentes o focalización electrónica.

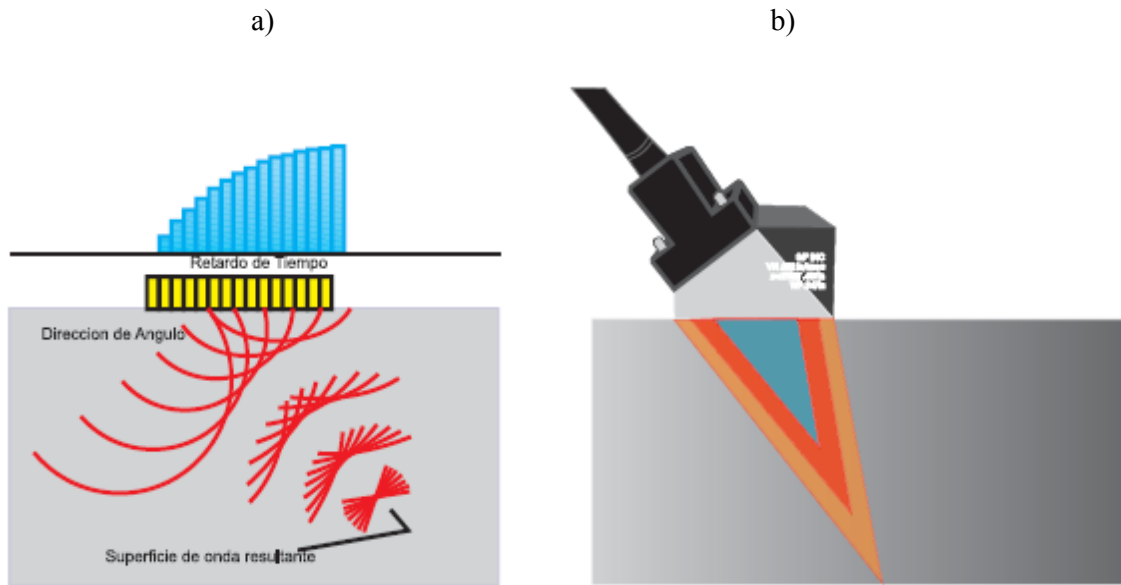


Figura 2.1. a) Focalización mediante señales de excitación con distinta fase, b) transductor con ángulo de inclinación fijo.

2.2.2.2. Transductores Curvados Esféricamente.

En el foco de un transductor curvado esféricamente, el ancho aproximado del haz para media intensidad (d_{xy}) puede obtenerse de

$$d_{xy} = 1.417 \left(\frac{R}{2a} \right)$$

donde R : radio de curvatura y $2a$: diámetro del transductor.

La longitud axial del foco (d_z) es

$$d_z = 7.17 \left(\frac{R}{2a} \right)^2$$

La forma del foco obtenido es alargado y estrecho con dimensiones que depende de las propiedades de focalización del transductor.

Las lentes acústicas se fabrican de materiales en los cuales la velocidad de propagación del sonido (C_L) es diferente de la del medio de acoplamiento (C_m). Una forma deseable para una lente es la de plano cóncava donde la curva generadora de la superficie cóncava es elíptica y $C_L > C_m$.

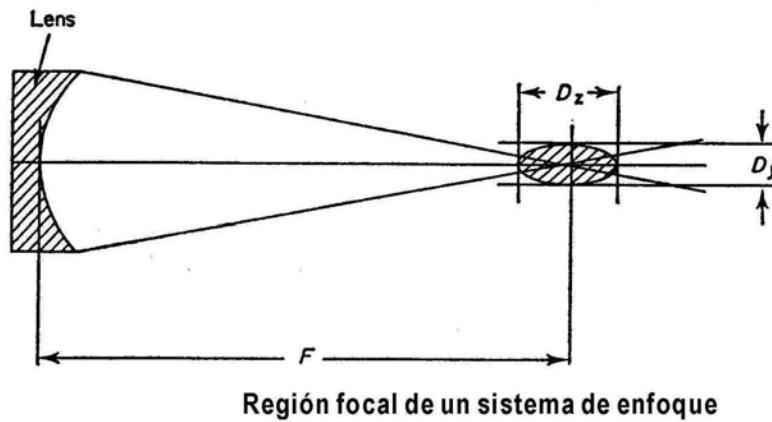
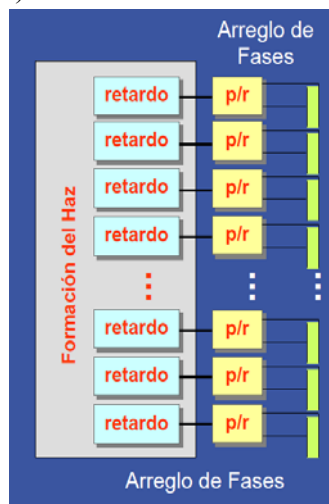


Figura 2.2. Esquema de un transductor curvado esféricamente.

La convergencia del haz puede obtenerse mediante transductores en arreglos de fase, donde cada elemento es gobernado por una señal de una cierta fase específica, con el fin de lograr que las ondas generadas por cada elemento estén en fase en el punto focal. Los elementos deben ser suficientemente pequeños comparados con la longitud de onda para que actúen como una fuente puntual.

En la figura 2.3 se muestra un arreglo lineal de una dimensión. El espaciamiento de centro a centro de los elementos es un muy importante factor en la construcción de un arreglo en fase (número máximo de elementos).

a)



b)

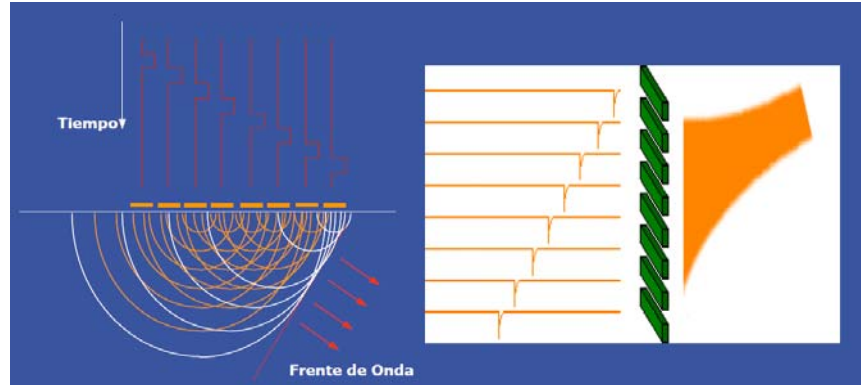


Figura 2.3. a) esquema para lograr retardos, b) diagrama de retardos.

La teoría de arreglos requiere que el espaciamiento de los elementos del arreglo sea al menos media longitud de onda para evitar los lóbulos laterales de reticulado, los cuales para una excitación continua pueden ser tan intensos como el lóbulo principal. En particular, arreglos bidimensionales son deseables por su habilidad de controlar un haz en las tres dimensiones.

2.2.3. Arreglo Lineal.

Los elementos están colocados en una sola fila, este sensor es creado generalmente cortando el material piezocerámico en piezas rectangulares. Cuenta con amplia cobertura del haz, focalización variable, haz angular variable y puede ser utilizado para la técnica de inmersión.

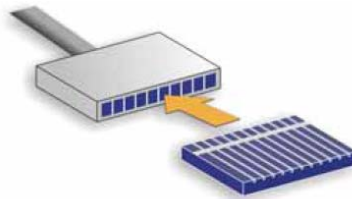


Figura 2.4. Ejemplo de un arreglo lineal.

2.2.4. Arreglo Lineal Curvo.

Una sola fila de elementos que han sido curvados para producir el ángulo de la forma deseada o conforme a la geometría de la pieza que se está inspeccionando. Puede estar diseñado de forma cóncava o convexa con radio fijo de curvatura, con focalización y ángulo variable. Apto para aplicaciones en tubería, inspección del diámetro interno y externo.

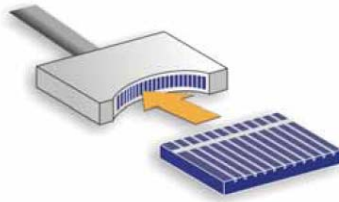


Figura 2.5. Esquema de un arreglo lineal curvo.

2.2.5. Arreglo en Forma de Matriz de 2 Dimensiones.

Los elementos están colocados en un arreglo matricial, estos sensores también pueden ser curvos, el haz puede estar orientado en tres dimensiones. Diseñado para múltiples aplicaciones en 2 dimensiones, orientado de igual forma en 2 ejes.

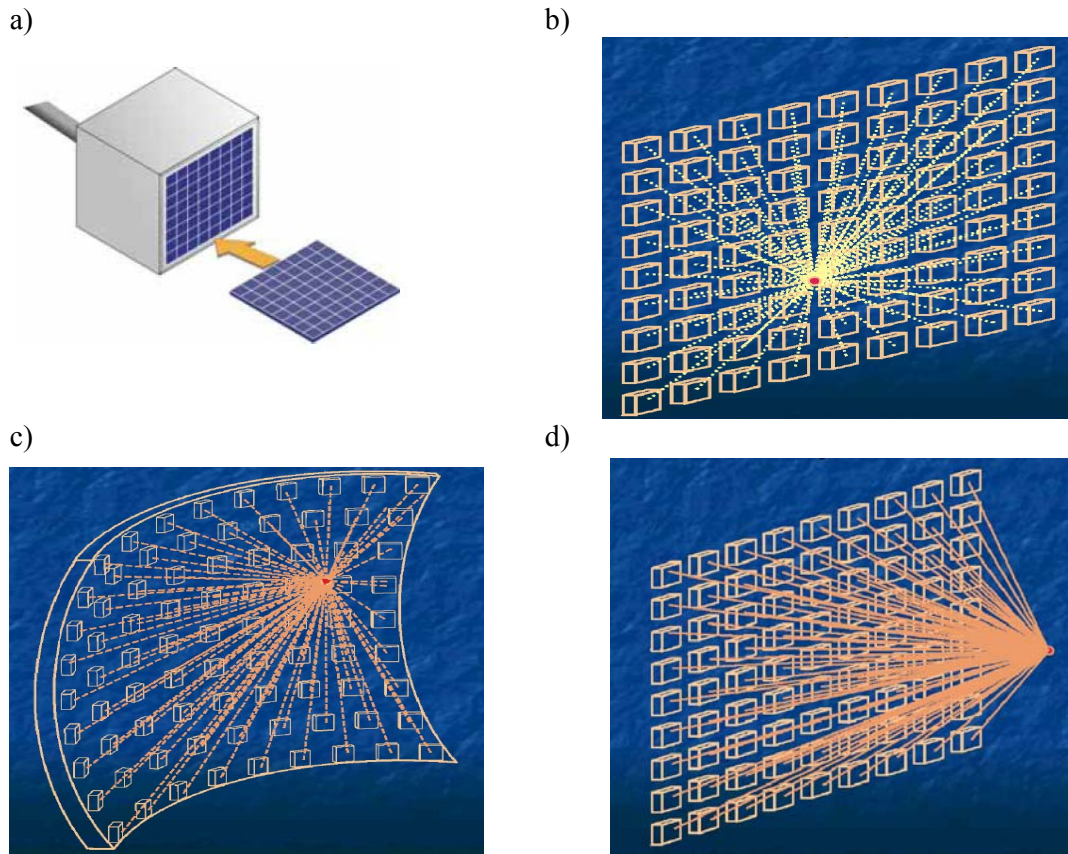


Figura 2.6. a) Diagrama de un Arreglo de 2 dimensiones, b),c) y d) aplicaciones con este tipo de arreglo.

2.2.6. Arreglo Dual.

Característica única de dos arreglos en una sola carcasa. En el arreglo de elementos en una dimensión, el ángulo superior es fijo (profundidad focal) y en el arreglo de elementos para 2 dimensiones el ángulo superior es variable. Diseñado para inspecciones cercanas a la superficie, inspección en materiales que presentan mucho ruido y aplicaciones donde se requiere un ángulo variable.



Figura 2.7. Esquema de Arreglo dual (para 1 y 2 dimensiones de arreglos).

2.2.7. Arreglo Anular.

El arreglo de elementos es en forma de un anillo concéntrico, se le puede dar una forma esférica para una prefocalización. Cuenta con la característica de haces muy pequeños a varias profundidades. Puede ser utilizado en aplicaciones de inspección en billetes, inspecciones generales de inmersión y focalización variable.

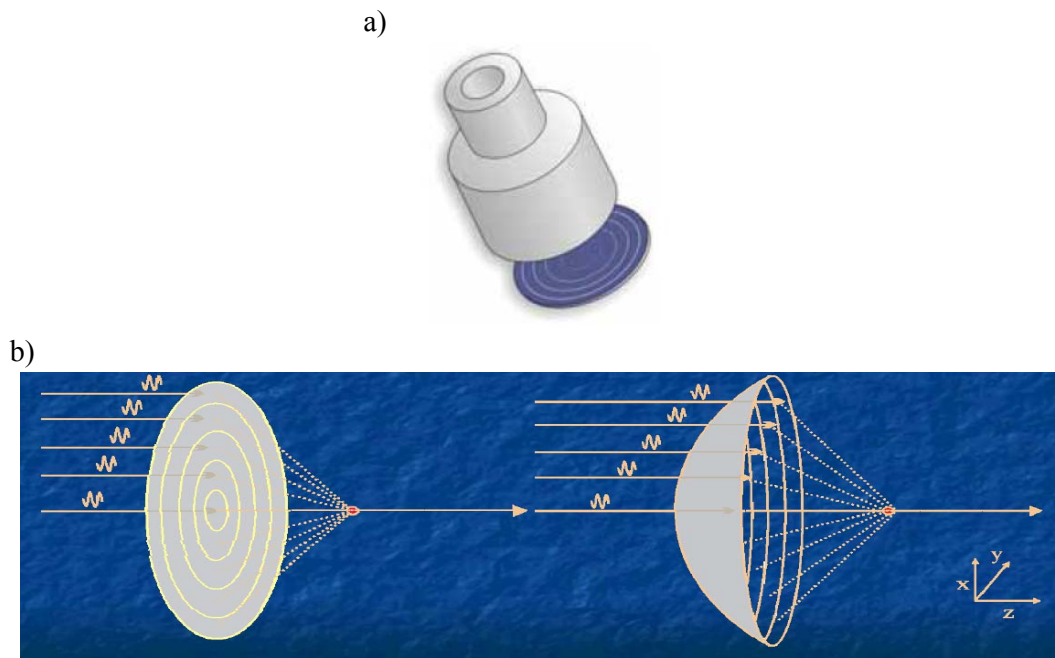


Figura 2.8. a) transductor con arreglo anular, b) función del arreglo anular

2.2.8. Arreglo Anular Sectorial.

El arreglo de elementos es en forma de rebanadas de pastel, con espejo acústico reemplazable. Esta diseñado principalmente para la inspección interna en tuberías [13].



Figura 2.9. Diagrama de un arreglo anular con sectores

Técnicas complejas de conformación del haz pueden ser aplicadas para un enfoque electrónico y manejar la energía ultrasónica en 3-D o para conformar patrones complejos del haz.

Versiones de esta tecnología incluyen:

- Arreglos de secciones esféricas y cilíndricas.
- Arreglos de anillos concéntricos.
- Arreglos en fase cónicos.
- Arreglos en fase por sector en vórtices.

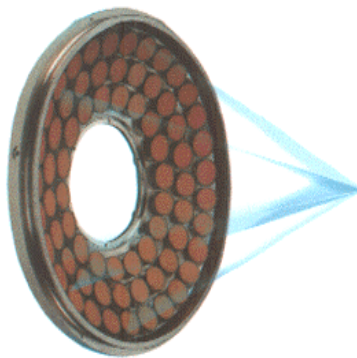


Figura 2.10. Transductor para generar imágenes en 3 dimensiones.

Estas técnicas de gobierno y control han sido desarrolladas y ofrecen ventajas significativas sobre la exploración mecánica y los sistemas enfocados. Los arreglos lineales en fase de sección tubular han sido considerados para el incremento del control espacial y la profundidad de penetración [3].

2.3. Tipos de Materiales Empleados en la Fabricación de un Transductor.

Los transductores comerciales se pueden agrupar en cuatro categorías, conocidas como:

1. Los transductores de placas planas de material piezoeléctrico, con otros elementos conectados en paralelo, tales como: material de contramasa o capas frontales. También pueden llevar incorporada una carcasa, conexiones eléctricas, etc. Los transductores de este tipo pueden transmitir y/o recibir.
2. Transductores en los cuales el elemento radiador y/o receptor son placas piezoeléctricas separadas con un relleno entre sus caras. Los cuales son llamados transductores *composite*.
3. Transductores en los cuales el elemento activo es una película de *polyvinylidene difluoride* (PVDF).
4. Transductores acústicos electromagnéticos (EMAT), que son operados con corriente en la que una bobina induce la corriente en la superficie de metal en la presencia de un campo magnético estático o cuasiestático. Son conocidos como transductores inductivos [27].

Las cerámicas piezoeléctricas tienen en general, una gran constante dieléctrica, alta carga piezoeléctrica así como impedancia acústica mientras que los polímeros tienen generalmente baja constante dieléctrica e impedancia acústica cercana a la del agua así como al tejido del cuerpo humano.

Para el desarrollo de esta tesis se emplearon dos tipos de transductores ultrasónicos PZT (titanato-zirconato de plomo) y PVDF.

2.4. Coeficientes Piezoeléctricos.

La habilidad del transductor de convertir potencia eléctrica en potencia acústica está relacionada a la fuerza de su coeficiente de estrés piezoeléctrico (e_{ii}) y a la constante de transmisión o coeficiente de tensión piezoeléctrica (d_{ii}), está relacionado con e_{ii} por:

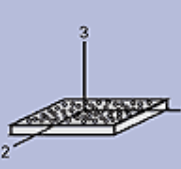
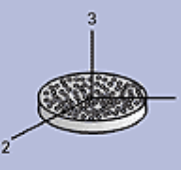
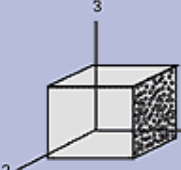

$$e_{ii} = d_{ii}c_{ii}$$

Donde c_{ii} es la constante de rigidez elástica del material. También el coeficiente piezoeléctrico g_{ii} o constante de recepción está relacionado con d_{ii} por:

$$d_{ii} = g_{ii}\epsilon_r\epsilon_0$$

donde ϵ_r es la constante dieléctrica relativa del material del transductor y ϵ_0 es la permeabilidad del espacio libre ($\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}$ F/m).

Hay diferentes valores de estos coeficientes pero para la elección de un buen transductor se deben considerar primordialmente las pérdidas internas del material.

Ejes	Tipo de Transductor	Coefficientes
	Oscilación en modo espesor Polaridad ↔ Campo ↔ Deformación	d_{33}, g_{33}, k_{33} s_{33}, ρ ϵ_{33}
	Oscilación Longitudinal	d_{31}, g_{31}, k_{31} s_{11}, ρ ϵ_{33}
	Oscilación Radial	d_{31}, g_{31}, k_p s_{11}, ρ ϵ_{33}
	Oscilación en modo espesor	d_{33}, g_{33}, k_{33} s_{33}, ρ ϵ_{33}
	Oscilación de Cizalladura	d_{15}, g_{15}, k_{15} s_{44}, s_{55}, ρ ϵ_{11}
	Oscilación en modo espesor	d_{33}, g_{33}, k_{33} s_{33}, ρ ϵ_{33}
	Oscilación Radial Oscilación Longitudinal	d_{31}, g_{31}, k_{31} s_{11}, ρ ϵ_{33}

Modos de oscilación de los componentes piezoeléctricos

Figura 2.11. Modos de oscilación y sus constantes piezoeléctricas respectivas.

2.5. PZT.

Estos piezoeléctricos están formados por cerámicas ferro eléctricas que son polarizadas eléctricamente en forma longitudinal y transversal para producir haces ultrasónicos en ambas placas.

Yamada en 1982 reporta en detalle los resultados de una investigación de la constante dieléctrica, constante piezoeléctrica y del modulo de Young en el titanato-zirconato de plomo (PZT).

Papadakis y Meker en 1969 [27] generaron y recibieron pulsos ultrasónicos de elementos piezoeléctricos y los propagaron en varios medios, esta fue la base para desarrollar métodos que hasta la fecha son validos para caracterizar transductores

ultrasónicos, de las cuales sobresalieron las pruebas no destructivas o en inglés NDT (Non-Destruction Test).

El método más confiable fue un modelo de computadora desarrollado para la caracterización de estructuras ultrasónicas multicapa, el cual fue adaptado y utilizado para analizar NDT.

El modelo de computadora original podía analizar líneas de retardo ultrasónico tanto en modo pulsado como continuo, los parámetros mecánicos y eléctricos de las terminales se convertían en las variables que serían estudiadas por el programa, así como otros parámetros como la longitud del pulso eléctrico y el haz ultrasónico [6]. Pero el modelo presentaba una limitación, ya que se aseveró inicialmente que había un pulso de voltaje rectangular a la entrada, el cual se caracterizó truncándose al doble de la frecuencia nominal del transductor y no correspondía a la entrada.

Existe una teoría formulada por Siting en 1972 [27] para el retardo de la línea ultrasónica en la cual se puede encontrar la aproximación teórica de la respuesta de retroalimentación en el dominio del tiempo y la frecuencia, en esta teoría, el transductor es tratado como un dispositivo de tres puertos con uno eléctrico y dos mecánicos, los demás componentes son tratados como elementos de líneas de transmisión para encontrar el efecto sobre las ondas propagadas. En el caso de las NDT para transductores médicos, los principales elementos son colocados en un lado, la placa piezoeléctrica y la placa de recubrimiento en el otro, mas el medio de propagación. Una estructura es usada para representar la transmisión y otra pero en sentido contrario para representar la recepción, es decir, este modelo puede ser representado por el circuito equivalente de Mason. Sin embargo su utilización masiva solo se produjo varias décadas más tarde cuando se pudo disponer por parte de los diseñadores de computadoras con la potencia de cálculo adecuada. Un aspecto curioso de este modelo de Mason es la presencia de un capacitor negativo ($-C_0^S$), por lo que esta red no es realizable físicamente.

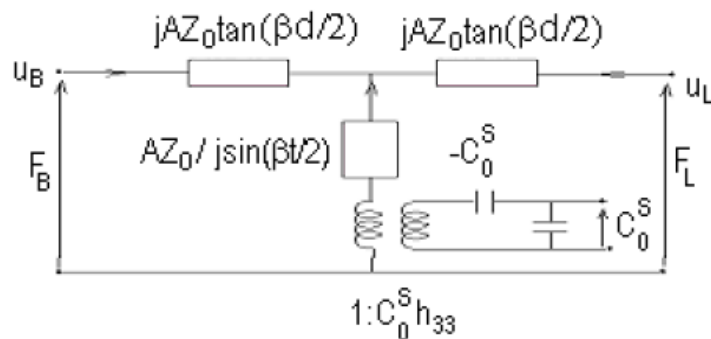


Figura 2.12. Circuito equivalente de Mason.

2.6. PVDF.

El PVDF (*polyvinylidene difluoride*) es un polímero, el cual tiene un gran uso en la industria, debido a su flexibilidad y a que su impedancia acústica es muchísimo más

baja que la de las cerámicas piezoeléctricas, tiene bajo acoplamiento electromecánico y constantes de pérdidas dieléctricas que disminuyen con la frecuencia.

Algunas de las aplicaciones que existen para este tipo de material, son: la foto acústica y NDT. El PVDF nos ofrece un ancho de banda mucho mayor para trabajar y es por esta razón que lo elegimos como el material más apto para nuestros propósitos.

Los materiales de polímeros piezoeléctricos son buenos sensores para la detección de deformaciones y variaciones de temperatura. El PVDF es conocido por sus propiedades piezo y piro eléctricas, por lo que ha sido ampliamente usado en aplicaciones de sensado, algunas de la cuales están relacionadas con pruebas NDT y monitoreo de emisión acústica. Hay un número importante de investigaciones que se han centrado en el uso del PVDF en un amplio rango de aplicaciones como la determinación del peso, la presión y la detección de imágenes, esto debido a que el PVDF es flexible y puede ser utilizado en varias configuraciones, lo vuelve ideal para el sensado de vibraciones estructurales. Las películas piezoeléctricas fueron empleadas para la detección de grietas, correlacionando el crecimiento de las grietas con distribución de voltaje desarrollado sobre la película. Las películas de PVDF tienen mucha menor impedancia acústica y baja impedancia eléctrica debido a su baja rigidez y delgadez comparadas con cerámicas piezoeléctricas como los PZT. Utilizando estas propiedades, las películas de PVDF fueron unidas con composite [7] y fueron probadas exitosamente como detectores de emisión acústica, probando su efectividad en el monitoreo de estructuras. Muchos estudios realizados sobre las propiedades básicas de los PVDF, como la caracterización de los sensores han hecho que estas películas tengan aplicaciones de sensado en diferentes campos, recientemente las películas de PVDF han encontrado aplicaciones en el sensado de vibraciones, así como en la detección más eficiente en mediciones de baja y alta frecuencia, las películas desarrolladas tienen un costo menor, son fáciles de fabricar, flexibles y con varias configuraciones de electrodos, ligeros comparados con las cerámicas piezoeléctricas, lo cual lo hace un excelente material para el sensado de ondas ultrasónicas.

	PZT	PVDF, PVDF-TrFE	1-3 composite
Impedancia Acústica (Mray)	30 a 32	4.5	8 a 12
Coefficiente de Acoplamiento	0.45 a 0.5	0.2 a 0.3	0.5 a 0.7
Constante Dieléctrica	250 a 2000	6	200 a 600
Densidad(g/cm ³)	7.8	2	3.5 a 4

Tabla 2.1. Tabla comparativa de las propiedades electro acusticas para diferentes materiales piezoelectricos [8].

2.7. Excitación.

Los transductores ultrasónicos son excitados a través de una señal eléctrica, que convierte la energía eléctrica en energía acústica, existen dos tipos de excitación eléctrica: continua y pulsada.

2.7.1. Onda Continua.

Cuando un generador de voltaje aplica un voltaje a través del transductor de la forma $V=V_0\cos(\omega t)$ entonces las ondas de presión producidas serán ondas sinusoidales continuas que se dividen en ondas reflejadas y transmitidas entre los dos medios.

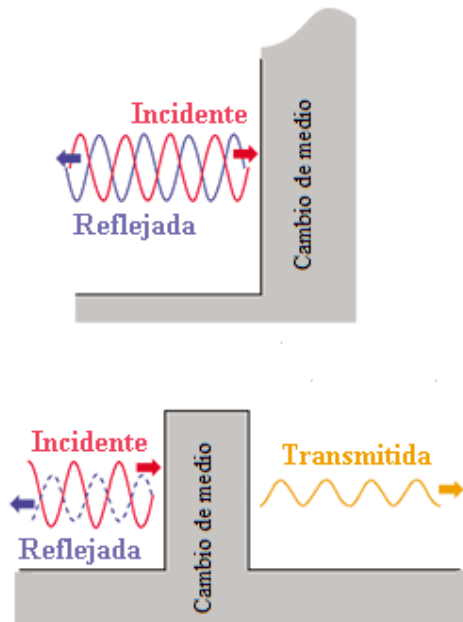


Figura 2.13. Onda continua, reflejada en dos medios distintos.

Estas ondas se propagan dentro del PVDF con una velocidad de fase c_t y golpean en ambas caras del transductor. Estas son reflejadas en proporción a la diferencia de impedancias la película de PVDF y el medio exterior, la presión resultante en las dos fronteras debe ser cercana a cero y una onda estacionaria será liberada dentro de las caras del transductor.

Solo ciertas frecuencias de excitación son efectivas en la generación de ondas que tengan la longitud de onda apropiada dentro del transductor para igualar los requerimientos simultáneos para lograr la presión cero en ambas interfaces. Estas frecuencias son llamadas frecuencias de resonancia del transductor. Así mismo la frecuencia más baja que satisface la condición antes mencionada es llamada frecuencia fundamental, para los transductores en modo espesor la frecuencia fundamental es:

$$f_f = \lambda/2$$

~ 26 ~

2.7.2. Respuesta en el Dominio de la Frecuencia.

Cerca de cada una de las frecuencias de resonancia, el transductor tiene una respuesta al voltaje que varía de acuerdo a la proximidad de la frecuencia a la frecuencia resonante, el ensanchamiento y amplitud de la curva de resonancia es medido con el factor de calidad Q de la siguiente forma:

$$Q=f_1/\Delta f$$

Una Q grande lleva a una resonancia muy estrecha y una Q baja tiene una respuesta de banda ancha, la magnitud de Q está determinada por las pérdidas (absorción y transmisión) encontradas en el transductor, como el aire presenta una gran diferencia de impedancia con el material piezoeléctrico a diferencia de otros materiales como el agua o el tejido, debe evitarse que exista aire entre la cara del transductor y la superficie del tejido que será irradiado, cualquier capa de aire mayor que la longitud de onda en espesor será reflejada dentro del transductor, reduciendo su efectividad como transmisor. En la práctica clínica se usa gel a base de agua para recubrir el transductor y mejorar el acoplamiento acústico entre las interfaces.

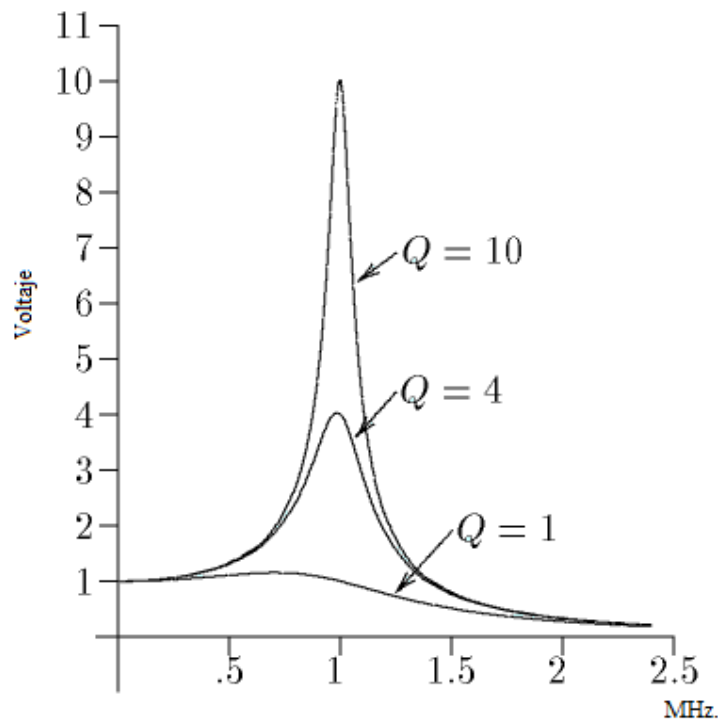


Figura 2.14. Respuesta en frecuencia de un transductor con una Q grande.

2.8. Excitación Pulsada.

Si la entrada eléctrica de un transductor es un impulso afilado de voltaje como el obtenido por descargar un capacitor en un tiempo muy pequeño (delta de Dirac), la presión de onda radiada por ese transductor tomara una forma sinusoidal decayendo exponencialmente. El pulso del voltaje puede ser positivo o negativo. El rango de decaimiento es proporcional a las pérdidas del transductor por lo tanto está relacionado con la Q del transductor, una Q alta nos indica un largo periodo de reverberación (oscilación prolongada – transitorio muy largo) y una Q baja nos da como resultado una forma de onda acortada.

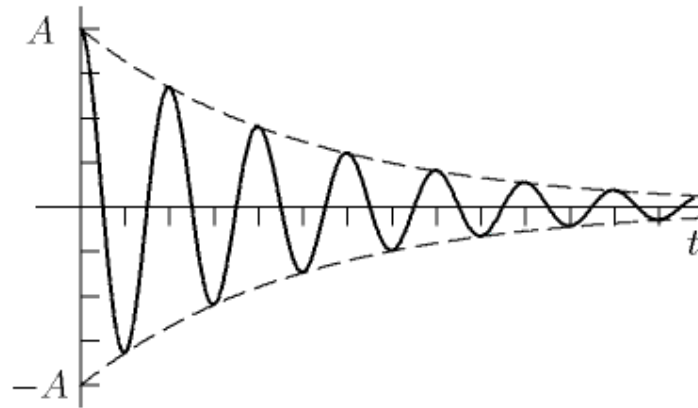


Figura 2.15. Excitación pulsada de un transductor con una Q grande.

2.8.1. Resolución Axial.

Para la onda continua es mejor que el transductor tenga una Q alta tanto como la transmisión al tejido lo permita, sin embargo, si es operado en excitación pulsada es deseable un transductor con una Q baja. Esto es porque la resolución axial depende de la longitud del pulso de la forma de onda ya que la profundidad de los límites que han sido investigados por instrumentos pulsados es determinada midiendo el tiempo de ida y vuelta de los pulsos reflejados de las fronteras, entre más acertado pueda ser la medición del tiempo más acertado será la determinación de la profundidad.

$$\text{resolución axial} \approx \text{tiempo}/2$$

La resolución axial pertenece a la resolución espacial en dirección de propagación de onda, visto de otra forma, es una medición de la habilidad del instrumento para resolver dos fronteras reflejantes que están cercanamente espaciadas en la dirección del instrumento.

2.9. Modos de Excitación.

Con el paso del tiempo, se fueron categorizando algunas clases de ultrasonido clínico, las más usadas en el ultrasonido médico son el A-Scan, B-Scan, C-Scan y M-Scan, los tres primeros nos dan información espacial acerca de una región, mientras que el M-Scan es un aparato de onda continua que da información de movimiento y velocidad. Para los fines de esta tesis solo describiremos brevemente los tres primeros.

2.9.1. A-Scan.

Es la técnica más antigua, la cual nos da información en una dimensión, este modo está basado en la técnica de pulso eco, el cual en un pulso corto de ultrasonido es transmitido por un transductor con Q baja dentro de las regiones que serán investigadas, los reflejos de cada una de los límites del tejido, debido a los cambios en impedancia acústica son recibidos de vuelta en el transductor y el tiempo total de tránsito de la transmisión inicial del pulso hasta la recepción del eco es proporcional a la distancia recorrida (profundidad a la que se encuentra el tejido). Esto hace posible un mapeo en una dimensión de las interfaces a través de la línea de propagación del haz.

Lo que distingue al A-Scan es el método de visualización, el cual puede ser considerado como visualización en amplitud, al inicio del recorrido, el transductor continúa reverberando y recibiendo ecos de las superficies cercanas, esta perturbación es conocida como el “golpe inicial” y sirve para marcar la superficie frontal del cuerpo. El primer eco significativo recibido es el reflejo de la frontera anterior después de que el eco ha regresado al transductor, esto puede ser calculado como:

$$t_1 = (2/c_1)l_1$$

donde t_1 es el tiempo que tarda en ir y venir el eco, c_1 es la velocidad de fase del tejido y l_1 es la profundidad del tejido, la velocidad de fase del tejido en cada medio en teoría debe ser conocido pero en muchos instrumentos se asume que la velocidad de fase tiene un valor parecido al que tiene el agua y el músculo, es decir 1540 m/s. Lo cual equivale a 13 μ s por cada centímetro de profundidad en un viaje redondo.

Una pista para distinguir falsos ecos debido a los múltiples reflejos es el espaciado uniforme entre los ecos.

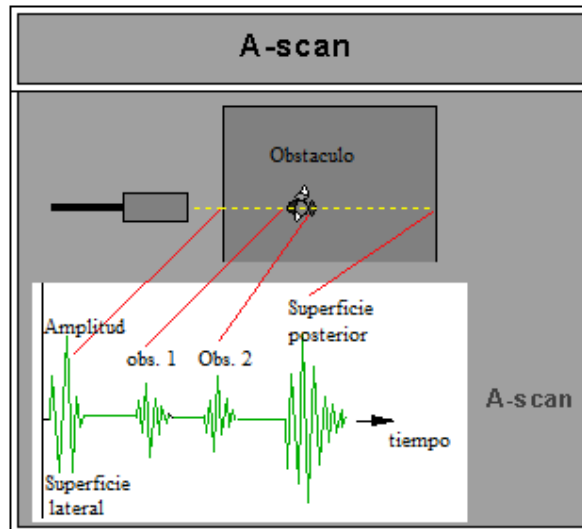


Figura 2.16. Ejemplo de A-Scan.

2.9.2. B-Scan.

El desarrollo de este modo puede ser considerada como una línea de A-Scan modificada para que la amplitud de la señal no cause un desplazamiento vertical, pero en vez de eso, causa el correspondiente incremento o decremento en el brillo que se observa en la pantalla, el B-Scan es una modulación de brillo que libera un eje de los mostrados para ser usado para la presentación de otra información. El eje que lleva la dirección del rayo aun corresponde a la profundidad o distancia, pero en el B-Scan el eje perpendicular también está hecho para mostrar la distancia uniendo la dirección que describe el rayo sobre el que muestra la dirección de propagación actual del haz ultrasónico al transductor.

Esto se realiza por dispositivos eléctricos que miden la posición, estos miden el ángulo y el desplazamiento del transductor ultrasónico respecto a la referencia, las líneas correspondientes del haz de electrones formara el mismo sector sobre la pantalla, con puntos de brillo revelando la posición de las superficies reflejantes, la pantalla posee una gran persistencia en el tiempo para almacenar y mostrar cada una de las líneas previamente descritas.

La imagen producida por el B-Scan es una vista en dos dimensiones de región escaneada es presentada como un corte a través del cuerpo y es conocida como tomografía. En instrumentos más recientes, la intensidad del brillo de los puntos se puede diferenciar como una escala de grises que puede aumentar la confianza e interpretación de las imágenes.

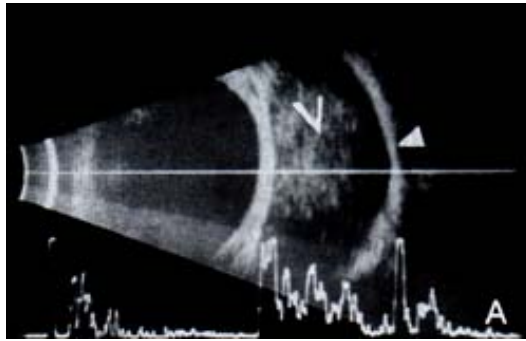


Figura 2.17 comparación entre A-Scan (abajo) y B-Scan (arriba).

2.9.3. C-Scan.

Generalmente se refiere a formación de imágenes “a través de transmisión” en el cual el pulso ultrasónico es transmitido desde un lado del cuerpo a través de transductores que reciben en el lado opuesto, las imágenes obtenidas de este proceso son en dos dimensiones y son muy parecidas a las producidas por rayos X convencionales.

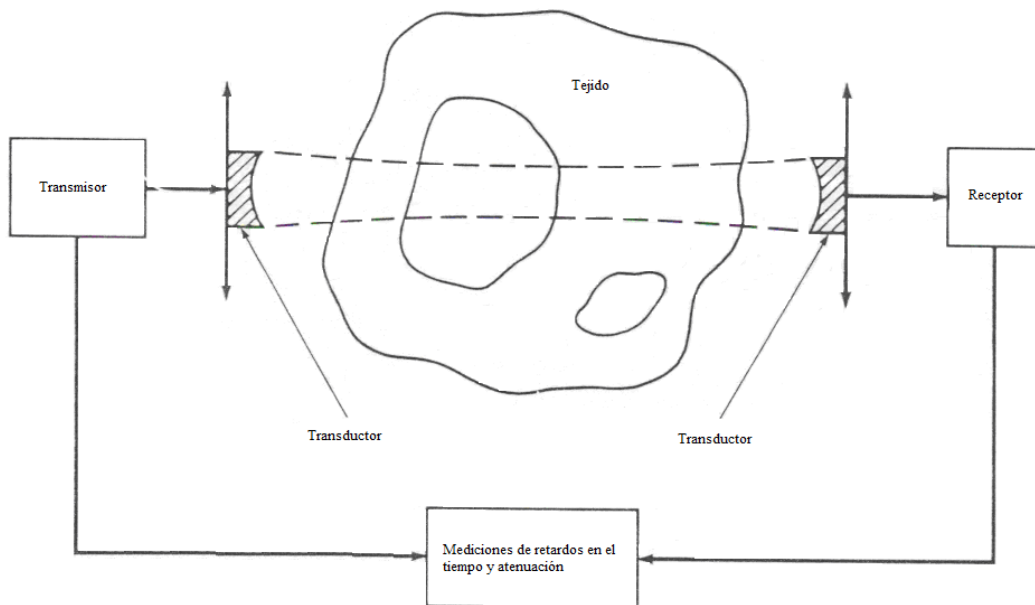


Figura 2.18. Esquema de un sistema C-Scan.

Dos características del tejido pueden obtenerse de la información del C-Scan, primero, comparando la amplitud del pulso recibido con la amplitud del pulso transmitido, se encuentra una medición de la atenuación total durante el camino, esta atenuación incluye las pérdidas de la interfaces encontradas en el camino. Segundo, una comparación entre el tiempo del pulso transmitido y el pulso recibido llamado “tiempo de vuelo” obtenemos como resultado los datos necesarios para calcular la velocidad de

fase del tejido en el camino. El mayor éxito obtenido con el C-Scan se basa en la homogeneidad de la anatomía obtenida [14].

2.10. *Phantoms*.

Un recurso empleado para evaluar nuevas técnicas, comprender deficiencias en la detección de la información deseada o bien para preparar la transición de la técnica de la fase de laboratorio a la clínica, requiere del uso de objetos inanimados estables y reproducibles llamados *phantom*.

2.11. *Phantoms* Ultrasónicos como Tejidos Equivalentes.

En la ultrasonografía para diagnóstico, entiéndase como *phantoms* los cuerpos de prueba utilizados para imitar las propiedades acústicas del tejido humano, posibilitando así, el estudio de la interacción del tejido con el ultrasonido.

Los cuerpos de prueba pueden ser clasificados en dos tipos: el primero busca imitar las propiedades ultrasónicas del tejido tales como la velocidad de propagación de la onda (VPO), los coeficientes de atenuación y dispersión, etc.; y el segundo, que tiene como objetivo principal aproximarse a la apariencia sonográfica de los tejidos a través de volúmenes que simulan quistes y/o órganos [12]. Los *phantoms* que pertenecen a la primera categoría, usualmente son hechos de materiales con propiedades acústicas muy próximas de aquellas mostradas por el tejido, por ejemplo agar mezclado con grafito en polvo, geles de silicato de magnesio, y espumas de poliuretano. Estos *phantoms*, además de tener un costo elevado, son de construcción compleja. Por otro lado, los *phantoms* utilizados para simular quistes o determinadas masas de tejido, son más simples de ser construidos. Ellos pueden ser ecogénicos o transparentes al ultrasonido. El material ecogénico produce dispersión y consiste, en general, de harina para empanizar suspendida en gelatina, o bien en polvo de carburo de silicio suspendido en agar. Estos materiales simulan muy bien el tejido parenquimatoso. En su construcción, durante el proceso de enfriamiento, necesitan de movimiento constante para mantener el material granular y los diversos volúmenes uniformemente distribuidos. El material transparente al ultrasonido consiste de gelatina o agar sin *scatterers*. Todos estos materiales tienen como desventaja el hecho de que las propiedades físicas y químicas, y consecuentemente sus respectivas características sonográficas, se modifiquen a largo plazo. Además, deben ser adecuadamente almacenados y sus superficies protegidas para evitar su laceración y deformación. La conservación de las propiedades físicas y químicas, de las características sonográficas a ellas relacionadas, es de suma importancia durante los procesos de investigación, entrenamiento de ultrasonografistas y evaluación de equipos.

Los *phantoms* empleados en esta tesis simulan los parámetros acústicos de interés (velocidad de propagación) [11].

Capítulo 3. Antecedentes sobre Medición de Temperatura en Tejidos.

3.1. Temperatura Corporal en Sujetos Sanos.

La temperatura de los tejidos profundos del cuerpo o central permanece casi constante, con un margen de $\pm 0.6^{\circ}\text{C}$ salvo cuando sobreviene una enfermedad febril, de hecho una persona desnuda puede exponerse a temperaturas tan bajas como 13°C o tan altas como de 54°C en aire seco y mantener una temperatura central casi constante. No existe una sola temperatura central que pueda considerarse normal, porque las mediciones efectuadas entre muchas personas sanas revelan un intervalo normal de temperaturas bucales, como se ilustra en la figura 1, desde 36°C hasta más de 37.5°C . La temperatura central normal suele variar, entre 36.5°C y 37°C si se mide en la boca y 0.6°C más si se mide en el recto.

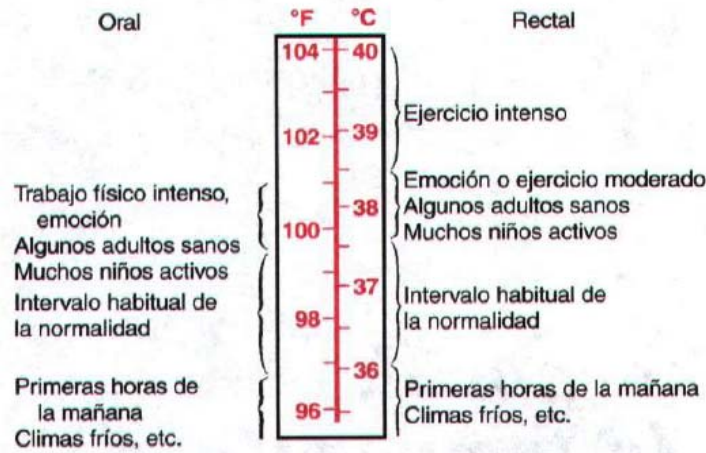


Figura 3.1. Intervalo estimado de temperatura central normal.

La temperatura corporal aumenta con el ejercicio y varía con los extremos de temperatura ambiental, cuando se produce en el cuerpo un calor excesivo por un ejercicio agotador, la temperatura puede aumentar de forma temporal hasta 38.3°C a 40°C . Por el contrario, cuando se expone el cuerpo a un frío extremo, la temperatura desciende, a menudo por debajo de 35.5°C [29].

3.2. Mecanismos de Regulación de la Temperatura.

La temperatura del cuerpo está regulada casi en su totalidad por mecanismos nerviosos de retroalimentación que operan en su mayoría, a través de centros termorreguladores situados en el hipotálamo. Para que estos mecanismos actúen, se necesitan detectores de temperatura que indiquen el momento en que la temperatura corporal sea demasiado alta o demasiado baja. En el hipotálamo anterior se encuentran

neuronas sensibles al calor y al frío que sirven como detectores para el centro termostático regulador de la temperatura corporal.

Cuando el centro hipotalámico de la temperatura detecta una temperatura excesivamente alta o baja, desencadena los procedimientos adecuados para que la temperatura corporal descienda o se eleve, hay tres mecanismos esenciales para reducir el calor corporal:

Vasodilatación. Los vasos sanguíneos de la piel de casi todas las regiones corporales se dilatan con intensidad, debido a la inhibición de los centros simpáticos del hipotálamo. La vasodilatación multiplica la tasa de transferencia de calor a la piel hasta ocho veces.

Sudoración. Es provocada por una estimulación en el hipotálamo anterior que envía impulsos nerviosos por el sistema nervioso autónomo a la médula espinal y luego por la vía simpática hasta la piel de todo el cuerpo; este hecho tiene importancia durante el ejercicio ya que el cuerpo debe desprenderse del exceso del calor generado por la actividad muscular.

Disminución de la producción de calor. Cuando los mecanismos que producen la tiritona y la termogénesis química se inhiben de forma considerable.

Si el cuerpo se enfría en exceso, el sistema de control de la temperatura inicia los procedimientos contrarios:

Vasoconstricción de la piel de todo el cuerpo. Una estimulación de los centros simpáticos en la porción posterior del hipotálamo se encarga de contraer con intensidad los vasos sanguíneos de la piel de casi todas las regiones corporales. La vasoconstricción disminuye la tasa de transferencia de calor de la piel.

Piloerección. Erección de la parte terminal del pelo. Produce la contracción de los músculos erectores del pelo, adheridos a los folículos pilosos, con lo que se reduce mucho la transferencia de calor al entorno.

Aumento de la producción de calor. La producción de calor por los sistemas metabólicos se eleva con la tiritona, la estimulación simpática y la secreción de tiroxina.

3.3. Efectos Perjudiciales de la Elevación de la Temperatura.

Entre los cambios fisiológicos que se observan durante la fase de climatización durante el aumento de la temperatura, destacan la duplicación de la tasa máxima de sudoración, el incremento del volumen plasmático, y la disminución por la pérdida de sal por el sudor y la orina hasta casi nada. La fiebre significa que la temperatura corporal aumenta por encima del intervalo normal y puede deberse a alteraciones del propio encéfalo o sustancias tóxicas que inciden en los centros reguladores de la temperatura. Cuando la temperatura corporal se eleva por encima de un valor de temperatura crítico, en el intervalo de 40.5°C a 42°C, es muy fácil sufrir un golpe de calor. Los síntomas consisten en mareos, molestias abdominales, acompañadas a veces de vomito, confusión mental, e incluso pérdida del conocimiento si no disminuye

rápidamente la temperatura corporal. Estos síntomas pueden agravarse con un shock circulatorio por la pérdida excesiva de líquidos y electrolitos con el sudor, a veces ocurre la muerte después de tan solo unos minutos de alcanzar temperaturas corporales muy elevadas. Cuando una persona fallece por estas causas, se revela que sufrieron de hemorragias locales y degeneración parenquimatosa de las células de todo el cuerpo, pero sobre todo del cerebro. Las neuronas destruidas no se pueden reponer, incluso se daña el hígado, los riñones y otros órganos que pueden acabar con la vida de la persona, a veces varios días después del golpe de calor [15].



Figura 3.2. Temperatura corporal tomada en diferentes condiciones.

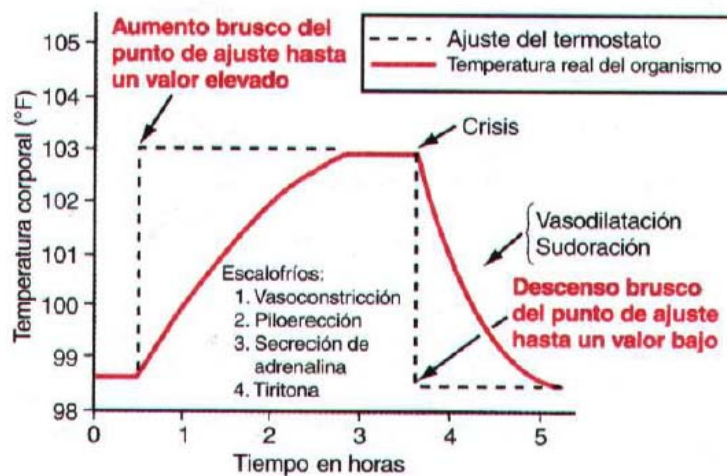


Figura 3.3. Comportamiento del ajuste de la temperatura en el cuerpo.

3.4. Estado Actual de la Medición no Invasiva de Temperatura en Tejidos.

Todos los métodos de medición de temperatura involucran la conducción del calor a través de la piel, sin embargo en los últimos 40 años se han hecho grandes avances en técnicas para detectar la radiación natural del cuerpo [28].

Una de estas técnicas es la imagen térmica infrarroja, gracias a que el cuerpo humano es un radiador muy eficiente es posible detectar la emisión infrarroja de la piel por sensado remoto y por consecuencia crear un mapa térmico de la distribución de la temperatura.

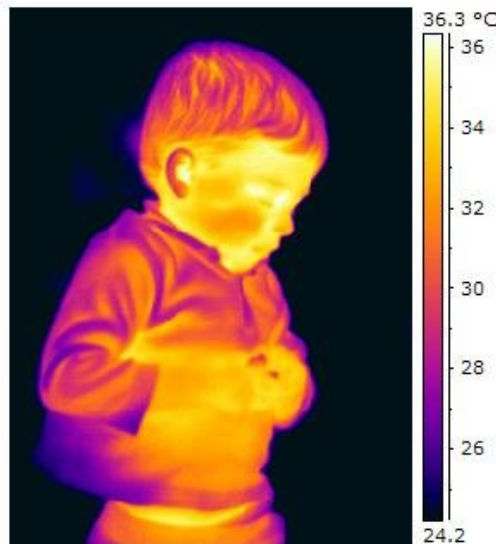


Figura 3.4. Ejemplo de imagen térmica (termografía).

Incluso con ayuda de un laser pulsado se puede realizar una tomografía foto-térmica la cual se basa en que la hemoglobina, la oxi-hemoglobina y el agua contenida en los flujos vasculares tienen altas tasas de absorción de radiación en el campo infrarrojo, esta energía absorbida se disipa en forma de un pulso de calor dentro del tejido, propagándose desde el punto de absorción hasta el tejido epidérmico donde se adhiere un sensor foto térmico, el cual reduce el tiempo de exposición a la radiación [21].

Otros métodos de estimación no invasiva de la temperatura son la resonancia magnética nuclear, microondas, lo cuales han sido estudiados por muchos investigadores [19].

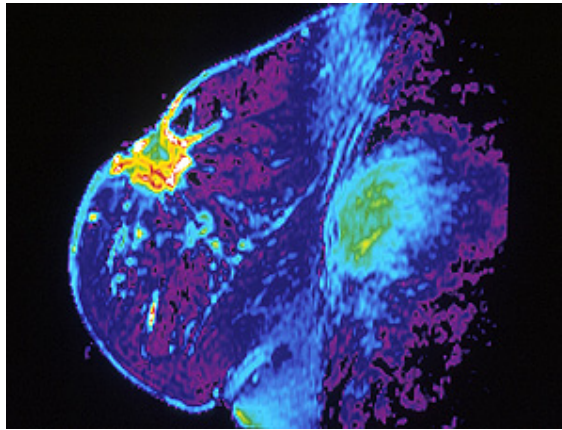


Figura 3.5. Resonancia magnética nuclear de un tumor en el pecho. Esta técnica permite ver la vascularización del tumor.

3.5. Métodos de Estimación no Invasiva de la Distribución de Temperaturas Empleando Ultrasonidos.

El ultrasonido ha destacado por su capacidad de explotar diferentes técnicas como termómetro no invasivo y a continuación describiré un poco más sobre estos métodos.

3.5.1. Dominio del Tiempo.

3.5.1.1. Retardos de Tiempo.

Este tipo de análisis se usan ecos simulados a distintas profundidades en un *phantom* y para calcular los retardos entre estos, se emplea usualmente la *correlación cruzada* entre las señales obtenidas a las diferentes temperaturas [2]. Con este método se pueden obtener resoluciones en los valores de los retardos del orden de 6.5 ns por cada °C de aumento [1].

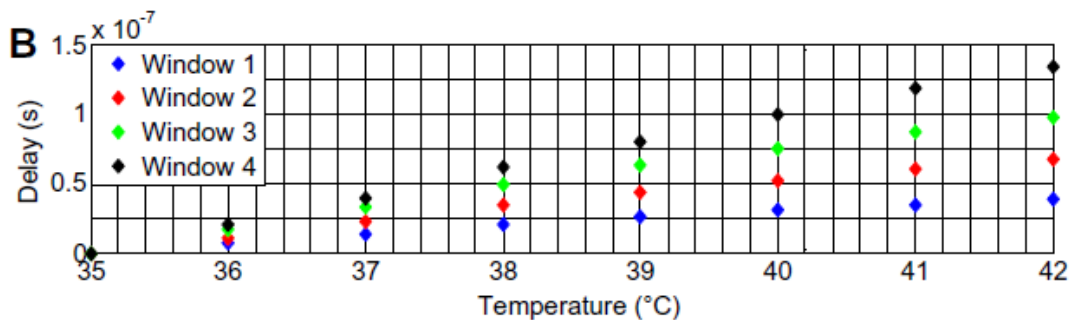


Figura 3.6. Estimación puntual de retardos en el tiempo en un rango de 35-42 °C, obtenidos con señales ultrasónicas [30].

3.5.2. Dominio de la Frecuencia.

3.5.2.1. Cambios de Fase.

La medición de cambios en la fase de señales correspondientes a distintas temperaturas es una estimación indirecta de la velocidad de propagación del ultrasonido en el medio, puesto que existe una dependencia lineal entre la fase y el tiempo que tarda en propagarse una onda ultrasónica en un medio específico a una temperatura específica [19]. En este análisis se evita la necesidad de un equipo con una alta frecuencia de muestreo, a fin de poder detectar pequeños retardos de tiempo; ya que el aumento por grado centígrado esta en el orden de 0.08 rad [1].

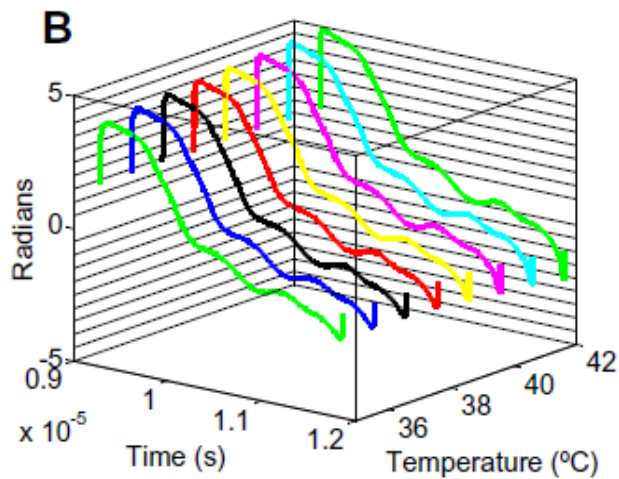


Figura 3.7. Zoom de las curvas de fase correspondientes a los ecos de la figura anterior, obtenidas con un algoritmo de detección de fase [30].

3.5.2.2. Análisis Espectral.

La estimación de la temperatura con esta técnica se basa en la cuantificación de los desplazamientos de la frecuencia de resonancia fundamental en el espectro de densidad de potencia de señales correspondientes a la distancia promedio de los obstáculos dentro de un *phantom* a diferentes temperaturas. La resolución alcanzada por esta técnica esta en el orden de 3270 Hz por cada grado centígrado de aumento en la temperatura [1].

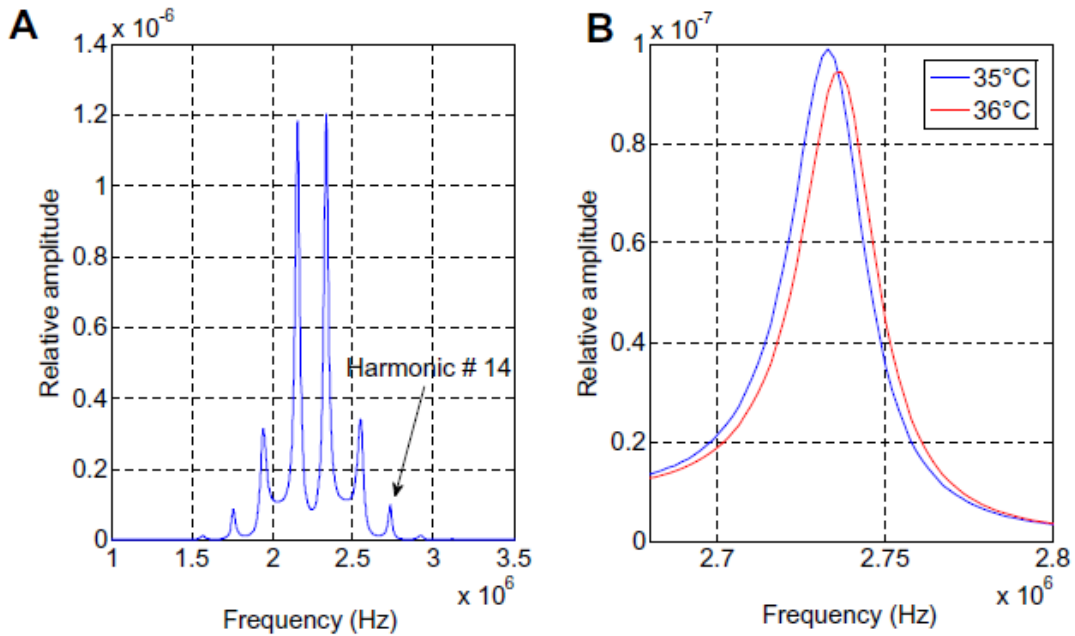


Figura 3.8. Análisis espectral de los ecos A) ventaneando toda la señal a 35°C, B) detalle del desplazamiento en frecuencia del armónico 14 debido al aumento de 1°C de temperatura.

Entre las diversas técnicas empleadas para el tratamiento de cáncer destaca la hipertermia en la que se emplean dosis de radiación de ultrasonido u ondas electromagnéticas [38,39] para destruir tejido canceroso, sin embargo uno de los grandes retos a los que se enfrentan estas técnicas es la medición no invasiva de temperatura al interior del tejido radiado, puesto que de éste parámetro depende la energía que se debe entregar por área y el tiempo de la radiación. Las variaciones de temperatura al interior del tejido canceroso son provocadas porque este tiene alteraciones en la distribución de vasos sanguíneos. A esta proliferación de vasos sanguíneos se le denomina angiogénesis [36,40], debido a que la cantidad de sangre que circula es distinta la temperatura que puede disipar cuando se irradia con ultrasonido de alta potencia es distinta, por lo tanto se requiere detectar cambios de temperatura al interior del tumor .

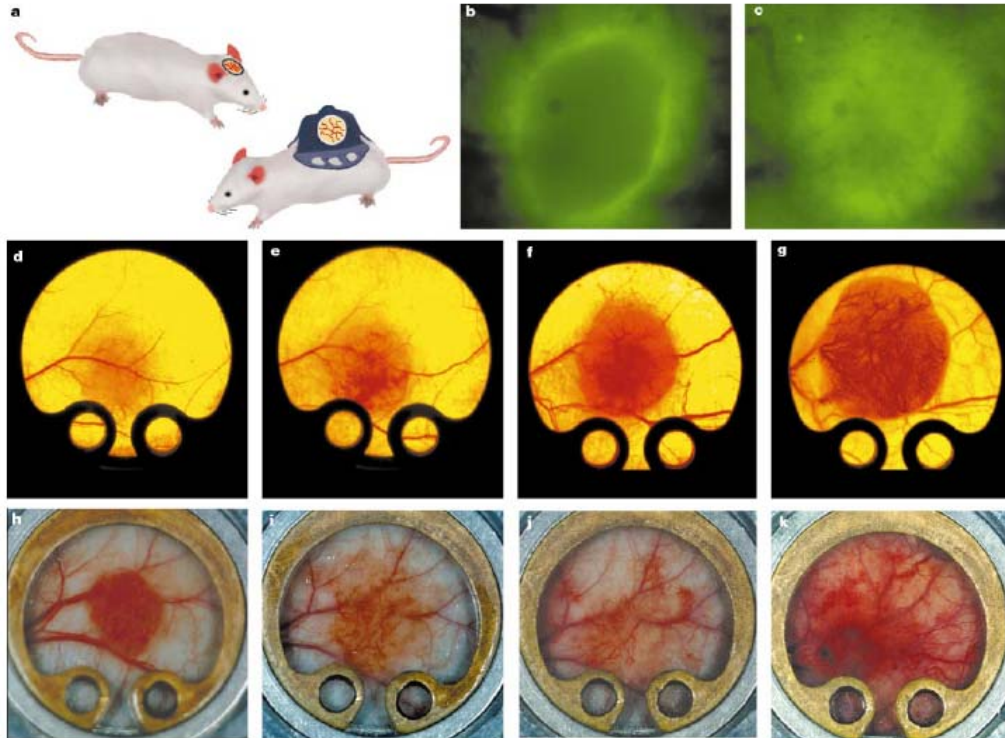


Figura 3.9. Microscopia infravital. a) Ventana craneal, b-c) ventana dorsal, d) el factor de crecimiento endotelial vascular como promotor de actividad, monitoreado por su intensidad, en el día 7 al 14 en un carcinoma mamario de ratón creciendo en la ventana dorsal. d-g) angiogenesis del tumor durante su crecimiento en los días 5, 10, 15 y 20 de un adenocarcinoma de un humano adulto en la ventana dorsal. h-k) angiogenesis durante la regresión del tumor y recaída siguiendo una terapia de ablación hormonal de la hormona (andrógeno/ testosterona) la cual es dependiente del carcinoma de tejido mamario de ratón.

3.6. Hipertermia.

Una de las partes más importantes en aplicaciones de hipertermia, es el sistema termométrico, porque puede evitar que se generen patrones de radiación anómalos y por tanto se obtengan distribuciones de temperatura diferentes a la deseada. Un aspecto fundamental en este tipo de sistemas es proveer confort al paciente, por lo que se requiere una medición acertada en tiempo real de la distribución de temperatura en los tejidos irradiados, para inducir temperaturas internas bajo condiciones bien controladas en tratamientos de hipertermia.

Incluyendo las características arriba mencionadas decidimos que este método es el más viable para la estimación de temperatura dentro del tejido biológico, esto se logrará presentando una evaluación del desempeño dentro de los *phantoms* para hipertermia con técnicas ultrasónicas propuestas para la estimación no invasiva de temperatura.

3.7. Estimación Ultrasónica de Cambios de Temperatura.

En esta tesis se presenta una propuesta original para la medición de cambios de temperatura sobre tejido biológico. Esta propuesta parte de reportes de la literatura en donde se afirma que ciertos parámetros que varían con la temperatura son la velocidad de propagación en el medio y sus propias dimensiones, alterando el tiempo de propagación para una temperatura (T_i) con respecto al tiempo medido para la temperatura original (T_0). Basados en esta experiencia, proponemos que a partir de dichos retardos, interpretados como corrimientos en fase en las señales ultrasónicas obtenidas por pulso-eco, se determine el cambio de temperatura. Para la demodulación de la fase, proponemos el análisis del primer eco (pulso ultrasónico modificado por el medio “phantom”), asumiendo como portadora la frecuencia básica del ciclo de excitación y, como información a ser demodulada, el efecto del medio (muestra). Se utilizan la señal ultrasónica recibida a través del agua (para *full transmission*) o el primer eco de la señal reflejada (pulso-eco), como señales de referencia. Por lo general la temperatura menor del intervalo de mediciones se establece como inicial y se comparan diferentes respuestas ultrasónicas obtenidas a la misma temperatura (*full transmission* y pulso-eco), y se repite el procedimiento a lo largo de todo el intervalo de 25° a 70° con pasos de 5°C, asumiendo que todas las respuestas son versiones similares desplazadas en el tiempo.

Debemos considerar la curva temporal de la fase, que se ve modificada por dos variantes: (1) que con el aumento de temperatura disminuya el valor de la velocidad de desplazamiento del US, como es el caso del tejido adiposo, (2) el caso contrario de aumento de velocidad con temperatura, para tejidos con alto contenido de agua.

La inclinación de dichas curvas se compensa en el método propuesto, con el propósito de que los corrimientos en fase sean, además de lineales, verticales, para que la interpretación sea más clara. Para el buen funcionamiento del sistema de medición de temperatura, fue necesario desarrollar un algoritmo de seguimiento y medición precisa de los pulsos desplazados, capaz de funcionar con pulsos retardados en el orden de nanosegundos. Este punto es crítico, pues errores temporales de adquisición nos producirán errores en la estimación de la temperatura.

3.8. Desplazamientos en Tiempo y Frecuencia de una Señal.

3.8.1. Método de Estimación de Temperatura no Invasiva Basada en Análisis del Cambio en el Tiempo de los Ecos Ultrasónicos.

El origen de tiempo de una señal es un punto arbitrario, elegido para un propósito particular. Un cambio en el origen del tiempo no cambia la forma de señal. Sabemos que una señal puede ser descrita por parámetros tales como: la amplitud, la frecuencia y la fase. Es posible transmitir información variando la frecuencia o la fase de una señal a la que se le denomina portadora. Eligiendo una ventana adecuada en la señal, se puede optimizar el tiempo de cálculo y reducir las discontinuidades debidas a

segmentos de la señal sin oscilación. Podemos comprender el efecto de una secuencia desplazada en el tiempo, el tiempo que tarda un eco ultrasónico en realizar un viaje completo $t(z)$, es decir, en viajar de ida y vuelta a través de un medio de propagación el cual varía su temperatura dependiendo la profundidad del mismo, puede ser definido en general, como:

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{d\xi}{c(T, \xi)}$$

donde c es la velocidad en el medio para una temperatura T y una profundidad ξ , z es la longitud del camino de propagación del pulso ultrasónico.

Cuando el medio a través del cual viaja la señal ultrasónica es expuesto a un aumento de temperatura un desplazamiento en el tiempo es producido sobre los ecos debido al incremento o decremento de la velocidad ultrasónica con temperatura y la expansión térmica del medio.

$$\delta_t(T, z) = 2 \int_0^z \frac{\alpha_t (T(\xi) - T_0)}{c(\xi)} d\xi$$

donde δ son los retardos en tiempo de los ecos debido al aumento de la temperatura, c es la velocidad ultrasónica a temperatura inicial, α_t es el coeficiente lineal de la expansión térmica, T_0 es la distribución de temperatura inicial, para este caso se considera una distribución uniforme en todo el tejido y $T(\xi)$ es la distribución de temperatura final [31].

Para ser capaz de analizar con precisión los retardos producidos por un aumento de temperatura, se puede usar la función correlación cruzada que puede ser aplicada entre dos señales ultrasónicas, una de ellas adquirida a una temperatura de control $r(T)$, y la otra adquirida después de una elevación de temperatura $r(T + \Delta T)$. Los retardos entre ecos obtenidos a diferentes temperaturas tienen buena linealidad o una buena relación cuadrática dependiendo de la clase del *phantom* con las temperaturas las cuales pueden ser medidas con un sistema de referencia termométrica independiente [32]. En orden de obtener la discriminación espacial axial para este tipo de estudios, el análisis de retardos puede ser aplicado sucesivamente a diferentes ventanas de tiempo que contienen cortos periodos de toda la señal ultrasónica a diferentes profundidades.

3.8.2. Método de Estimación de Temperatura no Invasiva por Demodulación en los Cambios de Fase en los Ecos Ultrasónicos.

En el tema anterior cuando una señal ultrasónica viaja repetidamente a través de un medio, cada vez que lo hace a diferentes temperaturas, su tiempo de propagación para una temperatura dada (T_i) cambia con respecto a los valores medidos para una temperatura inicial (T_0). Considerando que esta señal no está distorsionada substancialmente por pasar a través de un medio cuasi homogéneo se comporta como un

sistema de fase lineal, entonces el retardo en el tiempo registrado en los ecos resultantes desde tal medio podría ser interpretado y de este modo indirectamente medido como cambios de fase. Esta técnica alternativa de medición para la determinación de cambios de temperatura, cuyos resultados son más precisos que aquellos obtenidos por aproximaciones clásicas que han sido propuestas recientemente en [19].

El efecto del desplazamiento en una señal digitalizada puede ser explicado en el dominio de la fase con la transformada de Fourier. Así cuando en una secuencia de experimentos un retardo o adelanto de k muestras los cuales producen una función desplazada en el tiempo

$$g(t)=f(t-t_0)$$

su transformada de Fourier sera:

$$f(t-t_0) \leftrightarrow e^{-j\omega t_0} F(j\omega)$$

Como el factor exponencial tiene una amplitud igual a la unidad, su única contribución es el ángulo

$$\theta_0=-\omega t_0$$

El cual es lineal con respecto a ω y es proporcional al desplazamiento del tiempo. Este ángulo se añadirá a la fase original de la función $F(j\omega)$:

$$\angle G(j\omega)= \angle F(j\omega) - \angle \omega t_0$$

Los desplazamientos en el tiempo pueden ser interpretados como su equivalente a las adiciones de fase lineales. La propuesta descrita en [19] es para estimar estos efectos de fase por demodulación de la señal ultrasónica. Este tipo de análisis del eco asume que la frecuencia resonante o nominal de la señal de excitación del transductor como portadora y considerar solo el efecto del medio en la fase del eco como la información para ser demodulada. Los resultados buscados son los datos de evolución de fase con respecto a los datos del tiempo para diferentes temperaturas.

El retardo en el tiempo puede ser positivo o negativo, como muestran las formulas y ello no modifica la magnitud de la transformada de Fourier, por lo que en cualquier caso (retardo o adelanto), el espectro de magnitud se mantiene sin cambios. Sin embargo, esto tiene repercusiones en la pendiente de la curva de fase con ω : para el caso de que la señal sufra un retardo en el tiempo, dicha pendiente se hace negativa, pero si la señal se adelanta, aquella se hace positiva.

La respuesta en fase describe cómo un medio (filtro) modifica la relación en tiempo entre los componentes frecuenciales cuando pasan a su través. Suponemos que podemos modelar la respuesta de nuestro medio como un filtro ideal con respuesta

lineal en fase, pendiente definida únicamente por el retardo. Así, la relación entre las fases de los componentes de la señal de entrada no sufre distorsiones, y los desplazamientos en fase están dados solamente por el retardo en el tiempo.

3.9. Origen de Algunas Discontinuidades en el Espectro de Fase.

Para solucionar esto, en el software utilizado Matlab existe una función llamada *unwrap*, el cual ya resuelve esta discontinuidad tal y como se explica a continuación.

Bajo ciertas condiciones de cálculo, el espectro de fase experimenta saltos o discontinuidades. Puede ocurrir un salto brusco de $\pm 2\pi$ cuando el algoritmo ha sido diseñado para mantener la fase dentro del intervalo principal de valores $[-\pi, \pi]$.

La mayoría de los algoritmos calculan los valores de fase en el intervalo de $(-\pi, \pi)$.

La representación habitual de la fase es en forma de modulo de 2π , pero pueden obtenerse representaciones continuas de fase empleando el modulo de fase de 2π con algoritmos de desenvolvimiento de fase llamados algoritmos “*unwrapping*”.

Un salto de $\pm\pi$ ocurre cuando se experimenta un cambio de signo en donde la polaridad cambia de signo. El signo del salto de fase se elige cada vez que la fase resultante es impar, después del salto, y el valor vuelve a ubicarse en el intervalo de $[-\pi, \pi]$. Se pueden observar algunos casos en que la fase presenta discontinuidades. Otro de los aspectos que puede provocar distorsiones en el espectro es el tipo de ventana que se elija. Para el caso de ventana rectangular, ésta introduce el efecto de rizados y discontinuidades en los límites de la banda.

Capítulo 4. Configuración Experimental para la Estimación de Temperatura.

En este capítulo se describirá detalladamente la configuración experimental, es decir, la construcción de arreglos de transductores; la fabricación de *phantoms*, las conexiones eléctricas que fueron necesarias para la detección y adquisición de los ecos, con los cuales medir velocidad de propagación. Se describirá además el método de procesamiento y análisis empleado para determinar el cambio de temperatura. Todo esto con el propósito de realizar una mejor interpretación de los efectos térmicos en los *phantoms*.

4.1. Desarrollo de *Phantoms* Simuladores de Tejidos.

En este trabajo de tesis desarrollamos *phantoms* de tejido suave, con los que simulamos la velocidad de propagación del ultrasonido en tejido, así como su consistencia. Se utilizaron como referencia los valores promedio de velocidad de propagación ultrasónica en tejido, es decir, velocidades del orden de 1.54 ± 0.006 mm/ μ s [38].

Se fabricaron diferentes tipos de *phantoms* de tejido suave, los cuales se lograron alterando las propiedades ultrasónicas que nos interesan, a través de la variación de las concentraciones de diversas sustancias. Las propiedades que se modificaron son:

- Velocidad: glicerina
- Consistencia: Agar-agar.

Simulación de la velocidad: Para simular la velocidad acústica, los factores más importantes son los alcoholes, de éstos se escogió al glicerol porque su pendiente sigue el mismo patrón de comportamiento que la del agua, la cual es similar a la de los tejidos que se desean simular. La concentración de 5 % es la más próxima al valor que se desea, y presenta el mismo comportamiento en su pendiente en el intervalo de temperaturas de 27°C a 50°C.

Simulación de la consistencia: La concentración de agar elegida para el *phantom* fue de 2,5%, ya que con 1,5% de concentración la muestra quedaba poco firme y con el 5% de agar, se dificultaba su manejo.

4.1.1. Material y Equipo Utilizado en la Fabricación del *Phantom*.

- Parrilla con agitador magnético marca “Science Med”, modelo “MS-H-Pro” con velocidad variable desde 0 revoluciones/min hasta 1500 revoluciones/min, y temperatura ajustable de 0°C hasta 340°C.
- Balanza analítica, marca “Ohaus”, serie “Ys”. Capacidad de pesaje de gramos, resolución de 1 mg.

- Vaso de precipitados de 700 ml.
- Perilla de succión de hule (propipeta).
- Pipeta.
- Espátula.
- Termómetro de mercurio.
- Recipientes para verter la mezcla.

4.1.2. Reactivos.

- Agua bidestilada marca “Meyer”
- Agar- agar técnico marca “Synthex Lab”
- Glicerina Pura marca Cedrosa (Central de Drogas S.A de C.V)
- Perlas de hidrogel de 15 mm de diámetro.



Figura 4.1. Agar-Agar técnico pesado en Balanza analítica

4.1.3. Fabricación del *Phantom*.

Se fabricó un *phantom* que simula las propiedades acústicas de los tejidos blandos (velocidad ultrasónica 1.54 ± 0.006 mm/ μ s), en un intervalo de temperaturas desde 27°C hasta 80°C. Se tomaron en cuenta para cada compuesto escogido, sus aportaciones en la obtención de las propiedades ultrasónicas que nos interesaban. Las cantidades de los componentes utilizados en el *phantom* fueron las siguientes:

- 92,5% agua bidestilada.
- 2,5% agar.
- 5% glicerol.

Las ecuaciones para el cálculo de las concentraciones y las masas de los compuestos, se muestran a continuación, y se ejemplifican para 100 ml de agua y 2,5 % de agar.

$$\% \text{ agua} + \% \text{ glicerol} = 97,5 \%$$

Para la determinación de masa de agar, se utiliza:

$$m_{\text{agar}} = (\% \text{ agar} * m_{\text{agua}}) / \% \text{ agua}$$

Entonces, para 5 % de glicerol se tiene:

Determinación de la masa de agua. El porcentaje del agua viene dado por % de agua + 5 % Glicerol = 97,5 %. Por lo que el porcentaje de agua es 92.5 %. Eso significa que la masa de 100 ml es el 92.5 % y como la densidad es 1 g/ml, se puede ver que:

$$m_{\text{agua}} = 100 \text{ g} = 92.5 \%$$

Determinación de la masa de agar. Una vez determinada la masa de agua y su valor porcentual, se obtiene la masa de agar. En este caso vale:

$$m_{\text{agar}} = (2.5 * 100 \text{ g}) / 92.5 = 2.70 \text{ g.}$$

Determinación de la masa de glicerol. La masa de glicerol se determina realizando una regla de tres entre la relación de los porcentajes y masas de agua y glicerol:

$$x = (100 \text{ g} * 5 \%) / 92.5 \% = 5.40 \text{ g.}$$



Figura 4.2. Mezcla para construir el *phantom*.

4.1.4. Protocolo para la Construcción del *Phantom*.

1. Se determinan las masas de agua, agar y glicerina.
2. Se calienta el agua bidestilada en la parrilla y se coloca un agitador magnético al centro del recipiente.
3. Se mide la temperatura del agua continuamente hasta que ésta alcanza una temperatura entre 70°C y 80°C, intervalo de temperatura en el que se presenta el punto de fusión del agar. Se recomienda añadir el polvo de agar poco a poco al agua, para evitar la formación de cúmulos de agar y facilitar la incorporación de éste al agua, evitando que al elevarse la temperatura se quemem esos cúmulos o se facilite la formación de burbujas.
4. Al llegar a 80°C se vierte la glicerina a la mezcla. Se reduce la temperatura de calentamiento hasta los 50°C para evitar que la mezcla tenga pérdidas por evaporación de líquido y que comience a solidificar.
5. Se vierte con cuidado la mezcla dentro de un recipiente.
6. Cuando la mezcla ha solidificado con el transductor dentro de ella (ahora ya hecha gelatina), se observa en ocasiones que pueden quedar imperfecciones en su parte superior que no afectan la medición, pues la cara del transductor está perfectamente acoplada al *phantom*. Se sugiere, para prolongar la vida útil del *phantom*, envolver éste en plástico, evitando así que se evapore el alcohol, y mantenerlo en refrigeración.



Figura 4.3. *Phantom* finalizado.

4.2. Desarrollo de Arreglos de Transductores de PVDF.

El objetivo principal de esta tesis es la implementación de un arreglo de transductores de PVDF, el cual nos permita determinar con una adecuada resolución espacio temporal los gradientes de temperatura en un volumen. Para ello fue necesario diseñar y evaluar la respuesta de diferentes tipos de geometrías, diferentes números de elementos en los arreglos de transductores de PVDF, diferentes tipos de *backings* y diferentes voltajes de excitación.

4.2.1. Material y Equipo Utilizado para la Manufactura del Arreglo de PVDF.

- Pliego de PVDF polarizado de 9 μ m de espesor.
- Wire rap.
- Pincel.
- Laca automotiva marca “Optimus Eco” en aerosol.
- Acrílico.
- Jeringa 3 ml.
- Minidrill marca “Dremel” multipro modelo 395.
- Regla.
- Plumón de tinta negra.
- cinta adhesiva laminar 3311 Scotch 3M.

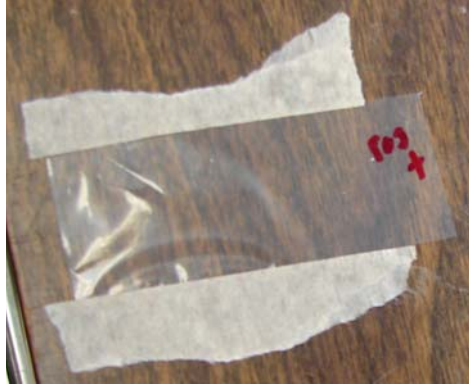


Figura 4.4. Pliego de PVDF polarizado recortado.

4.2.2. Reactivos.

- Monómero marca “Nic Tone”.
- Acrílico en polvo marca “Nic Tone”.
- Alcohol Isopropílico.
- Epoxy conductivo CW2400J 10 g Parte A y B (Endurecedor).



Figura 4.5. Epoxy conductivo.

4.2.3. Construcción del Arreglo de Transductores de PVDF.

La fabricación del arreglo, inicia partiendo de una película delgada de PVDF polarizado uniformemente de *9micrometros* de espesor [34], se dibujo la configuración

deseada y se procedió a metalizar utilizando una capa de epoxi conductiva (Conductive Epoxy CW2400J) [19] sobre cada una de las caras.

La impedancia acústica resultante al agregar la nueva capa es una impedancia cercana a la del acrílico ($Z = 3.1 \text{ MRayl}$); sin embargo es preciso señalar que la impedancia del PVDF varía con la temperatura desde 4.7 MRayl a -40°C a 3.1 MRayl a 80°C [49], dato que se consideró. Se diseñaron y evaluaron diferentes geometrías de arreglos de transductores, todos de 4 elementos. En la figura 4.6. y 4.7. se muestran dos diseños, ambos en forma circular.

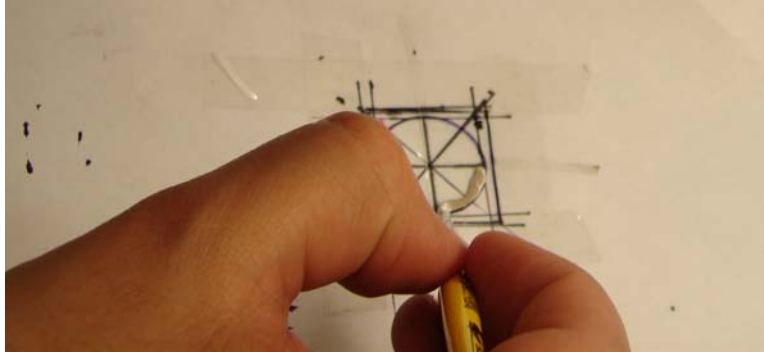


Figura 4.6. Método de recubrimiento del Arreglo de PVDF.



Figura 4.7. Arreglo de PVDF totalmente recubierto de Epoxy conductivo con terminales eléctricas.

4.2.4. Protocolo para la Construcción del Arreglo de Transductores de PVDF

La construcción del arreglo se realizó como se describe a continuación:

1. Se establece la geometría (distribución de los elementos) del arreglo. El arreglo de transductores de PVDF, que se eligió como el óptimo en este trabajo de tesis, fue un arreglo lineal de 4 elementos, donde cada elemento es de 4 mm de ancho x 4 mm de alto.
2. Del pliego de PVDF polarizado se recorta un segmento, lo suficientemente grande para fabricar nuestro arreglo y además cubrir la base del que será nuestro *backing* (acrílico, aire, etc.).
3. Conociendo las dimensiones del transductor emisor (2.1 cm de diámetro), se determina su campo de radiación y de esta forma se aprovecha la máxima área de radiación del haz ultrasónico.
4. Una vez dibujados los cuadrados sobre ambas caras del pliego de PVDF se añadió una capa más de epóxico conductor (Conductive Epoxy CW2400J), para unir alambres *wire rap*, uno en cada cara del transductor, estos alambres tuvieron la función de terminales eléctricos del transductor. Los cables eléctricos se conectaron a su vez a un cable coaxial, para tener un apantallamiento más robusto, se utilizó un segmento de cinta adhesiva laminar 3311 Scotch 3M, para garantizar el apantallamiento entre la unión del electrodo de *wire rap* y el cable coaxial.
5. Cuando la capa de epoxico de la cara frontal del transductor conductor se ha secado por completo, se le agrega una capa de laca automotiva en aerosol para aislar eléctricamente esta cara y de esta forma evitar el contacto directo con el agua durante las pruebas de inmersión que puede producir un corto circuito en el transductor y subsecuentemente introducir errores en la señal registrada.

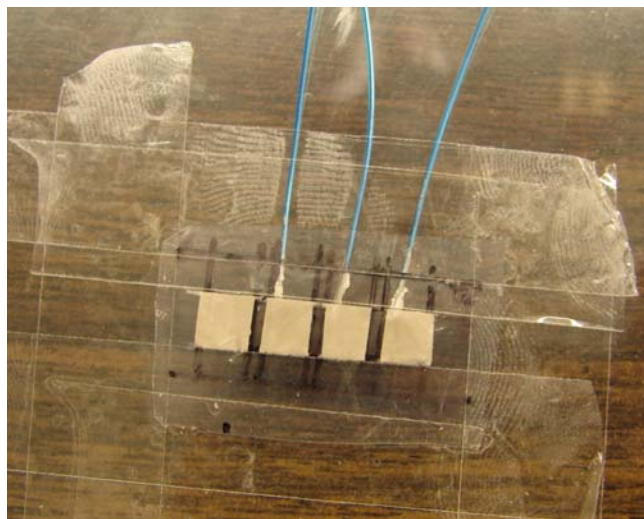


Figura 4.8. Arreglo lineal final de PVDF.

4.3. Excitación.

La generación de la señal eléctrica para excitar al transductor, se logró empleando una tarjeta excitadora Marca Matec Instruments, Modelo SR9000 “Pulser/Receiver Plug-In Card”. Se programó para generar solo un ciclo intentando una respuesta en banda ancha y evitar que el primer eco se sature por una ganancia excesiva.

Esta tarjeta, Modelo SR9000 “Pulser/Receiver Plug-In Card” [33], presenta la facilidad de ser PC-compatible, y cumple las funciones de un transceptor de señales de potencia: generadora de pulsos senoidales (que pueden ser utilizados para excitar a un transductor ultrasónico). En nuestros primeros experimentos con esta unidad, se ajustaron los parámetros programables de la tarjeta para obtener un solo ciclo como pulso de excitación y así tratar de aproximarnos a las condiciones de banda ancha con condiciones más favorables en amplitud e impedancia de salida.

Las posibles configuraciones de la tarjeta se describen en el apartado siguiente:

- Voltaje de Salida, puede ser programado como bajo (Low), Alto (High).
- Valor máximo: 300 Vpp (hasta 5 MHz).
- Frecuencia de repetición (Pulse Repetición Rate) puede ser programada en el intervalo de 77 Hz a 5 kHz. Indica la cadencia a la cual se repite el pulso de excitación hacia el transductor. Para el caso de nuestros ensayos, el valor de ese periodo fue 13 ms.
- Frecuencia de la señal sinusoidal. La frecuencia adecuada para el pulso de excitación depende de la frecuencia de resonancia del transductor que se esté utilizando.
- Ancho del pulso (Pulse Width). El ancho del pulso excitador puede ser programado en el intervalo de 20 ns a 26 μ s. El valor de este parámetro, para cada transductor, se estableció experimentalmente, para obtener justamente un solo ciclo.
- Modos X / R. Existen dos modos de recepción / transmisión que pueden ser seleccionados. Pueden ser: Modo Pulso/Eco (Pulse/Echo) y Modo Transmisión (Thru Tx). Para las pruebas que se realizaron, la opción elegida fue Thru Tx, es decir que el transductor comercial Aerotech actúa como emisor y nuestro arreglo como receptor.
- Disparo (Trigger). La tarjeta puede ser programada para una salida o una entrada positiva o negativa. Con un nivel TTL indica de qué modo se va a disparar el trigger. En nuestro caso se configuró de manera interna.
- Use1. Establece la amplitud del impulso con el que va a ser excitado el transductor. Para nuestros ensayos se definió como “High”.



Figura 4.9. Tarjeta MATEC SR-9000.

4.3.1. Principales Características de la Tarjeta:

- Impedancia de entrada/salida: 50 Ω .
- Ancho de banda 25 MHz a 100 MHz
- Ganancia (Receiver Gain). La ganancia en banda ancha del receptor puede ser programada entre 0 dB y + 63.5 dB.

Un osciloscopio digital marca “Tektronix” modelo “DPO3014” fue usado para adquirir la señal de eco amplificada.

Esta tarjeta es del tipo PCI y sus parámetros de funcionamiento son controlados por el software asociado, que se encuentra instalado en una computadora con procesador Pentium III, 128 MB de memoria RAM, con Sistema Operativo Windows XP y Disco Duro de 20 GB.

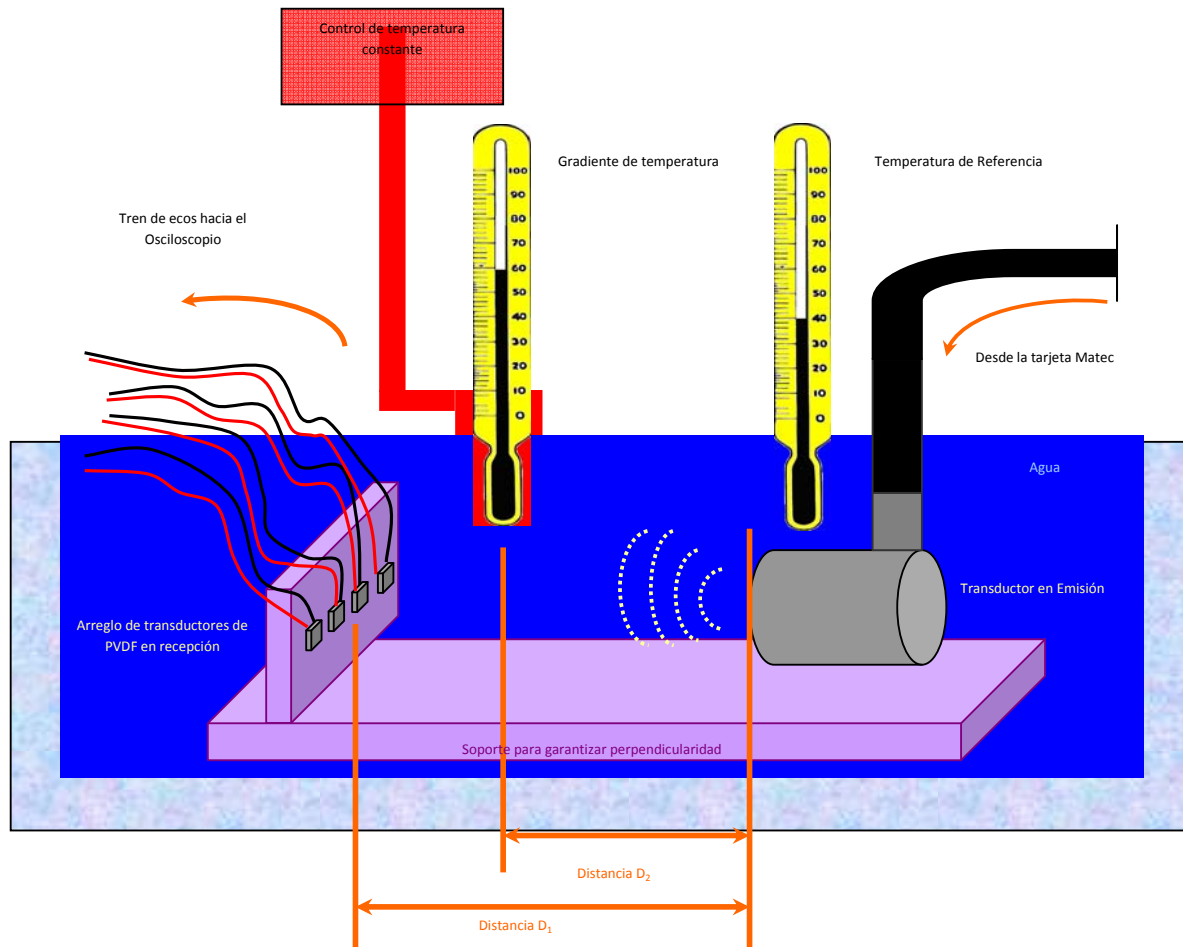


Figura. 4.10. Diagrama esquemático de la configuración experimental.

4.4. Protocolo para la Medición Ultrasónica de Temperatura.

Se determina la temperatura inicial al interior del *phantom* o del volumen de agua con un termómetro de mercurio y simultáneamente con un termopar ello asegura una medición con una mayor certeza.

Se simuló un volumen de tejido con un gradiente de temperatura al interior del *phantom*, empleando esferas de hidrogel a diferentes temperaturas: Antes de incorporar las esferas de hidrogel (volumen de agua en forma de gel) al *phantom*, estas se calientan en un recipiente que contiene agua, en una parrilla, y se calientan por conducción térmica. Dado que la temperatura del recipiente es influida por la temperatura ambiente; después de alcanzarse la temperatura seleccionada se requiere de un tiempo mínimo de estabilización térmica, para garantizar la temperatura en todo el volumen.

Los parámetros eléctricos seleccionados en la tarjeta MATEC, para excitar al transductor con un solo pulso, fueron:

- Frecuencia de repetición de 300 ms.
- Voltaje de salida de 300 V.
- Ancho de pulso de 0.20 μ s.
- Modo de excitación: Thru/Tx.
- Trigger: interno.

Estos parámetros seleccionados en la tarjeta MATEC, se comentan a continuación:

- La impedancia de salida del osciloscopio es de 50 Ω , a fin de asegurar el acoplamiento eléctrico con la salida de señal del receptor y tener la máxima transferencia de energía.
- El número de muestras adquiridas fue de 10000.
- El modo de adquisición fue el de promediado a 128, con el fin de evitar perturbaciones debidas a fenómenos aleatorios, tales como el ruido.
- La frecuencia de muestreo fue de: 1×10^8 muestras/segundo
- El retardo en tiempo fue de 100 ns
- Escala vertical: Voltaje
- El intervalo de temperaturas de interés se estableció desde los 25°C hasta los 70°C, con pasos en intervalos de 5°C.

Para cada uno de los experimentos se realizaron al menos 3 adquisiciones en cada una de las temperaturas, las cuales fueron posteriormente promediadas, obteniendo solo un vector de datos para cada medición de temperatura, que fue el que se procesó con el método de desplazamientos de fase.

4.5. Metodología de Adquisición de Señales.

Captura de la Señal La señal que se visualiza en el osciloscopio, se captura en una memoria USB, para posteriormente procesarlas en la plataforma de Matlab R2009a.

Procesamiento. Los datos digitalizados se encuentran ordenados en archivos que contienen los datos para cada temperatura y se puede acceder a ellos empleando sus direcciones relativas en la memoria USB.

Filtrado. Dado que el método de desplazamientos de fase no es robusto al ruido, fue preciso filtrar la señal antes de procesarla. El criterio que se asumió para filtrar las señales fue que todo lo que fuese identificado como ruido se convertía en cero.

Algoritmo de determinación de temperatura a través de los desplazamientos de fase.

La determinación de temperatura requirió definirle al programa una ventana de tiempo, que contiene el eco de interés, de esta forma se procesan sólo los segmentos de interés y no la señal completa. La ventana es lo suficientemente grandes para poder trabajar tanto con la señal original, como con las que contienen las variaciones de temperatura.

Se procede a separar todas las señales adquiridas, bajo el criterio de canal de adquisición (elemento del arreglo) y temperatura. Esto para cada una de las diferentes temperaturas, una vez separadas, comparamos las señales visualmente insertando en una sola grafica todas las señales separadas.

Para eliminar el *offset* a cada señal se le resta el promedio de si misma, una vez hecho esto se filtra con un filtro chebyshev de orden 20 y 0.01 dB de rizo.

Se procede a un segundo análisis de cada una de las señales filtradas, se calculan los espectros de fase y se despliegan todas las señales en una misma grafica para observar el desplazamiento de fase final.

Para observar el cambio en frecuencia sin discontinuidades a estas últimas señales obtenidas les aplicamos otro proceso llamado *unwrap*, lo graficamos nuevamente y finalmente analizar el cambio en la fase.

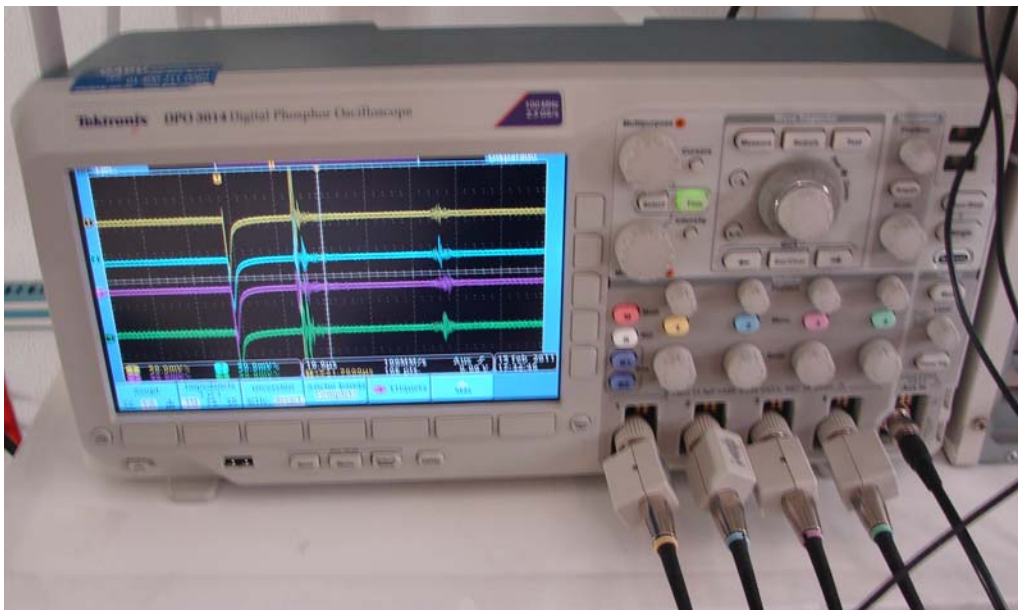


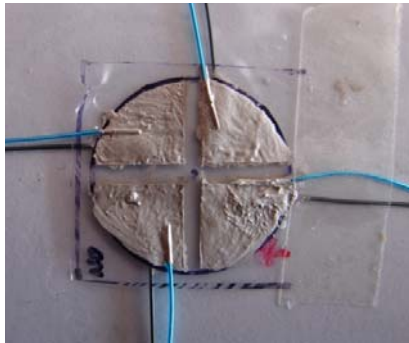
Figura 4.11. Osciloscopio digital con 4 canales.

Capítulo 5. Pruebas Experimentales en Laboratorio.

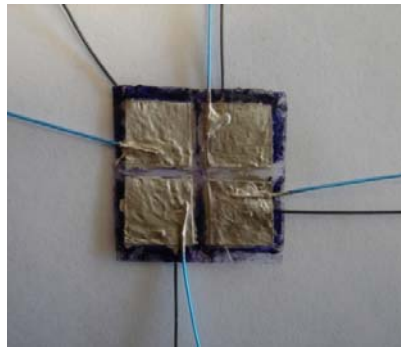
5.1. Adquisición, Procesamiento y Análisis de las Señales Ultrasónicas.

Durante el proceso de evaluación del arreglo de transductores de PVDF, a fin de obtener el más adecuado para nuestra aplicación, se diseñaron diferentes configuraciones experimentales. En la figura 5.1. se muestran algunos ejemplos de las diferentes geometrías diseñadas.

a)



b)



c)

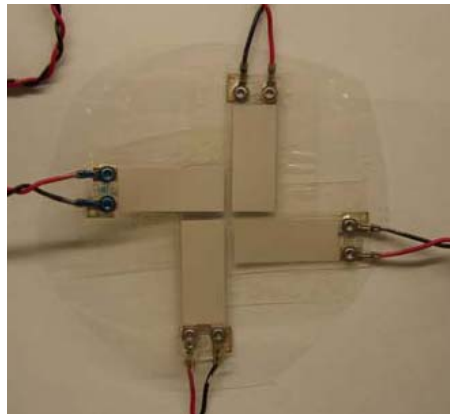
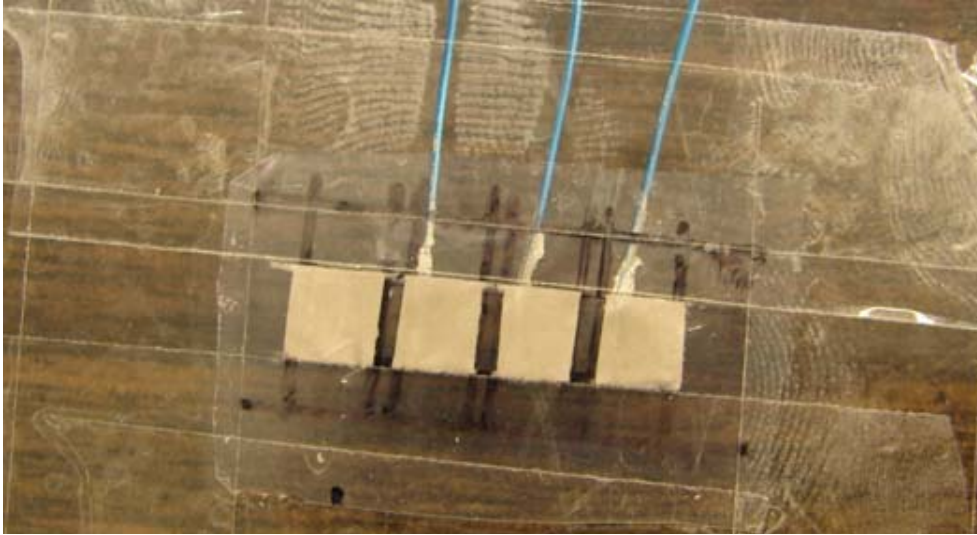


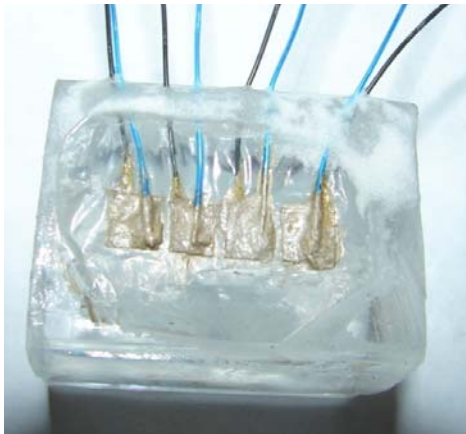
Figura 5.1. Configuraciones propuestas y evaluadas de arreglos de transductores de 4 elementos. a) arreglo circular b) arreglo cuadrado y c) arreglo en forma de esvástica.

La configuración óptima elegida, es la de un arreglo lineal de 4 elementos. Se evaluó el desempeño de dicho arreglo con *backing* de acrílico y con *backing* de aire, dichos materiales se eligieron debido a que son capaces de absorber la vibración de la cara trasera, sin generar un transitorio muy largo (*ringing*).

a)



b)



c)

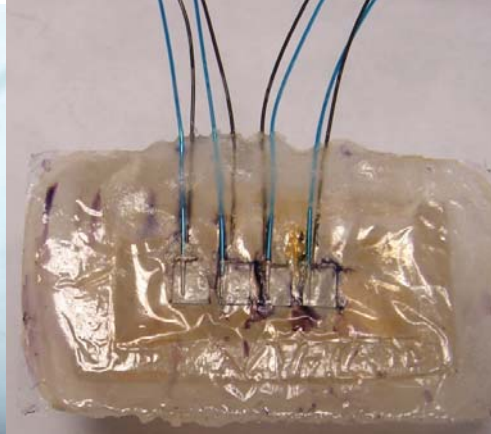


Figura 5.2. Arreglo lineal de 4 elementos, a) detalle del proceso de fabricacion, b) arreglo lineal con backing de acrilico y c) arreglo lineal con backing de aire.

Las primeras pruebas para estimar cambios de temperatura con estos arreglos fueron hechas en un volumen de 400ml de agua (ver figura 5.3. inciso a). El segundo medio de propagación elegido fue un *phantom* de tejido suave de 400 ml (ver figura 4.3. inciso b). Ambos medios se mantuvieron a temperatura ambiente durante toda la prueba. A dichos volúmenes se les incorporó un volumen esférico, el cual se encontraba a una temperatura mayor (gradiente de temperatura), cuya temperatura podría oscilar entre 30 y 70 grados centígrados.

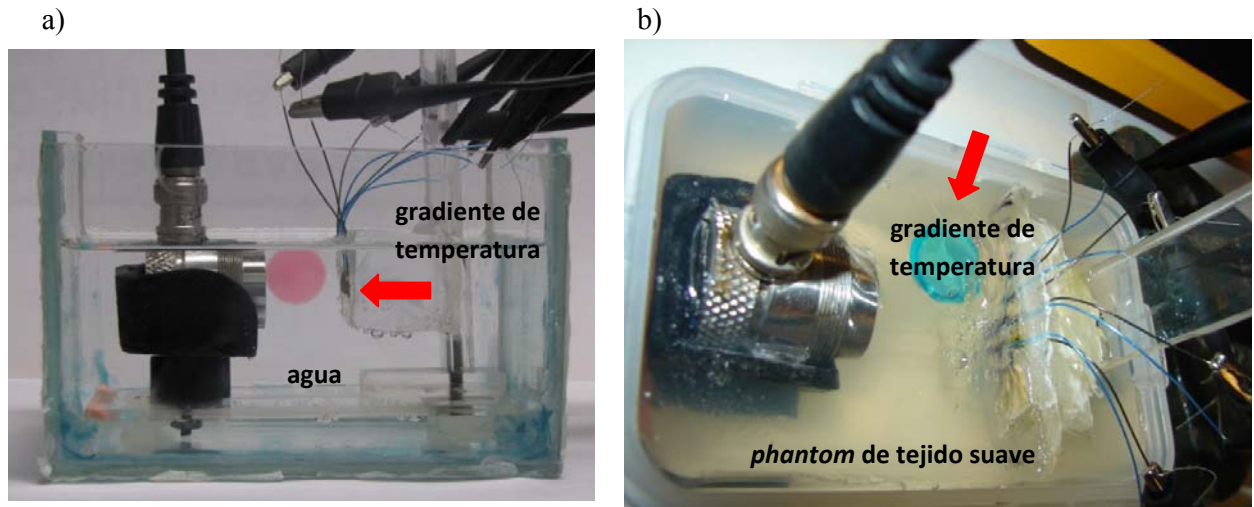


Fig 5.3. Medios de propagación. (a) Agua y (b) *phantom* de tejido suave.

Para lograr repetitividad en la evaluación de los diferentes backings y evitar errores de medición debidos a falta de acoplamiento, se decidió, sumergir el arreglo de PVDF y el transductor PZT marca Aerotech en el medio a evaluar. Para garantizar la perpendicularidad entre la cara del transductor emisor y el arreglo de transductores de PVDF en recepción, se diseñó un soporte de acrílico; dicho soporte fija por un lado el transductor emisor y por otro fija el arreglo de transductores en recepción. Además permite establecer una distancia de separación entre ambos transductores durante todo el experimento (ver figura 5.4.), la cual cabe resaltar puede variarse.

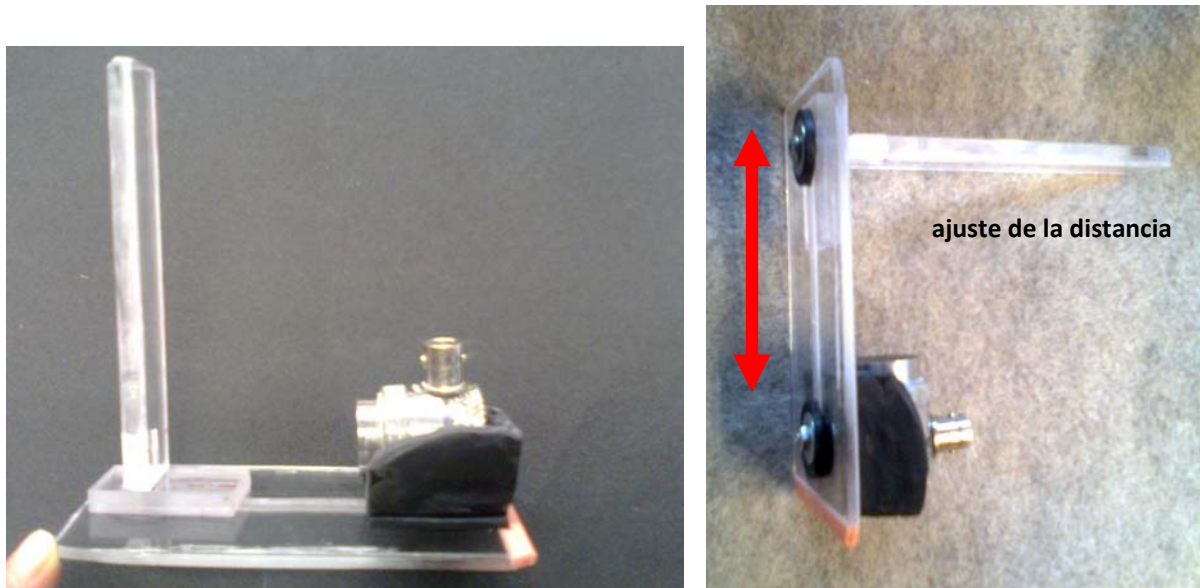


Figura 5.4. Soporte para garantizar perpendicularidad entre las caras y fijar la distancia.

El soporte con el transductor en emisión y el arreglo de transductores de PVDF sumergidos en el *phantom* se observan en la Figura 5.5.

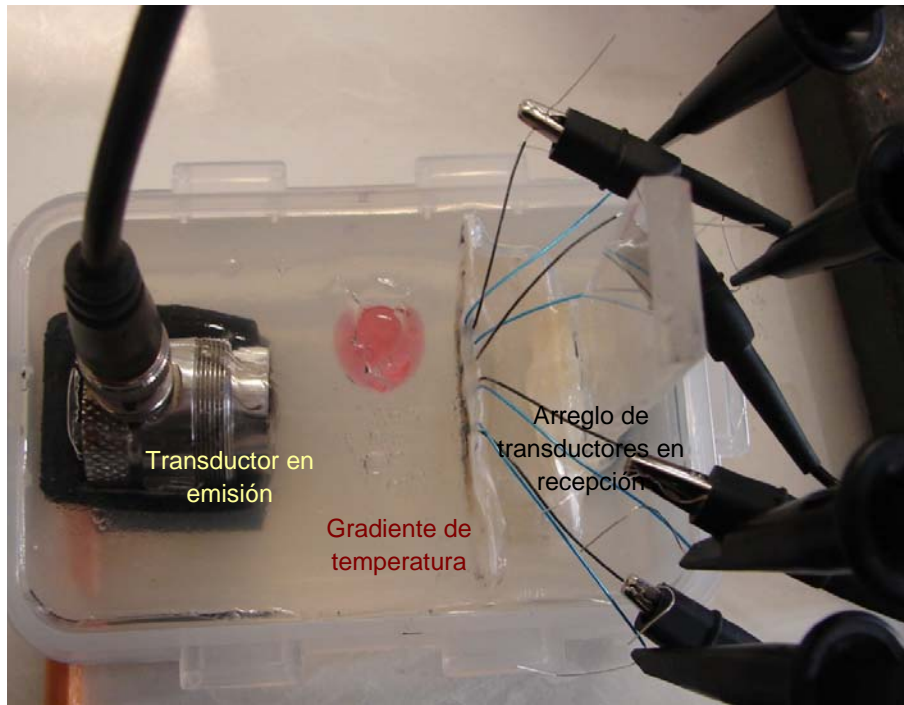


Figura 5.5. Vista aérea del experimento inmerso en el *phantom*.

Luego de fabricar los transductores, fue necesario evaluar que la señal ultrasonica emitida por el transductor en emisión fuera capaz de viajar la distancia establecida a través del medio bajo prueba (agua o *phantom*) y que dicha señal llegará con una buena amplitud hasta los arreglos de emisión fabricados (ver figura 5.6).

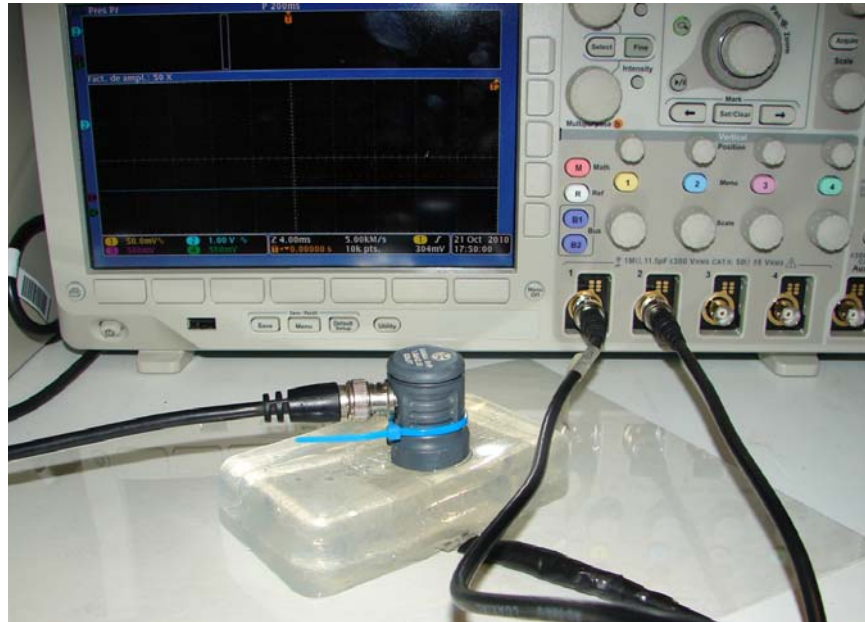


Figura 5.6. Primeras mediciones con un volumen conocido y un transductor comercial.

En la figura 5.7., se puede observar la configuración experimental completa; el transductor en emisión, el medio, el arreglo de transductores en recepción y las señales adquiridas a través del osciloscopio.

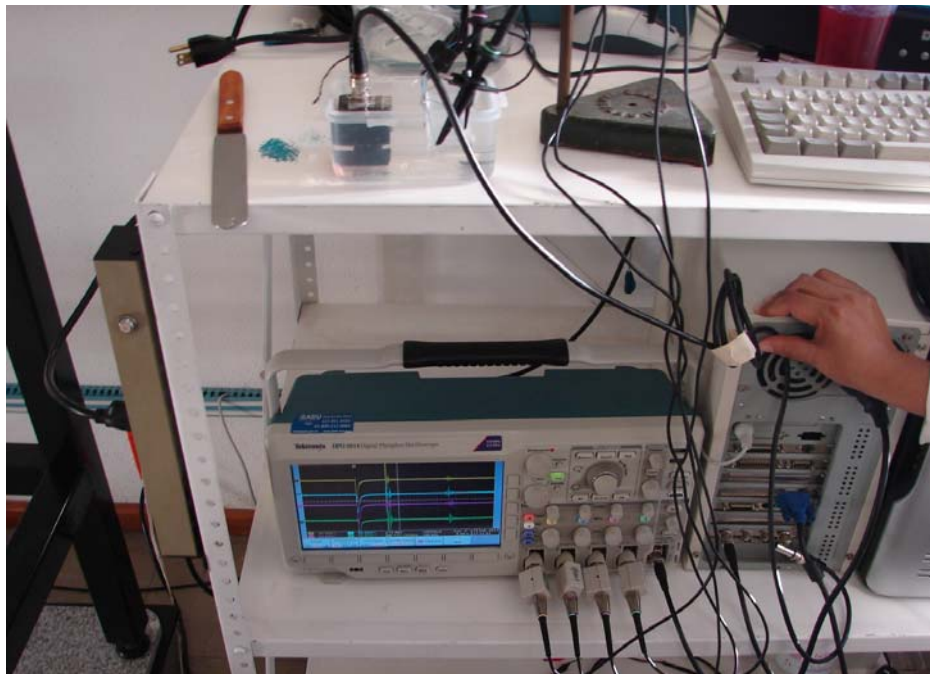


Figura 5.7. Ensayos preliminares con agua como medio de transmisión.

Las señales son adquiridas empleando un osciloscopio digital, después se guardan en una memoria USB, en donde se transportan hasta una PC para ser procesadas con ayuda de MATLAB.

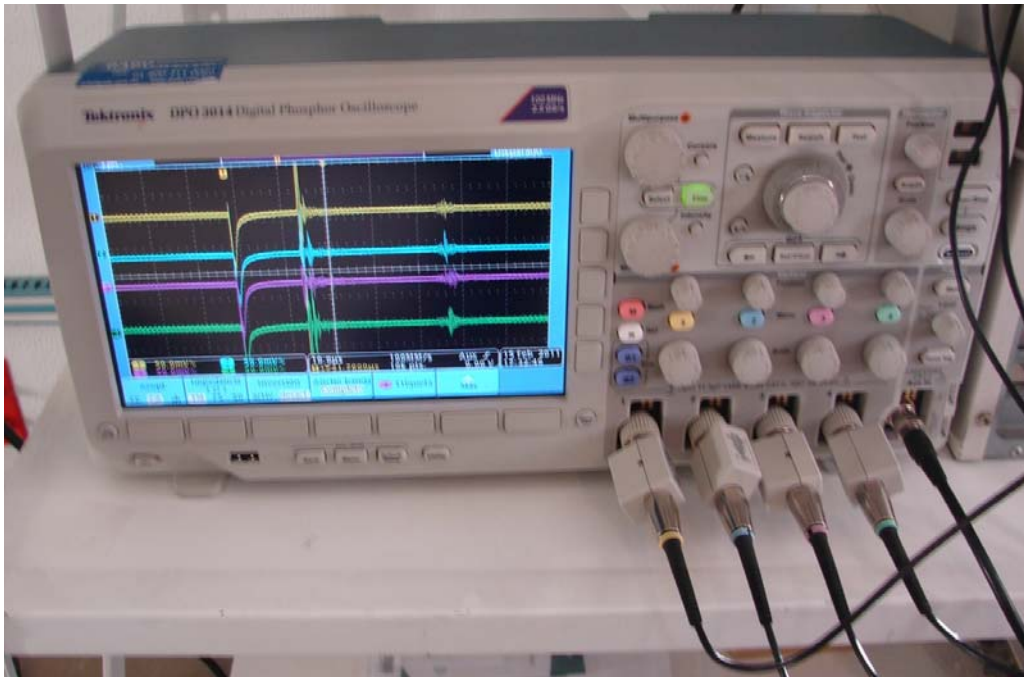


Figura 5.8. Osciloscopio usado en la captura de las señales obtenidas en el experimento.

La configuración experimental completa consta de la tarjeta MATEC (excitación eléctrica), el programa que controla la amplitud (voltaje) y duración del pulso, el *transductor en emisión*, el arreglo de transductores de PVDF en recepción, ambos colocados sobre una base de acrílico, la muestra a evaluar en agua o en el *phantom* y una esfera de biogel dentro del *phantom* o agua fija en el espacio establecido para fungir como el volumen con gradiente de temperatura a detectar.

El objetivo de la presente tesis es detectar el gradiente de temperatura al interior del *phantom*, para ello dicha esfera de biogel se calentó a diferentes temperaturas (30 °C – 70 °C). En la figura 5.9. se muestra el volumen a detectar (esfera roja), la cual es detectada porque algunas señales adquiridas por los elementos del arreglo lineal de PVDF presentan variaciones en la fase luego de ser procesadas.

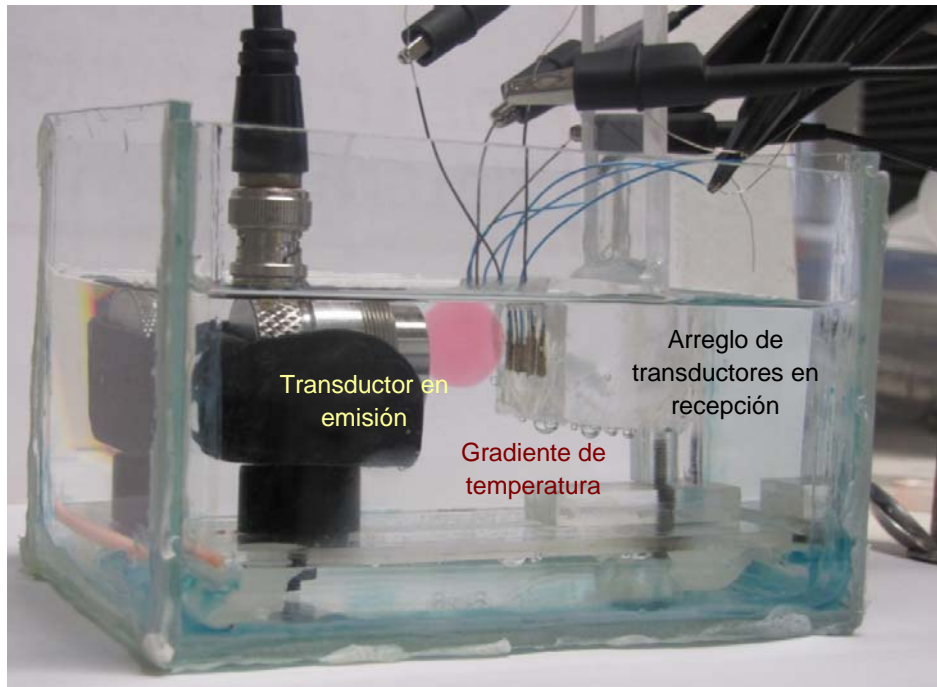


Figura 5.9. Volumen con gradiente de temperatura entre el arreglo lineal de PVDF y el transductor PZT en emisión.

La adquisición de señales se realiza una vez que la esfera de biogel se depositaba en el volumen total a evaluar (*phantom* o agua). La señal adquirida con él osciloscopio, se guarda completa en una USB, se realizaron y almacenaron 3 adquisiciones para cada temperatura a evaluar.

Este procedimiento se realizó para cada una de las temperaturas que se evaluaron, las cuales iniciaban en 25°C y terminaban hasta los 70°C debido a las limitaciones del PVDF para tener una señal adecuada, en las hojas de especificación se indica que se puede trabajar hasta los 100°C pero para obtener resultados óptimos y evitar aplicar un algoritmo adicional que compense las pérdidas, se recomiendan hacerlo hasta 70°C [34]. Sin embargo, en algunos experimentos se capturaron señales con temperaturas de hasta 80°C pero la variación en el dominio de la frecuencia (espectro de fase) de la señal, era claramente no lineal. Los resultados obtenidos en el rango de 25°C a 70°C en este mismo dominio son lineales.

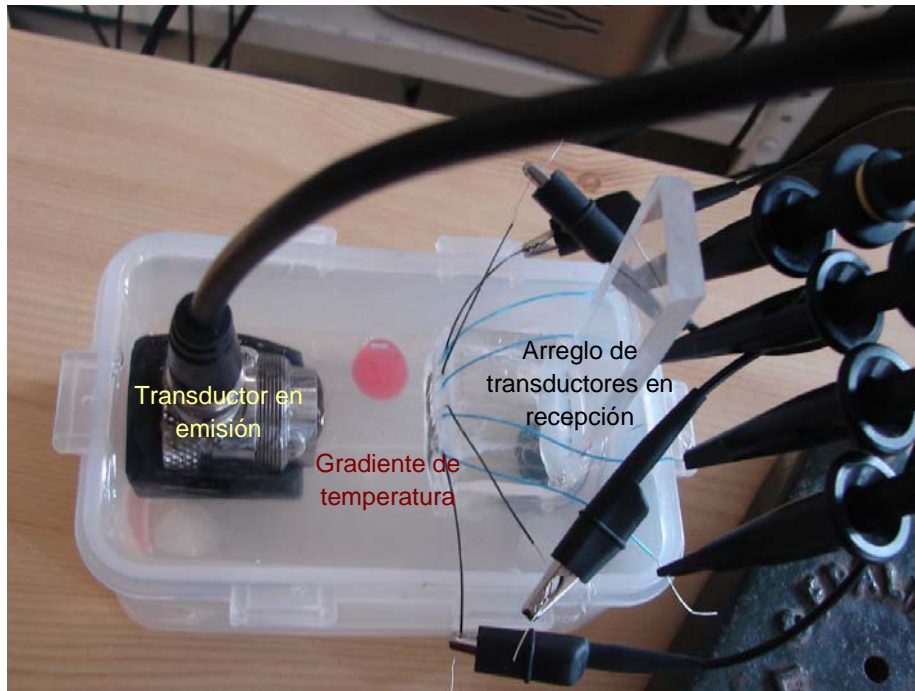


Figura 5.10. Configuración experimental.

5.2. Análisis y Comparación de la Respuesta de los Transductores Comerciales y los Fabricados en el IIMAS.

Las señales que se analizaron fueron obtenidas con los arreglos lineales de 4 elementos con *backing* de acrílico y con *backing* de aire. Para evaluar la respuesta eléctrica de estos arreglos, se comparó la respuesta de estos 2 prototipos con la respuesta generada por un transductor comercial con *backing* de acrílico. Las señales adquiridas con los arreglos de transductores de fabricación propia tuvieron el siguiente proceso:

1. Se cargaron en la plataforma MATLAB tal cual habían sido capturadas directamente del osciloscopio. En la figura 5.11. se muestran los 4 canales de las muestras obtenidas sin procesamiento.

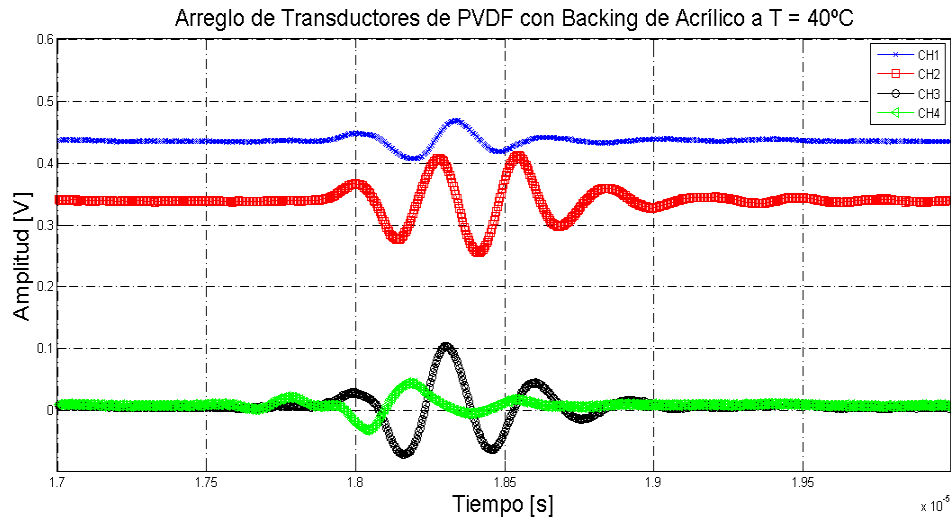
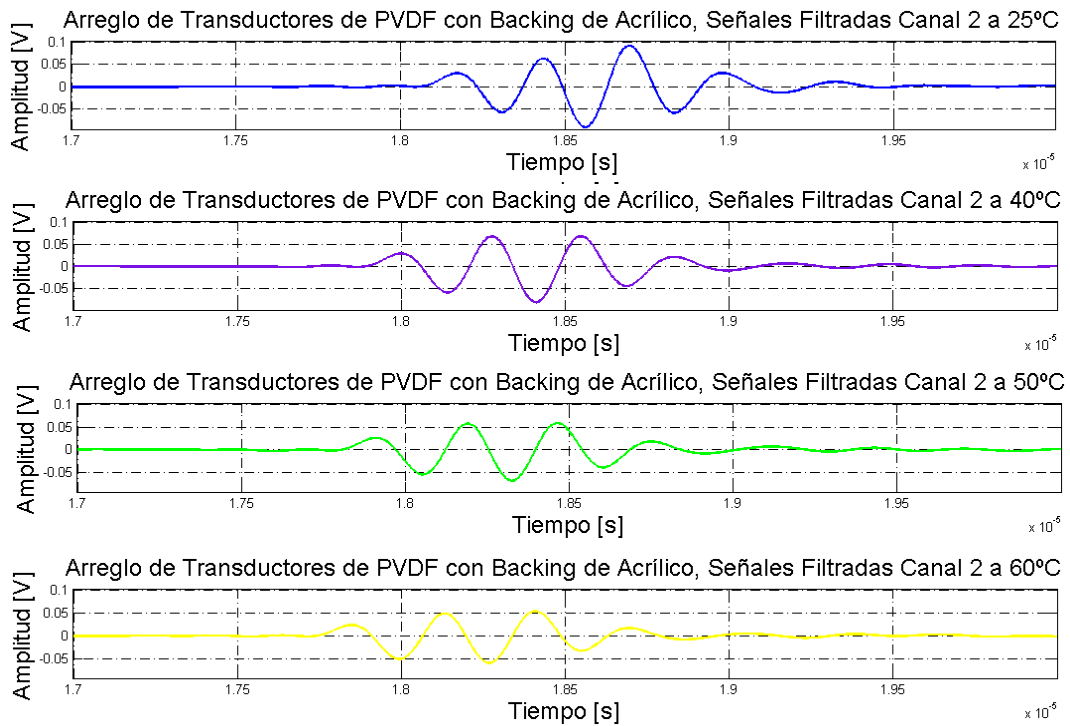


Figura 5.11. Señales de los 4 canales, cuando el canal 2 tiene gradiente de temperatura a 40°C.

2. El siguiente paso es separar él o los canales de interés en cada una de las adquisiciones realizadas. Para el caso aquí mostrado, el canal 2 es el que más nos interesaba, ya que el volumen a detectar con los cambios de temperatura se encontraba enfrente del segundo elemento del arreglo.



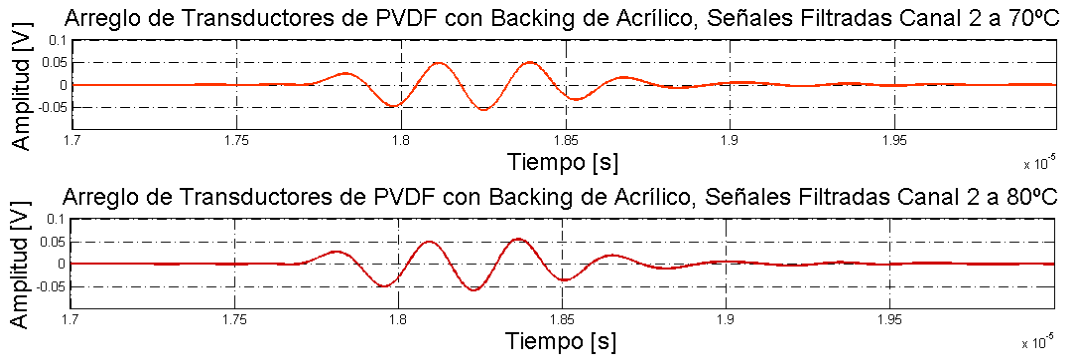


Figura 5.12. Señales del canal 2 tomadas a las diferentes temperaturas, desde 25°C hasta 80°C.

- Después se grafican juntas las señales de los canales número 2 de cada una de las distintas temperaturas. Después de visualizarlas y analizarlas, concluimos que no era posible utilizar las señales obtenidas directamente del osciloscopio, puesto que algunas señales presentaban un *offset* debido a causas externas, tales como el ruido blanco de los instrumentos y de la línea eléctrica, así como las imperfecciones propias del aislamiento eléctrico del arreglo y a las variaciones irregulares en el recubrimiento del arreglo con el epoxy conductivo.

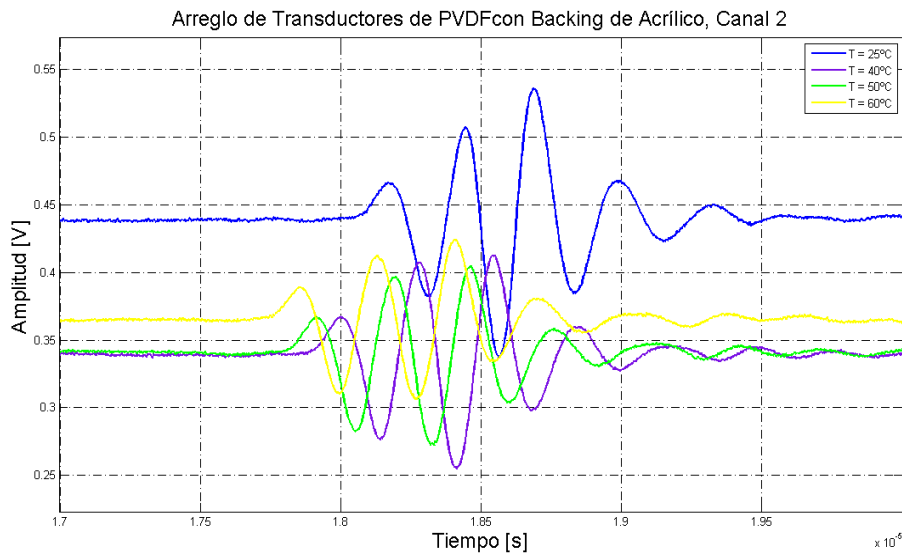


Figura 5.13. Señales de los canales 2 de las diferentes temperaturas sin procesar.

- Se realizó un pequeño procedimiento en MATLAB con el que fácilmente pudimos revertir este efecto, es decir con una simple resta de la señal original menos el promediado de la señal original, se eliminó el *offset*.

```
CH2_T25=CH2_25-mean(CH2_25);
```

El canal 2 de la señal original de 25°C es igual a la señal original menos el promediado de esta misma señal que se obtiene con la función *mean* y como resultado se obtiene la imagen de la figura 5.14.

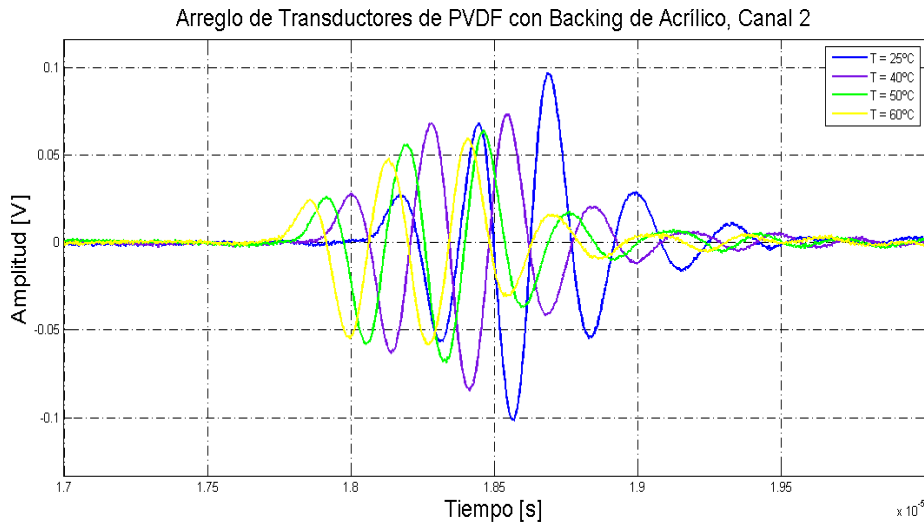


Figura 5.14. Señales de los canales 2 para eliminar el *offset* inicial.

5. Esto no es suficiente aunque el resultado es satisfactorio a nivel visual pues tenemos alineadas las señales y se nota el desplazamiento o corrimiento de la señal hacia la izquierda conforme la temperatura aumenta, para obtener mejores resultados visuales el siguiente paso fue aplicarle a la señal un filtrado especial para eliminar el ruido, se hace pasar por un filtro digital propio de MATLAB para filtrar completamente la señal.

```

%filtrando
%Cálculo de los coeficientes del filtro digital
%Este filtrado deja solo la señal por encima de 1 MHz
% Frecuencia normalizada
fNorm = 2e6 / (fs/2);
[b,a] = butter(10, fNorm, 'low');
%filtro digital de fase cero
%y = filtfilt(b,a,x) realiza un filtro digital de fase cero
%filtfilt minimiza los transitorios del inicio y final con
condiciones iniciales, funciona para números reales e
imaginarios
% Filtrado de la señal
%y_Low = filtfilt(b, a, y);
%filtrado de la señal control
FiltradaT25=filtfilt(b,a,CH2_T25);
%filtrado 25

```

En donde se aplica un filtro digital de fase cero que procesa los datos de entrada en ambas direcciones, después de filtrar en una dirección se realiza el filtrado inverso. El resultado tiene:

- Distorsión Precisa de Fase cero.
- Magnitud igual a la raíz de la respuesta de la magnitud del filtro.
- El orden del filtro es el doble del especificado por b y a.

En este ejemplo se muestra el proceso para filtrar la señal capturada a 25°C, en la figura 5.15. se observa el resultado después de este proceso.

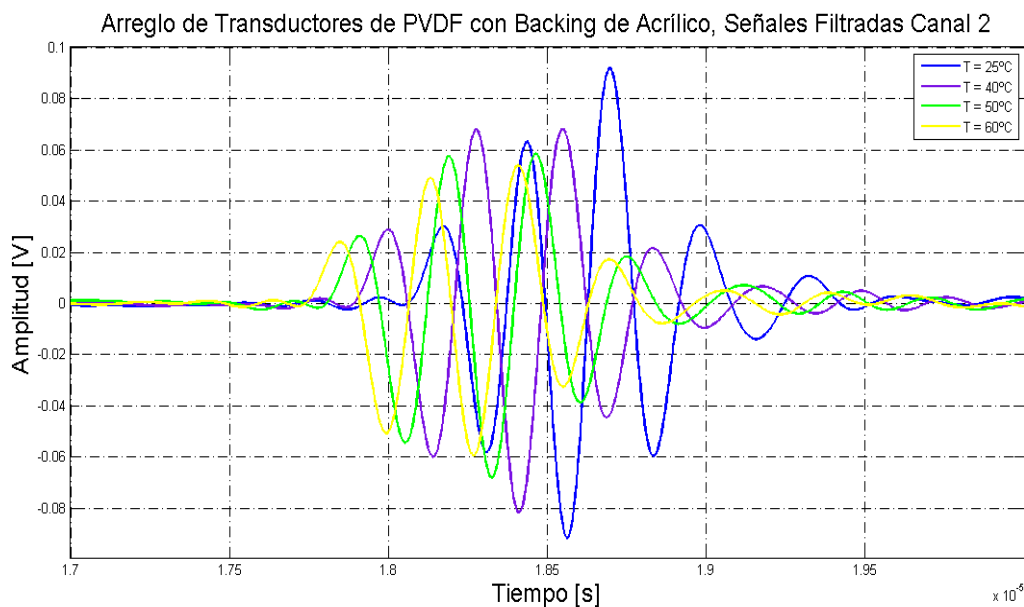


Figura 5.15. Señales después de ser filtradas.

6. Por último, a las señales se les aplica la transformada rápida de Fourier, la cual se vuelve a procesar con la función *angle*, para obtener la grafica del espectro de fase de la señal, con el cual seríamos capaces de estimar temperatura a través del desplazamiento de la señal por cambios en la fase, pero en la plataforma MATLAB esta función no es capaz de detectar cambios de fase mayores a π , lo que genera discontinuidades en el espectro. Para evitar esto fue necesario utilizar otra función llamada *unwrap* para lograr unir los segmentos de esa señal y observar el comportamiento lineal en los cambios de fase, quedando el procedimiento como se muestra en el ejemplo:

```
fase25=unwrap(angle((fft(FiltradaT25))));
```

En la figura 5.16. se muestra el resultado final, donde se ve claramente que existe desplazamiento de fase de las señales proporcional al cambio de temperatura.

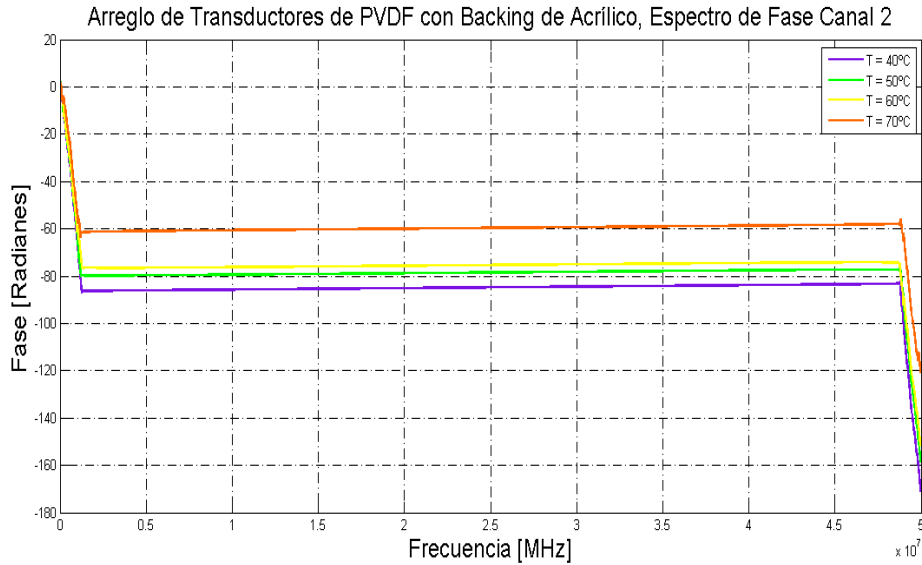


Figura 5.16. Espectro de Fase de las señales con diferentes temperaturas.

En la siguiente figura (figura 5.17.) se muestra el espectro de densidad de potencia de la figura 5.16. para apreciar más fácilmente en el dominio de la frecuencia el desplazamiento que hay entre las señales a diferentes temperaturas.

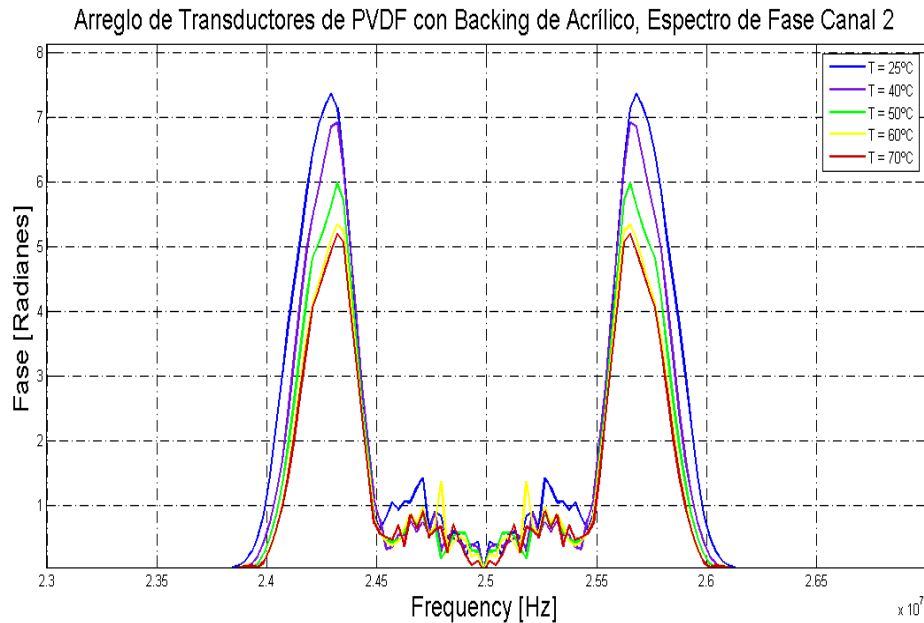


Figura 5.17. Análisis espectral de las señales obtenidas.

Los resultados mostrados en las figura 5.11. hasta la 5.17., se obtuvieron empleando un arreglo lineal de 4 elementos con *backing* de acrílico, en las figuras siguientes (desde la 5.18. hasta la 5.22.) se repitió el mismo proceso pero con el arreglo lineal de 4 elementos con *backing* de aire.

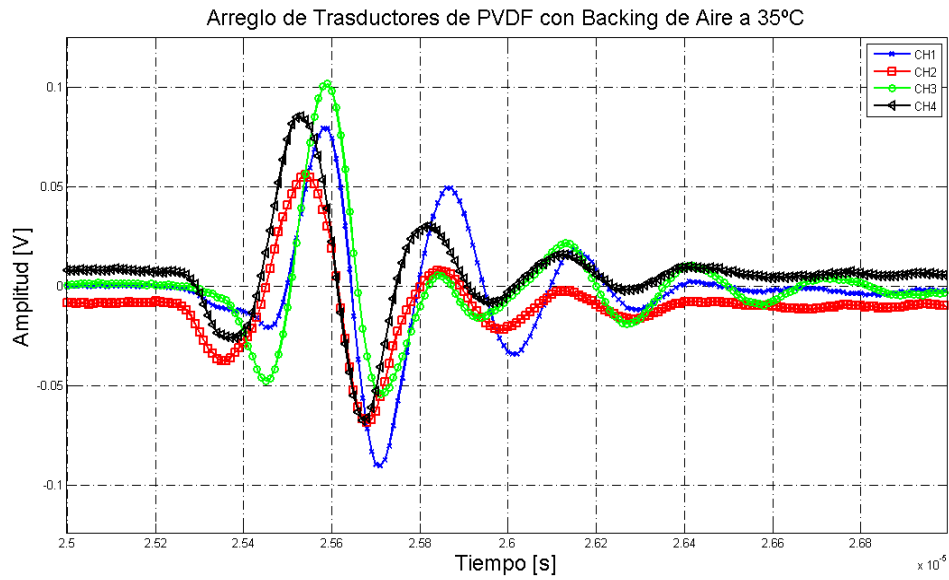
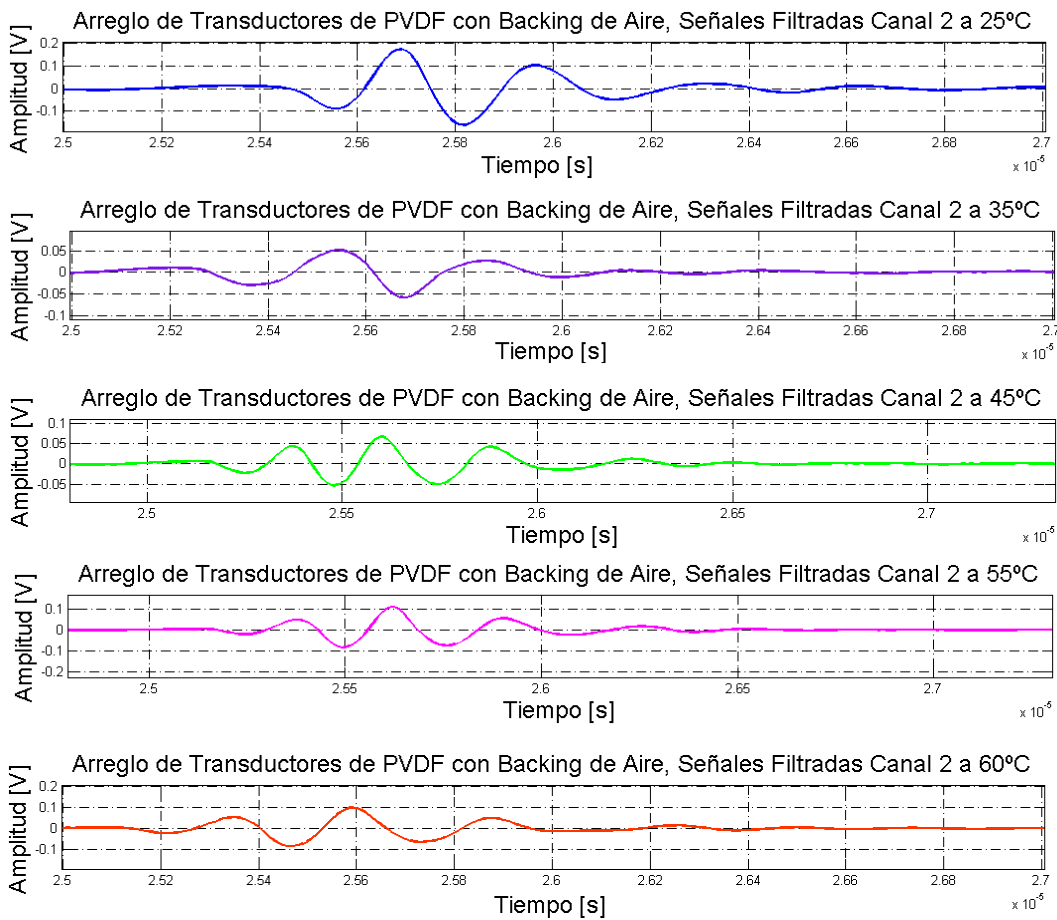


Figura 5.18. Señales de los 4 canales, cuando el canal 2 tiene un volumen esférico a 35°C.



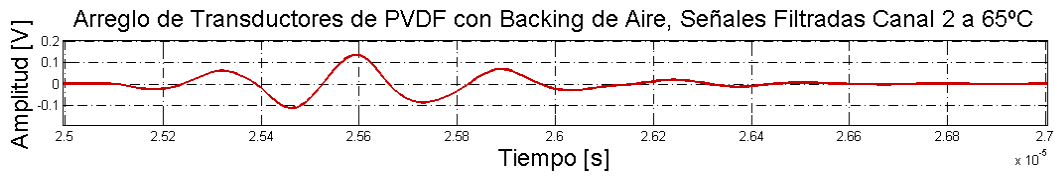


Figura 5.19. Señales del canal 2 tomadas a las diferentes temperaturas, desde 25°C hasta 65°C.

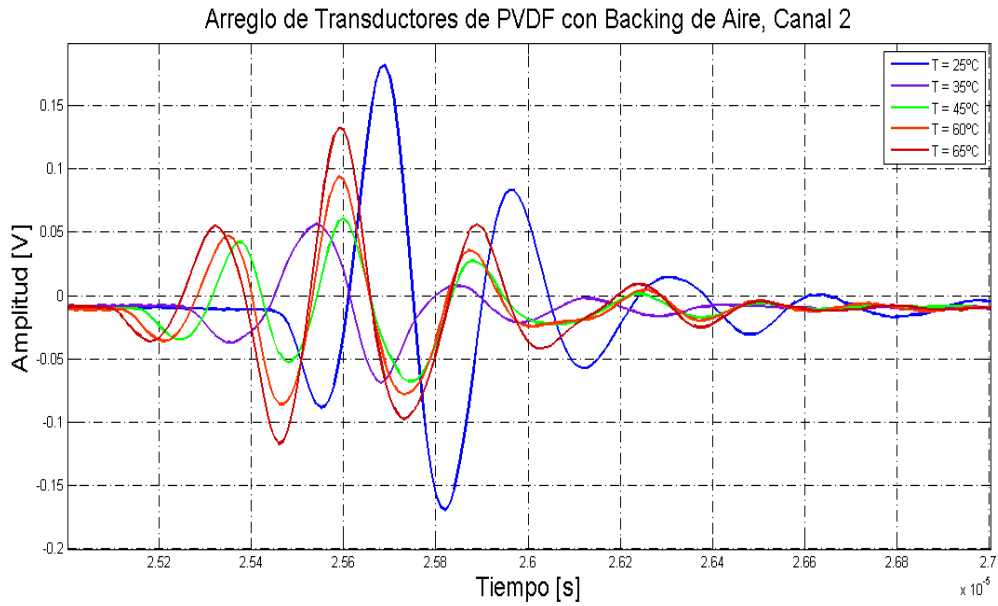


Figura 5.20. Señales de los canales 2 de las diferentes temperaturas sin procesar.

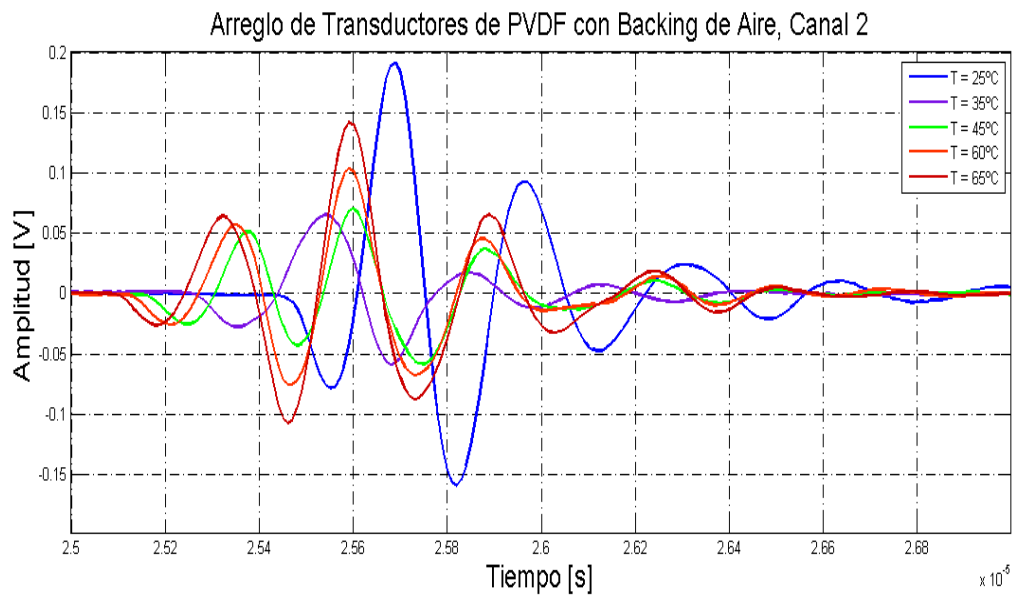


Figura 5.21. Señales de los canales 2 para eliminar el *offset* inicial.

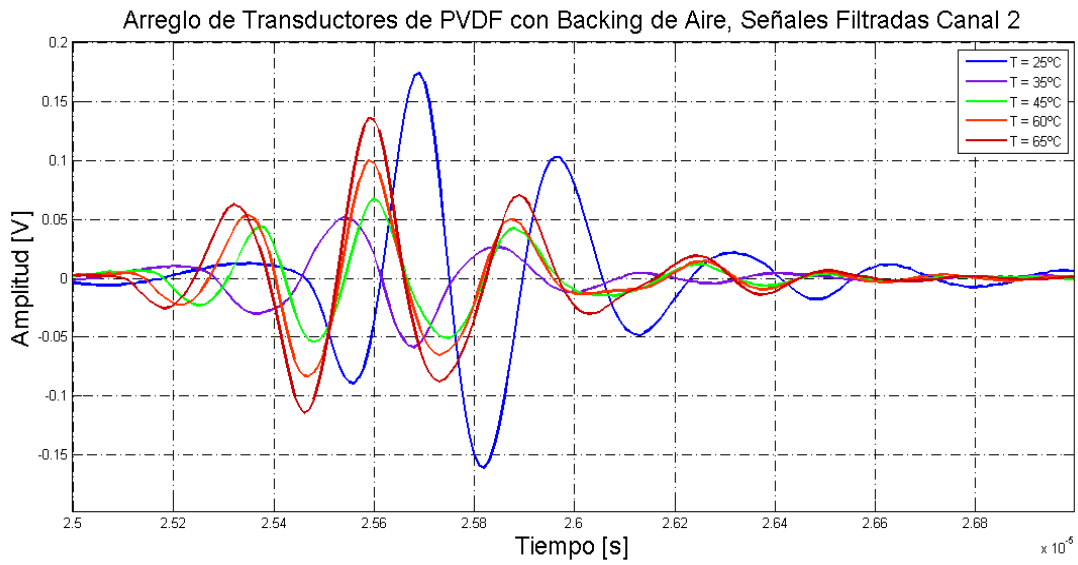


Figura 5.22. Señales después de ser filtradas.

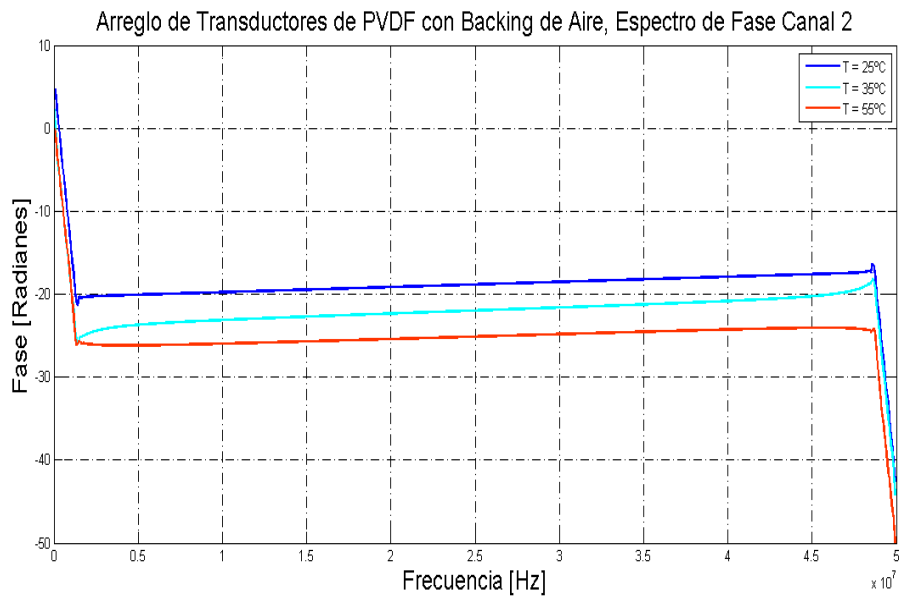


Figura 5.23. Espectro de Fase original.

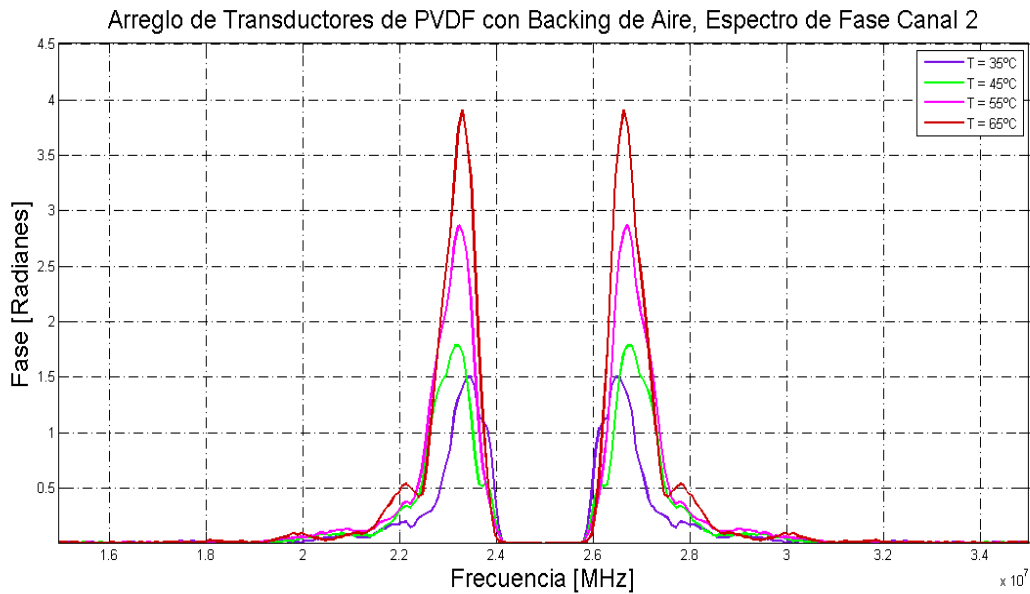


Figura 5.24. Análisis espectral de las señales obtenidas.

Para finalizar, se reportan las señales capturadas con el transductor comercial marca *Measurement Specialties* modelo LTD1-028K de 28 μm de espesor. Para reducir el ruido eléctrico se unieron las terminales del transductor con un cable coaxial con un apantallamiento hasta la base y las terminales se cubrieron con barniz transparente que evita el corto circuito al contacto con el agua y como *backing* se usó acrílico para absorber la mayor cantidad de la señal. En la figura 5.25 se muestra el transductor construido.



Figura 5.25. Transductor comercial con backing de acrílico.

La configuración experimental con el transductor comercial queda como se muestra en la figura 5.26.

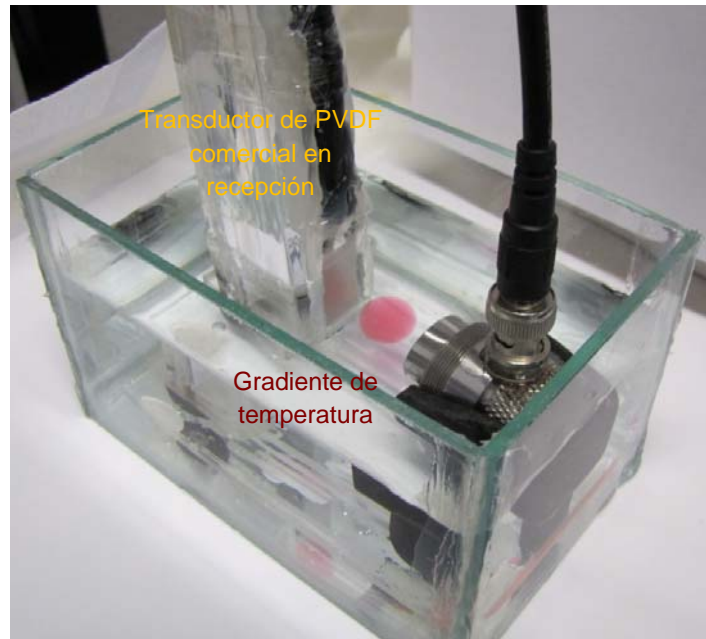
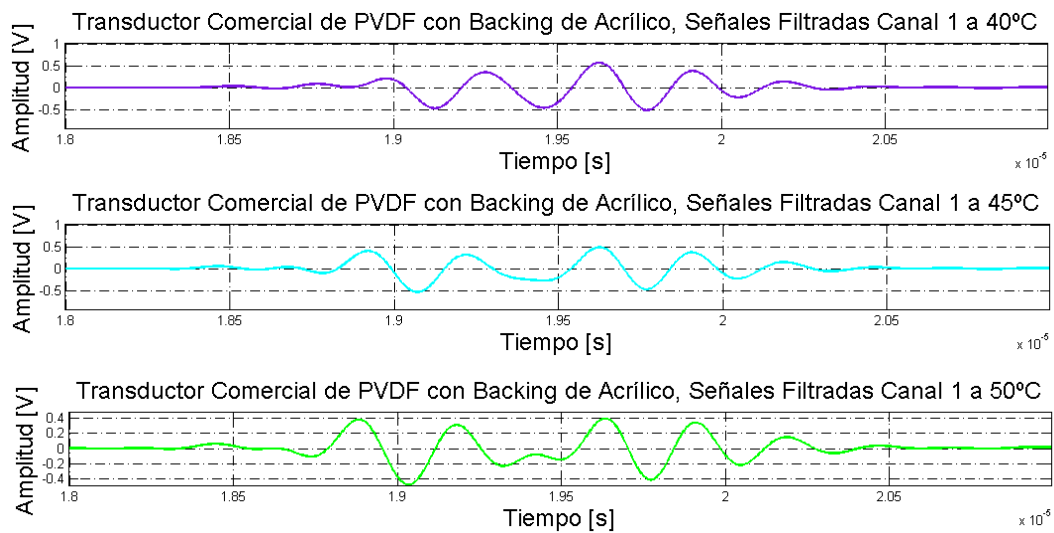


Figura 5.26. Configuración experimental con el transductor comercial.

De nueva cuenta se repitió el proceso pero esta vez con un transductor comercial LTD1-028K como receptor. Se decidió que fuese un solo elemento, debido a la geometría y a las dimensiones el transductor es muy grande para usar varios de este tipo en el volumen establecido y con el área irradiada por el transductor PZT en emisión.

Las señales adquiridas durante las diferentes pruebas con las distintas temperaturas se muestran en la figura 5.27., por lo que el siguiente paso después de cargarlas en la PC, fue agruparlas en una sola grafica, para verificar el efecto de desplazamiento en el experimento figura 5.28.



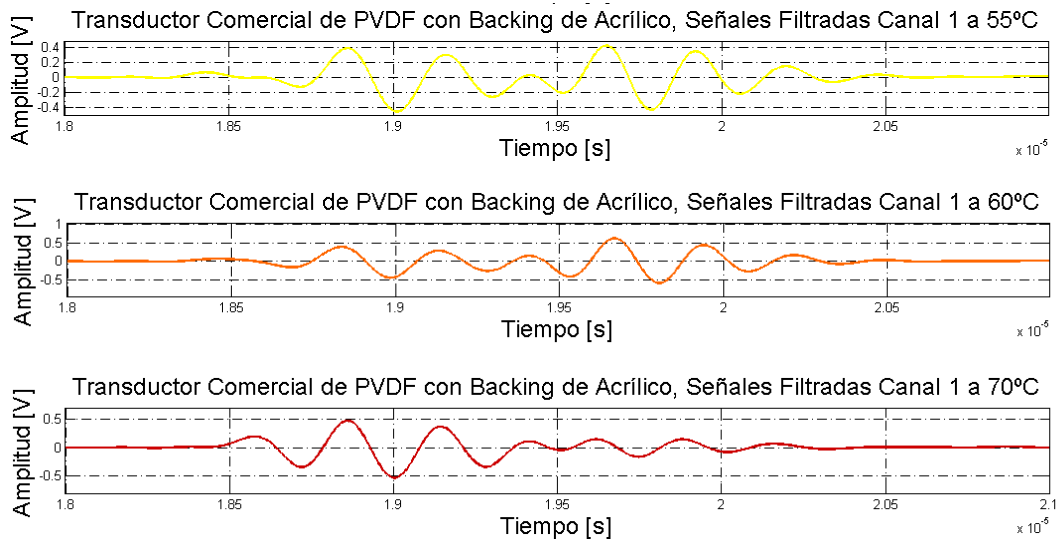


Figura 5.27. Señales del canal 1 tomadas a las diferentes temperaturas, desde 40°C hasta 70°C.

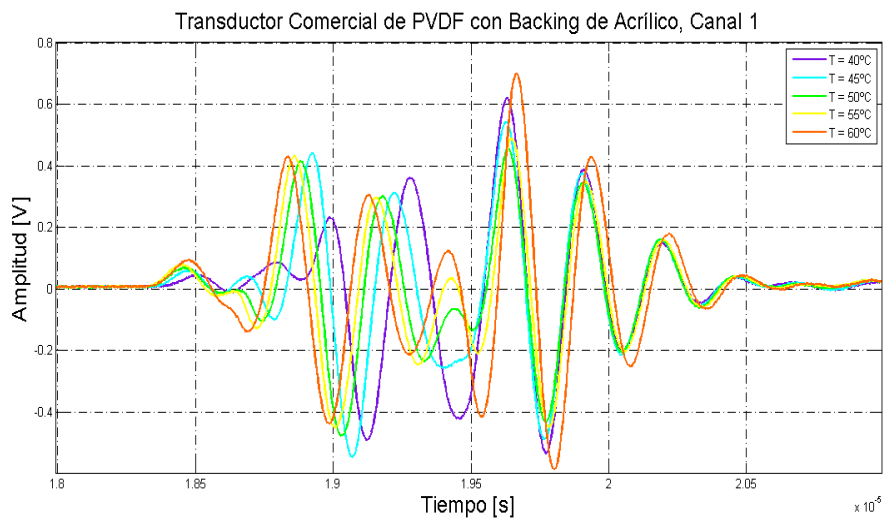


Figura 5.28. Señales de los canales 1 de las diferentes temperaturas sin procesar.

A pesar de mejorar la captura de las señales sigue presente un pequeño *offset*, el cual se eliminó para obtener una gráfica con las señales alineadas. Este efecto se muestra en la figura 5.29.

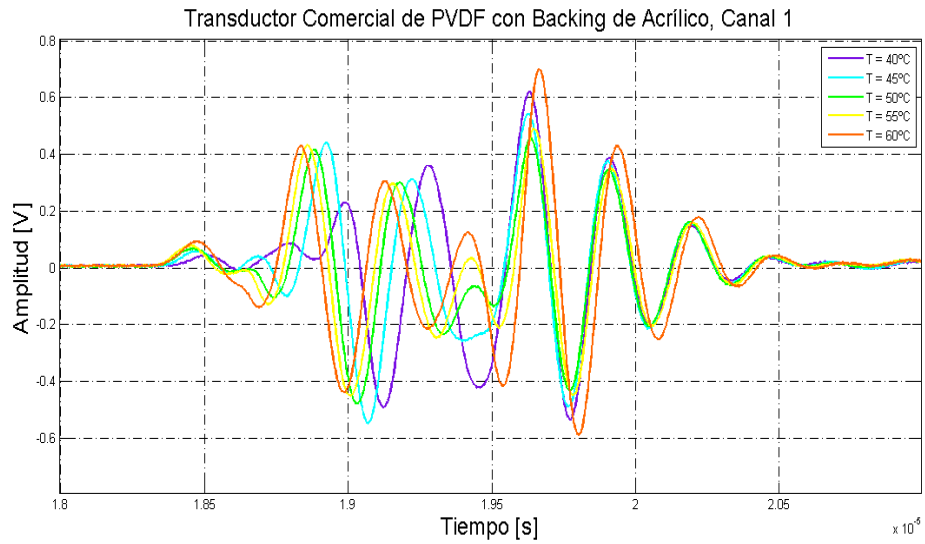


Figura 5.29. Señales de los canales 1 para eliminar el *offset* inicial.

De nueva cuenta se filtraron las señales para eliminar el ruido y conseguir mejorar la señal obtenida, esto se puede observar en la figura 5.30.

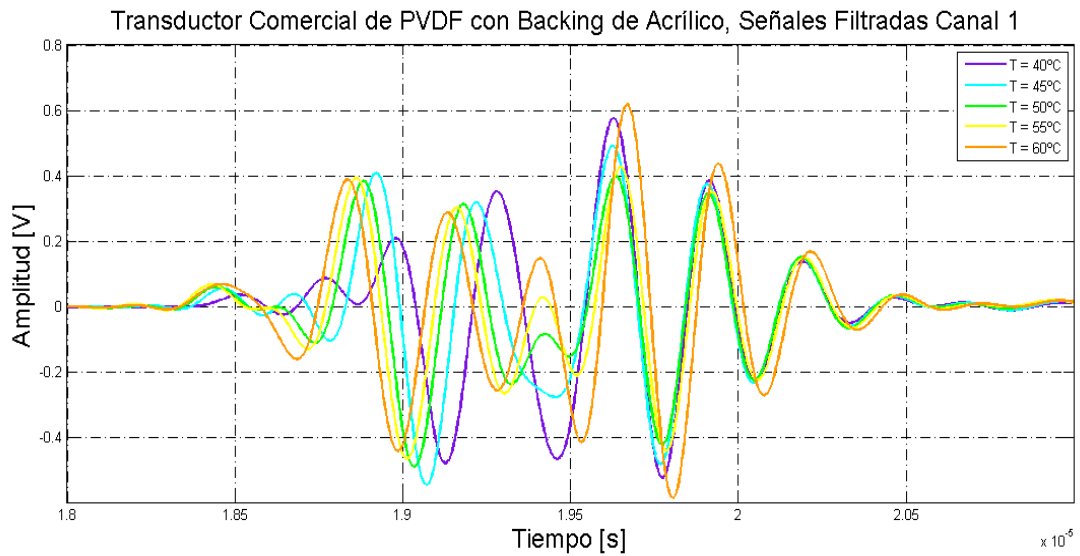


Figura 5.30. Señales después de ser filtradas.

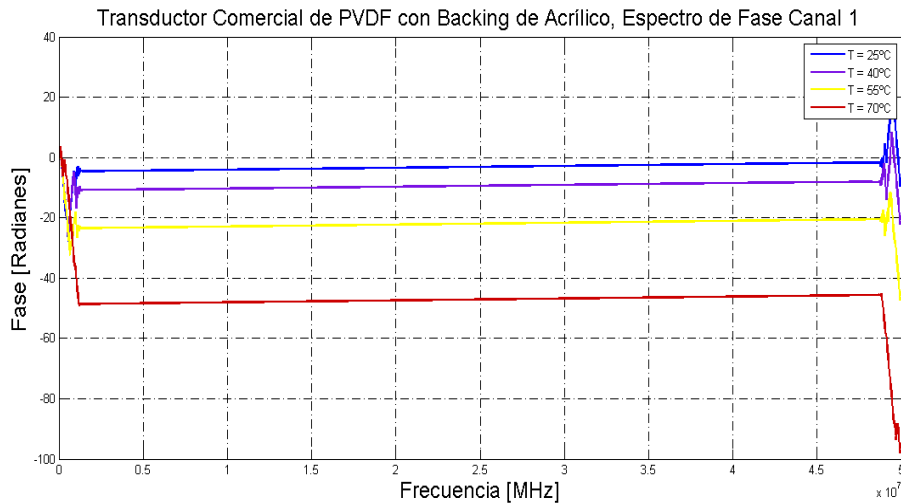


Figura 5.31. Espectro de Fase.

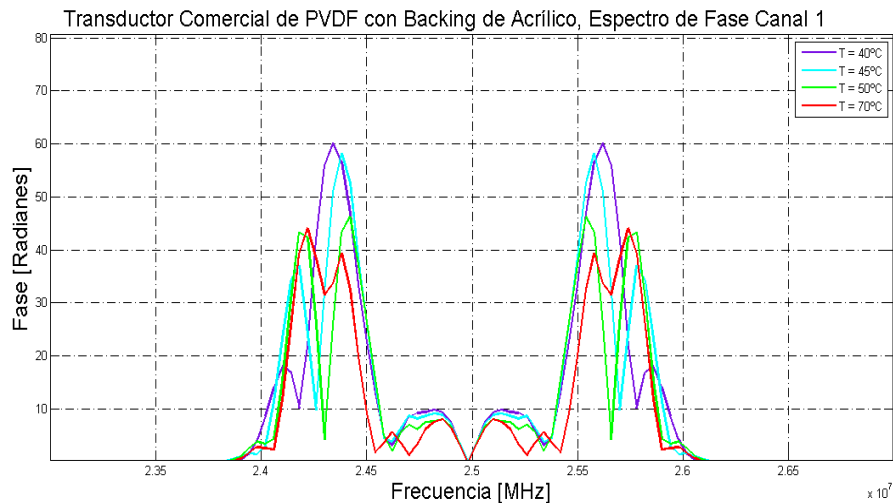


Figura 5.32 Análisis espectral de las señales obtenidas.

Como se puede observar, en las imágenes de los espectros de fase, nuestros arreglos son más consistentes comparándolo con el espectro del transductor comercial con respecto al cambio de temperatura por el método de cambio de fase, esto puede deberse al tipo de recubrimiento que tiene el arreglo de fabricación propia.

Los desplazamientos de fase de las señales adquiridas con el transductor comercial y los transductores de fabricación propia son lineales en el intervalo de interés.

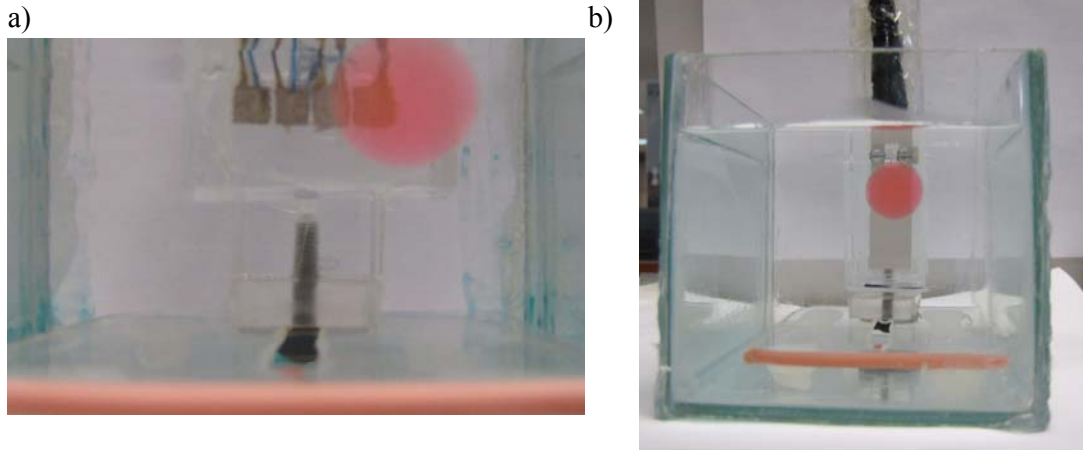


Figura 5.33. (a) Arreglo de transductores de PVDF y b) transductor comercial.

En la figura 5.33., se puede observar que debido a las dimensiones del transductor comercial, este no es capaz de detectar la ubicación espacial de la esfera de biogel, sólo detecta un incremento de temperatura en el volumen, a diferencia del arreglo de transductores de PVDF de fabricación propia, que si es capaz de detectarlo, porque las dimensiones de los elementos lo permiten.

Capítulo 6. Conclusiones y Principales Aportaciones de la Tesis.

6.1. Conclusiones.

A partir de los resultados reportados en el capítulo 5, podemos afirmar que se cumplieron los objetivos planteados en esta tesis.

Respecto a la fabricación de arreglos de transductores de PVDF podemos concluir que: (1) Se desarrolló un método para la fabricación de transductores de PVDF de 9 μm de espesor. (2) Se diseñaron y construyeron diversas configuraciones de arreglos de transductores de PVDF de diferentes dimensiones y número de elementos. (3) Se implementó un método para el aislamiento eléctrico de los transductores de PVDF. (4) Se determinó que la configuración óptima es un arreglo lineal de 4 elementos que nos permite una resolución espacial de 4 mm de ancho por 4 mm de altura. (5) Con la configuración de dicho arreglo se logró detectar gradientes de temperatura en un *phantom* de tejido suave.

Se eligieron dos medios de propagación para evaluar la eficiencia del arreglo de transductores de PVDF, el primer medio en el que se evaluó el arreglo fue en un volumen de agua de 400 ml, y el segundo medio en el que se evaluó el arreglo fue un *phantom* de tejido suave de 400 ml. En ambos medios, el arreglo de transductores en recepción de diseño propio fue capaz de detectar el gradiente de temperatura en el volumen bajo prueba.

El algoritmo elegido para estimar el gradiente de temperatura al interior del *phantom* de manera no invasiva, fue el de desplazamiento de fase, debido a que es un método fácil de implementar. La única desventaja de este método es que no es robusto al ruido, por lo que fue preciso filtrar y ventanear cada una de las señales.

Se estableció un protocolo para la fabricación de método para la fabricación de transductores de PVDF de 9 μm de espesor.

La novedad del arreglo de transductores de PVDF desarrollado en esta tesis, es que con él es posible determinar un gradiente de temperatura de 2.14 ml dentro de un volumen de 400 ml, lo cual representa una mejora respecto a lo reportado por [9,18,41] que sólo determinaban cambios de temperatura en un volumen. La resolución obtenida con el arreglo propuesto en esta tesis es de 0.98 radianes/ $^{\circ}\text{C}$, lo cual concuerda con lo reportado por otros autores [1,2].

6.2. Trabajo a Futuro.

El proceso de medición puede llegar a realizarse automáticamente.

El programa creado en MATLAB para el procesamiento y despliegue de las señales, se puede hacer más eficiente, si algunos segmentos del programa se manejan como funciones. Dicho programa puede inclusive volverse más amigable para el usuario, si se utilizan interfaces GUI.

El método de desplazamientos de fase para determinar la temperatura en tejido suave, puede tener diversas aplicaciones tales como la detección de cáncer de mama.

Esta es una aplicación factible, dado que el cáncer de mama está asociado con un incremento en la temperatura, debido a que el tejido canceroso, genera angiogenesis (formación de vasos sanguíneos), lo que tiene implícito una elevación de la temperatura [35]. Esto ha sido explicado por el aumento de sangre y de la vascularización linfática del área circundante al tumor [36], el método común para medir la temperatura del pecho es hacerlo durante la mastectomía en operaciones de cáncer de seno.

El uso de aparatos que midan adecuadamente la temperatura tiene gran valor no solo en la detección temprana de cáncer, sino también como un criterio metabólico local que ayudaría en la evaluación de la eficiencia del tratamiento de varios tipos de cáncer. Generalmente se ha asumido que la temperatura promedio de todos los tejidos del cuerpo humano es cercana a 37°C, esto ha sido registrado por termómetros orales o rectales.

Es conocido sin embargo que la superficie del cuerpo esta a una temperatura considerablemente más baja, pero para una persona vestida el promedio seria de 33°C. La temperatura aumenta conforme se adentra en la piel, con los experimentos Bazett and McGlone mostraron que la constancia se alcanza a profundidades de 5 o 7 cm, con estos hechos la suposición de que la temperatura promedio es cercana a 37°C no puede ser hecha sin investigación. En calorimetría el conocimiento de la verdadera temperatura del cuerpo es de gran importancia [37].

Uno de los experimentos que surgen de esta tesis para una investigación futura sería la determinación exacta de la temperatura de cada una de las zonas de cuerpo usando un arreglo bidimensional de PVDF como receptor para armar un calorímetro usando las señales captadas por cada elemento del arreglo, partiendo de la idea anterior y de estudios para determinar la temperatura tanto de hombres como de mujeres se pueden realizar pruebas para caracterizar y definir todo el procedimiento de medición y conocer el resultado de la temperatura en un punto solo con conocer el desplazamiento en determinado elemento del arreglo, serviría como una opción para mapear las temperaturas del cuerpo o crear un mapa topológico de la distribución de la temperatura en el cuerpo así como sus fluctuaciones en tiempo real.

Apéndices.

A.1. Código Fuente del Programa.

```
clear all
clc
%original
fs=1e8;
deltat=1/fs;
%cargamos los archivos obtenidos en el osciloscopio
prom128tempamb=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0002ALL_25C.txt','-ascii');
prom128esp70=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0003ALL_70C.txt','-ascii');
prom128esp65=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0006ALL_65C.txt','-ascii');
prom128esp60=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0011ALL_60C.txt','-ascii');
prom128esp55=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0012ALL_55C.txt','-ascii');
prom128esp50=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0017ALL_50C.txt','-ascii');
prom128esp45=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0018ALL_45C.txt','-ascii');
prom128esp40=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0021ALL_40C.txt','-ascii');
prom128esp35=load('E:\d\Tesis\pruebas finales\exp 2 jun
2011\tek0024ALL_35C.txt','-ascii');
tfinal=3e-5;
tinicio=2.4e-5;
%para comparar y seleccionar las mejores señales
tiempoT25=prom128tempamb(:,1);
indice25=find(tiempoT25==tinicio)
%fin25=length(tiempoT25);
fin25=find(tiempoT25==tfinal)
CH1_25=prom128tempamb(indice25:fin25,2);
CH2_25=prom128tempamb(indice25:fin25,3);
CH3_25=prom128tempamb(indice25:fin25,4);
CH4_25=prom128tempamb(indice25:fin25,5);
tiempoT35=prom128esp35(:,1);
indice35=find(tiempoT35==tinicio)
%fin35=length(tiempoT35);
fin35=find(tiempoT35==tfinal)
CH1_35=prom128esp35(indice35:fin35,2);
CH2_35=prom128esp35(indice35:fin35,3);
CH3_35=prom128esp35(indice35:fin35,4);
CH4_35=prom128esp35(indice35:fin35,5);
tiempoT40=prom128esp40(:,1);
indice40=find(tiempoT40==tinicio)
%fin40=length(tiempoT40);
fin40=find(tiempoT40==tfinal)
CH1_40=prom128esp40(indice40:fin40,2);
CH2_40=prom128esp40(indice40:fin40,3);
CH3_40=prom128esp40(indice40:fin40,4);
CH4_40=prom128esp40(indice40:fin40,5);
tiempoT45=prom128esp45(:,1);
indice45=find(tiempoT45==tinicio)
%fin40=length(tiempoT40);
fin45=find(tiempoT45==tfinal)
```

```

CH1_45=proml28esp45(indice45:fin45,2);
CH2_45=proml28esp45(indice45:fin45,3);
CH3_45=proml28esp45(indice45:fin45,4);
CH4_45=proml28esp45(indice45:fin45,5);
tiempoT50=proml28esp50(:,1);
indice50=find(tiempoT50==tinicio)
%fin50=length(tiempoT50);
fin50=find(tiempoT50==tfinal)
CH1_50=proml28esp50(indice50:fin50,2);
CH2_50=proml28esp50(indice50:fin50,3);
CH3_50=proml28esp50(indice50:fin50,4);
CH4_50=proml28esp50(indice50:fin50,5);
tiempoT55=proml28esp55(:,1);
indice55=find(tiempoT55==tinicio)
%fin50=length(tiempoT50);
fin55=find(tiempoT55==tfinal)
CH1_55=proml28esp55(indice55:fin55,2);
CH2_55=proml28esp55(indice55:fin55,3);
CH3_55=proml28esp55(indice55:fin55,4);
CH4_55=proml28esp55(indice55:fin55,5);
tiempoT60=proml28esp60(:,1);
indice60=find(tiempoT60==tinicio)
%fin60=length(tiempoT60);
fin60=find(tiempoT60==tfinal)
CH1_60=proml28esp60(indice60:fin60,2);
CH2_60=proml28esp60(indice60:fin60,3);
CH3_60=proml28esp60(indice60:fin60,4);
CH4_60=proml28esp60(indice60:fin60,5);
tiempoT65=proml28esp65(:,1);
indice65=find(tiempoT65==tinicio)
%fin60=length(tiempoT60);
fin65=find(tiempoT65==tfinal)
CH1_65=proml28esp65(indice65:fin65,2);
CH2_65=proml28esp65(indice65:fin65,3);
CH3_65=proml28esp65(indice65:fin65,4);
CH4_65=proml28esp65(indice65:fin65,5);
tiempoT70=proml28esp70(:,1);
indice70=find(tiempoT70==tinicio)
%fin70=length(tiempoT70);
fin70=find(tiempoT70==tfinal)
CH1_70=proml28esp70(indice70:fin70,2);
CH2_70=proml28esp70(indice70:fin70,3);
CH3_70=proml28esp70(indice70:fin70,4);
CH4_70=proml28esp70(indice70:fin70,5);
t_T25=tiempoT25(indice25:fin25);
figure(1)
%subplot(5,1,1);
plot (t_T25,CH1_25,'mx')
hold on
plot (t_T25,CH2_25,'-bs')
hold on
plot (t_T25,CH3_25,'-ro')
hold on
plot (t_T25,CH4_25,'-k<')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing at T =
25°C','FontSize',18)
xlabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
ylabel('Magnitude','FontSize',18)
grid on

```

```

legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
t_T35=tiempoT35(indice35:fin35);
figure(2)
%subplot(5,1,1);
plot (t_T35,CH1_35,':mx')
hold on
plot (t_T35,CH2_35,'-bs')
hold on
plot (t_T35,CH3_35,'-ro')
hold on
plot (t_T35,CH4_35,'-k<')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing at T =
35°C','FontSize',18)
xlabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
ylabel('Magnitude','FontSize',18)
grid on
legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
t_T40=tiempoT40(indice40:fin40);
%subplot(5,1,2);
figure(3)
plot (t_T40,CH1_40,':bx')
hold on
plot (t_T40,CH2_40,'-rs')
hold on
plot (t_T40,CH3_40,'-ko')
hold on
plot (t_T40,CH4_40,'-m<')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing at T =
40°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
grid on
legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
t_T45=tiempoT45(indice45:fin45);
figure(4)
plot (t_T45,CH1_45,':bx')
hold on
plot (t_T45,CH2_45,'-rs')
hold on
plot (t_T45,CH3_45,'-ko')
hold on
plot (t_T45,CH4_45,'-m<')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing at T =
45°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
grid on
legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
t_T55=tiempoT55(indice55:fin55);
t_T50=tiempoT50(indice50:fin50);
%subplot(5,1,3);
figure(5)
plot (t_T50,CH1_50,':rx')
hold on
plot (t_T50,CH2_50,'-ks')
hold on
plot (t_T50,CH3_50,'-mo')

```

```

hold on
plot (t_T50,CH4_50,'-b<')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing at T =
50°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
grid on
legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
figure(6)
plot (t_T55,CH1_55,':rx')
hold on
plot (t_T55,CH2_55,'-ks')
hold on
plot (t_T55,CH3_55,'-mo')
hold on
plot (t_T55,CH4_55,'-b<')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing at T =
55°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
grid on
legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
t_T65=tiempoT65(indice65:fin65);
t_T60=tiempoT60(indice60:fin60);
%subplot(5,1,4);
figure(7)
plot (t_T60,CH1_60,':cx')
hold on
plot (t_T60,CH2_60,'-ms')
hold on
plot (t_T60,CH3_60,'-bo')
hold on
plot (t_T60,CH4_60,'-r<')
title('PVDF Transducer Array with Air Backing atT =
60°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
grid on
legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
figure(8)
plot (t_T65,CH1_65,':cx')
hold on
plot (t_T65,CH2_65,'-ms')
hold on
plot (t_T65,CH3_65,'-bo')
hold on
plot (t_T65,CH4_65,'-r<')
title('PVDF Transducer Array with Air Backing atT =
65°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
grid on
legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
t_T70=tiempoT70(indice70:fin70);
figure(9)
plot (t_T70,CH1_70,':kx')
hold on
plot (t_T70,CH2_70,'-ms')

```

```

hold on
plot (t_T70,CH3_70,'-bo')
hold on
plot (t_T70,CH4_70,'-r')
title('PVDF Transducer Array with Air Backing at T =
70°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
grid on
legend('CH1','CH2','CH3','CH4')
%graficando sólo para los canales 2
figure(10)
plot (t_T25,CH2_25,'-m')
hold on
plot (t_T35,CH2_35,'-m')
hold on
plot (t_T40,CH2_40,'-m')
hold on
plot (t_T45,CH2_45,'-m')
hold on
plot (t_T50,CH2_50,'-m')
hold on
plot (t_T55,CH2_55,'-m')
hold on
plot (t_T60,CH2_60,'-b')
hold on
plot (t_T65,CH2_65,'-k')
hold on
plot (t_T70,CH2_70,':m')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Channel
1','FontSize',18)
grid on
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
legend('T = 25°C','T = 35°C','T = 40°C','T = 45°C','T = 50°C','T =
55°C','T = 60°C','T = 65°C','T = 70°C')
CH2_T25=CH2_25-mean(CH2_25);
CH2_T35=CH2_35-mean(CH2_35);
CH2_T40=CH2_40-mean(CH2_40);
CH2_T45=CH2_45-mean(CH2_45);
CH2_T50=CH2_50-mean(CH2_50);
CH2_T55=CH2_55-mean(CH2_55);
CH2_T60=CH2_60-mean(CH2_60);
CH2_T65=CH2_65-mean(CH2_65);
CH2_T70=CH2_70-mean(CH2_70);
figure(10000)
plot (t_T25,CH2_T25,'-m')
hold on
plot (t_T35,CH2_T35,'-m')
hold on
plot (t_T40,CH2_T40,'-m')
hold on
plot (t_T45,CH2_T45,'-m')
hold on
plot (t_T50,CH2_T50,'-m')
hold on
plot (t_T55,CH2_T55,'-m')
hold on
plot (t_T60,CH2_T60,'-b')

```

```

hold on
plot (t_T65,CH2_T65,'-k')
hold on
plot (t_T70,CH2_T70,':m')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Channel
1','FontSize',18)
grid on
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
legend('T = 25°C','T = 35°C','T = 40°C','T = 45°C','T = 50°C','T =
55°C','T = 60°C','T = 65°C','T = 70°C','FontSize',18)
% filtrando
% Cálculo de los coeficientes del filtro digital (filtro pasa altas)
% Este filtrado deja solo la señal por encima de 1MHz
titulo='FILTRO PASA BAJAS';
% Frecuencia normalizada
fNorm = 2e6 /(fs/2);
[b,a] = butter(10, fNorm, 'low');
%zero-phase digital filtering
%y = filtfilt(b,a,x) performs zero-phase digital filtering by
processing the input data in both the forward and reverse directions.
%After filtering in the forward direction, it reverses the filtered
sequence and runs it back through the filter. The result has:
%Precisely zero-phase distortion
%Magnitude that is the square of the filter's magnitude response
%Filter order that is double the order of the filter specified by b
and a
% filtfilt minimizes start-up and ending transients by matching
initial conditions, and works for both real and complex inputs.
%Note that filtfilt should not be used with differentiator and Hilbert
FIR filters,
%since the operation of these filters depends heavily on their phase
response.
% Filtrado de la señal
%y_Low = filtfilt(b, a, y);
%filtrado de la señal control
FiltradaT25=filtfilt(b,a,CH2_T25);
%filtrado 25
FiltradaT35=filtfilt(b,a,CH2_T35);
%filtrado 35
FiltradaT40=filtfilt(b,a,CH2_T40);
%filtrado 40
FiltradaT45=filtfilt(b,a,CH2_T45);
%filtrado 45
FiltradaT50=filtfilt(b,a,CH2_T50);
%filtrado 50
FiltradaT55=filtfilt(b,a,CH2_T55);
%filtrado 55
FiltradaT60=filtfilt(b,a,CH2_T60);
%filtrado 60
FiltradaT65=filtfilt(b,a,CH2_T65);
%filtrado 65
FiltradaT70=filtfilt(b,a,CH2_T70);
%filtrado 70
t=t_T25;
tus=t./1e-6;
figure(11)
subplot(3,1,1);
plot (t,FiltradaT25,'-m')

```

```

hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2 Temperature 25°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
subplot(3,1,2);
plot (t,FiltradaT35,'-m')
hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2 Temperature 35°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
subplot(3,1,3);
plot (t,FiltradaT40,'-m')
hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2 Temperature 40°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
figure(12)
subplot(3,1,1);
plot (t,FiltradaT45,'-m')
hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2 Temperature 45°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
subplot(3,1,2);
plot (t,FiltradaT50,'-m')
hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2 Temperature 50 °C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
subplot(3,1,3);
plot (t,FiltradaT55,'-m')
hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2 Temperature 55 °C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
figure(13)
subplot(3,1,1);
plot (t,FiltradaT60,'-b')
hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered Channel
2 Temperature 60°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
subplot(3,1,2);
plot (t,FiltradaT65,'-k')
hold on
grid on

```



```

title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2 Temperature 65°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
subplot(3,1,3);
plot (t,FiltradaT70,'-k')
hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2 Temperature 70°C','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
figure(14)
plot (t,FiltradaT25,'-m')
hold on
plot (t,FiltradaT35,'-m')
hold on
plot (t,FiltradaT40,'-m')
hold on
plot (t,FiltradaT45,'-m')
hold on
plot (t,FiltradaT50,'-m')
hold on
plot (t,FiltradaT55,'-b')
hold on
plot (t,FiltradaT60,'-r')
hold on
plot (t,FiltradaT65,'-k')
hold on
plot (t,FiltradaT70,'-k')
hold on
grid on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Signals filtered
Channel 2','FontSize',18)
ylabel('Amplitude [V]','FontSize',18)
xlabel('Time [s]','FontSize',18)
legend('T = 25°C','T = 35°C','T = 40°C','T = 45°C','T = 50°C','T =
55°C','T = 60°C','T = 65°C','T = 70°C','fontsize',18)
fase25=unwrap(angle((fft(FiltradaT25))));
fase35=unwrap(angle((fft(FiltradaT35))));
fase40=unwrap(angle((fft(FiltradaT40))));
fase45=unwrap(angle((fft(FiltradaT45))));
fase50=unwrap(angle((fft(FiltradaT50))));
fase55=unwrap(angle((fft(FiltradaT55))));
fase60=unwrap(angle((fft(FiltradaT60))));
fase65=unwrap(angle((fft(FiltradaT65))));
fase70=unwrap(angle((fft(FiltradaT70))));
N=length(fase25);
resolucion=fs/(2*N);
frecuencia=0:resolucion:resolucion*(N-1);
freqMHZ=frecuencia;
figure(15)
plot(freqMHZ,fase25,'-m')
hold on
plot(freqMHZ,fase35,'-k')
hold on
plot(freqMHZ,fase40,'-r')
hold on
plot(freqMHZ,fase45,'-b')
hold on

```

```

plot(freqMHZ,fase50,'-m')
hold on
plot(freqMHZ,fase55,'-k')
hold on
plot(freqMHZ,fase60,'-r')
hold on
plot(freqMHZ,fase65,'-b')
hold on
plot(freqMHZ,fase70,'-m')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Phase Spectra Chanel
2','FontSize',18)
xlabel('Frequency [Hz]','FontSize',18)
ylabel('Phase[Radian]','FontSize',18)
grid on
legend('T = 25°C','T = 35°C','T = 40°C','T = 45°C','T = 50°C','T =
55°C','T = 60°C','T = 65°C','T = 70°C','FontSize',18)
magnitud25=abs(fftshift(fft(FiltradaT25)));
magnitud35=abs(fftshift(fft(FiltradaT35)));
magnitud40=abs(fftshift(fft(FiltradaT40)));
magnitud45=abs(fftshift(fft(FiltradaT45)));
magnitud50=abs(fftshift(fft(FiltradaT50)));
magnitud55=abs(fftshift(fft(FiltradaT55)));
magnitud60=abs(fftshift(fft(FiltradaT60)));
magnitud65=abs(fftshift(fft(FiltradaT65)));
magnitud70=abs(fftshift(fft(FiltradaT70)));
figure(16)
plot(freqMHZ, magnitud25,'-b')
hold on
plot(freqMHZ, magnitud35,'-k')
hold on
plot(freqMHZ, magnitud40,'-r')
hold on
plot(freqMHZ, magnitud45,'-m')
hold on
plot(freqMHZ, magnitud50,'-b')
hold on
plot(freqMHZ, magnitud55,'-k')
hold on
plot(freqMHZ, magnitud60,'-r')
hold on
plot(freqMHZ, magnitud65,'-m')
hold on
plot(freqMHZ, magnitud70,'-b')
hold on
title('PVDF Transducer Array with Air Backing Phase Spectrum Channel
2','FontSize',18)
xlabel('Frequency [Hz]','FontSize',18)
ylabel('Phase[Radian]','FontSize',18)
grid on
legend('T = 25°C','T = 35°C','T = 40°C','T = 45°C','T = 50°C','T =
55°C','T = 60°C','T = 65°C','T = 70°C')

```

Manual Técnico.



Piezo Film Sensors

Technical Manual

Measurement Specialties, Inc.

Sensor Products Division
950 Forge Avenue
Norristown, PA 19403
Tel: 610.650.1500
FAX: 610.650.1509
Internet: www.msiousa.com
e-mail: sensors@msiousa.com

PIN 1005663-1 REV B 02 APR 99

INTRODUCTION

Transducer materials convert one form of energy into another, and are widely used in sensing applications. The tremendous growth in the use of microprocessors has propelled the demand for sensors in diverse applications. Today, **PIEZOELECTRIC POLYMER SENSORS** are among the fastest growing of the technologies within the \$18 billion worldwide sensor market. Like any new technology, there have been an extraordinary number of applications where "**PIEZO FILM**" has been considered for the sensor solution. In the 20 years since the discovery of piezoelectric polymer, the technology has matured, practical applications have emerged from a long list of possibilities, and the rate of commercialization of the technology is accelerating.

These documents provide an overview of piezoelectric polymer technology and nomenclature, its properties, and sensor design considerations. It also explores a range of sensor applications that have been successfully developed in recent years.

Solving unique sensor problems is a particular strength of our group of applications engineers. We welcome the opportunity to provide assistance to you during your evaluation of piezo film sensors for your design.

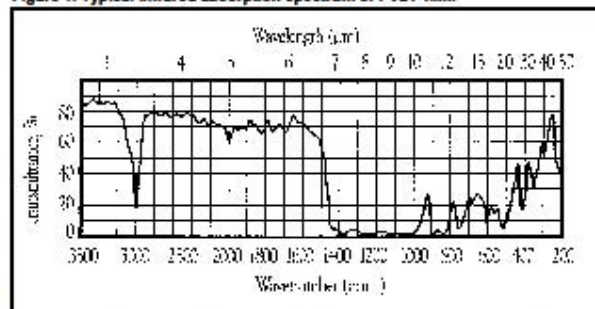
BACKGROUND

Piezoelectricity, Greek for "pressure" electricity, was discovered by the Curie brothers more than 100 years ago. They found that quartz changed its dimensions when subjected to an electrical field, and conversely, generated electrical charge when mechanically deformed. One of the first practical applications of the technology was made in the 1920's by another Frenchman, Langevin, who developed a quartz transmitter and receiver for underwater sound - the first SONAR. Before World War II, researchers discovered that certain ceramic materials could be made piezoelectric when subjected to a high polarizing voltage, a process analogous to magnetizing a ferrous material.

By the 1960's, researchers had discovered a weak piezoelectric effect in whale bone and tendon. This began an intense search for other organic materials that might exhibit piezoelectricity. In 1969, Kawai found very high piezo-activity in the polarized fluoropolymer, polyvinylidene fluoride (PVDF). While other materials, like nylon and PVC exhibit the effect, none are as highly piezoelectric as PVDF and its copolymers.

Like some other ferroelectric materials, PVDF is also pyroelectric, producing electrical charge in response to a change in temperature. PVDF strongly absorbs infrared energy in the 7-20 μ m wavelengths (see Figure 1), covering the same wavelength spectrum as heat from the human body. Accordingly, PVDF makes a useful human motion sensor as well as pyroelectric sensor for more sophisticated applications like vidicon cameras for night vision and laser beam profiling sensors. A dense infrared array has been recently introduced that identifies one's fingerprint pattern using the pyro effect of piezo polymer.

Figure 1. Typical infrared absorption spectrum of PVDF film.



New copolymers of PVDF, developed over the last few years, have expanded the applications of piezoelectric polymer sensors. These copolymers permit use at higher temperatures (135°C) and offer desirable new sensor shapes, like cylinders and hemispheres. Thickness extremes are possible with copolymer that cannot be readily attained with PVDF. These include ultrathin (200 Å) spin-cast coatings that enable new sensor-on-silicon applications, and cylinders with wall thicknesses in excess of 1200µm for sonar. Piezo cable is also produced using copolymer.

PIEZOELECTRIC FILM PROPERTIES

Piezo film is a flexible, lightweight, tough engineering plastic available in a wide variety of thicknesses and large areas. Its properties as a transducer include:

- Wide frequency range—0.001 Hz to 10⁹ Hz.
- Vast dynamic range (10⁻⁹ to 10⁶ psi or µ torr to Mbar).
- Low acoustic impedance—close match to water, human tissue and adhesive systems.
- High elastic compliance
- High voltage output—10 times higher than piezo ceramics for the same force input.
- High dielectric strength—withstanding strong fields (75V/µm) where most piezo ceramics depolarize.
- High mechanical strength and impact resistance (10⁹—10¹⁰ Pascal modulus).
- High stability—resisting moisture (<0.02% moisture absorption), most chemicals, oxidants, and intense ultraviolet and nuclear radiation.
- Can be fabricated into unusual designs.
- Can be glued with commercial adhesives.

One major advantage of piezo film over piezo ceramic is its low acoustic impedance which is closer to that of water, human tissue and other organic materials. For example, the acoustic impedance ($Z_0 = \rho v$) of piezo film is only 2.6 times that of water, whereas piezo ceramics are typically 11 times greater. A close impedance match permits more efficient transduction of acoustic signals in water and tissue.

Piezo film does have some limitations for certain applications. It makes a relatively weak electromechanical transmitter when compared to ceramics, particularly at resonance and in low frequency applications. The copolymer film has maximum operating/storage temperatures as high as 135°C, while PVDF is not recommended for use or storage above 100 °C. Also, if the electrodes on the film are exposed, the sensor can be sensitive to electromagnetic radiation. Good shielding techniques are available for high EMI/RFI environments.

Table 1 lists typical properties of piezo film. Table 2 provides a comparison of the piezoelectric properties of PVDF polymer and two popular piezoelectric ceramic materials.

Piezo film has low density and excellent sensitivity, and is mechanically tough. The compliance of piezo film is 10 times greater than the compliance of ceramics. When extruded into thin film, piezoelectric polymers can be directly attached to a structure without disturbing its mechanical motion. Piezo film is well suited to strain sensing applications requiring very wide bandwidth and high sensitivity. As an actuator, the polymer's low acoustic impedance permits the efficient transfer of a broadband of energy into air and other gases.

Table 1. Typical properties of piezo film

Symbol	Parameter	PVDF	Copolymer	Units
t	Thickness	9, 28, 52, 110	<1 to 1200	μm (micron, 10^{-4})
d_{31}	Piezo Strain Constant	23	11	$10^{-12} \frac{\text{m/m}}{\text{V/m}}$ or $\frac{\text{C/m}^2}{\text{N/m}^2}$
d_{33}		-33	-38	
g_{31}	Piezo Stress constant	216	162	$10^{-3} \frac{\text{V/m}}{\text{N/m}^2}$ or $\frac{\text{m/m}}{\text{C/m}^2}$
g_{33}		-330	-542	
k_{31}	Electromechanical Coupling Factor	12%	20%	
k_t		14%	25-29%	
C	Capacitance	380 for 28 μm	68 for 100 μm	pF/cm ² @ 1KHz
Y	Young's Modulus	2-4	3-5	10^9 N/m^2
V_0	Speed of Sound	stretch:	1.5	2.3
		thickness:	2.2	2.4
				10^3 m/s
p	Pyroelectric Coefficient	30	40	$10^{-4} \text{ C/m}^2 \text{ }^\circ\text{K}$
ϵ	Permittivity	106-113	65-75	10^{-12} F/m
ϵ/ϵ_0	Relative Permittivity	12-13	7-8	
ρ_m	Mass Density	1.78	1.82	10^3 kg/m
ρ_e	Volume Resistivity	$>10^{13}$	$>10^{14}$	Ohm meters
R_{\square}	Surface Metallization Resistivity	<3.0	<3.0	Ohms/square for NiAl
R_{\square}		0.1	0.1	Ohms/square for Ag Ink
$\tan \delta_s$	Loss Tangent	0.02	0.015	@ 1KHz
	Yield Strength	45-55	20-30	10^6 N/m^2 (stretch axis)
	Temperature Range	-40 to 80...100	-40 to 115...145	$^\circ\text{C}$
	Water Absorption	<0.02	<0.02	% H ₂ O
	Maximum Operating Voltage	750 (30)	750 (30)	V/mil(V/ μm), DC, @ 25 $^\circ\text{C}$
	Breakdown Voltage	2000 (80)	2000 (80)	V/mil(V/ μm), DC, @ 25 $^\circ\text{C}$

Table 2. Comparison of piezoelectric materials

Property	Units	PVDF Film	PZT	BaTiO ₃
Density	10 ³ kg/m ³	1.78	7.5	5.7
Relative Permittivity	ϵ/ϵ_0	12	1,200	1,700
d_{31} Constant	(10 ⁻¹²)C/N	23	110	78
g_{31} Constant	(10 ⁻³)Vm/N	216	10	5
k_{31} Constant	% at 1 KHz	12	30	21
Acoustic Impedance	(10 ⁶)kg/m ² -sec.	2.7	30	30

OPERATING PROPERTIES FOR A TYPICAL PIEZO FILM ELEMENT

The DT1 element is a standard piezo film configuration consisting of a 12x30 mm active area printed with silver ink electrodes on both surfaces of a 15x40 mm die-cut piezo polymer substrate.

1. Electro-Mechanical Conversion

(1 direction) 23×10^{-12} m/V, 700×10^{-6} N/V
 (3 direction) -33×10^{-12} m/V

2. Mechano-Electrical Conversion

(1 direction) 12×10^{-3} V per microstrain, 400×10^{-3} V/ μ m, 14.4V/N
 (3 direction) 13×10^{-3} V/N

3. Pyro-Electrical Conversion

8V/ $^{\circ}$ K (@ 25 $^{\circ}$ C)

4. Capacitance

1.36×10^{-9} F; Dissipation Factor of 0.018 @ 10 KHz; Impedance of 12 K Ω @ 10 KHz

5. Maximum Operating Voltage

DC: 280 V (yields 7 μ m displacement in 1 direction)
 AC: 840 V (yields 21 μ m displacement in 1 direction)

6. Maximum Applied Force (at break, 1 direction)

6-9 kgF (yields voltage output of 830 to 1275 V)

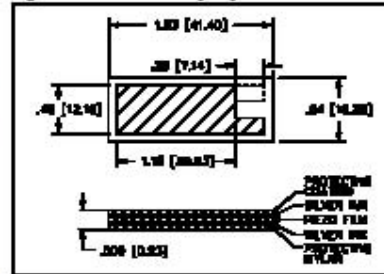
Electrical to Mechanical Conversion

Large displacements of forces are not generally available from piezo film. This becomes apparent when designing loudspeaker elements for instance, as low frequency performance (below 500Hz) tends to be limited. Even a large sheet of film is unable to create high amplitude pressure pulses as low audio frequencies. This does not apply, however, to low to high frequency ultrasonic frequencies, as seen in current designs for ultrasound air ranging transducers (40-50 KHz) and in medical ultrasonic imaging applications. In enclosed air cavities (headset speakers, hearing aids), the low frequency response of piezo film is excellent. For air ranging ultrasound, the piezo film element height controls vertical beam angle and the curvature and width of the transducer controls horizontal beam pattern. Piezo film air ranging transducers can provide up to 360 $^{\circ}$ field of view, ranging object from a few centimeters to several meters with high resolution.

Bimorph configurations (like a bimetal strip) allow the small differential displacement of two reverse-connected elements to be translated into substantial flexural motion. Small fans or optical deflectors can thus be created. Such devices consume very little real power (being capacitive in nature). Large devices may be difficult to drive due to high capacitance, especially when transformers are used to step up the drive voltage. Good amplifier design is important. Nevertheless, conventional fan and blower technologies generate higher flow rates and back pressures than piezo bimorphs.

Although the forces involved are small, the film can be used to excite other mechanical structures over a very wide frequency range. If a second element of film is used to receive the induced vibration, the system can possess a very high dynamic range, even though the overall "insertion loss" due to the film is about -66 dB typically for a structure at resonance. If sufficient gain is applied between these elements, the structure will self-oscillate at its natural frequency. For these resonant mechanical systems, high voltage drive is not required. The amplifier circuit may function adequately from a normal dual rail op-amp supply, or even from a single 9 volt battery. For analysis purposes, even lower applied voltages, e.g., the noise source of a spectrum analyzer at 70 mVrms, are sufficient to insert the mechanical energy into a structure when piezo film is also used to monitor the result.

Figure 3. DT1 Element in [mm]



Mechanical to Electrical Conversion

The sensitivity of piezo film as a receiver of mechanical work input is awesome. In its simplest mode the film behaves like a dynamic strain gage except that it requires no external power source and generates signals greater than those from conventional foil strain gages *after* amplification. Frequency response is thus free from any limitations imposed by the need for high gains and will extend up to the wavelength limit of the given transducer.

The extreme sensitivity is largely due to the format of the piezo film material. The low thickness of the film makes, in turn, a very small cross-sectional area and thus relatively small longitudinal forces create very large stresses within the material. It is easy to exploit this aspect to enhance the sensitivity parallel to the machine axis. If a laminated element of film (for example an LDT1-028K) is placed between two layers of compliant material then any compressive forces are converted into much larger longitudinal extensive forces. In fact, this effect tends to predominate in most circumstances since most substances are compliant to some extent and the ratio of effective sensitivity in the 1 (length) vs 3 (thickness) directions is typically 1000:1.

Piezo film transducers may often cover a much larger area than normal strain gages so any direct comparisons should be performed in a *uniform* strain field for meaningful results. Obviously "point"-type transducers could be used where required although the capacitance of a very small area will require consideration. The low frequency limit of operation will be defined by the greatest resistive load achievable, or by the largest capacitance load that still allows the signal to be easily detected. Operation down to fractions of Hz can be achieved using either conventional charge amplifiers or, since signal levels are relatively high, simple high impedance FET buffer circuits.

Pyro to Electrical Conversion

Piezo film absorbs strongly in the region of 7 to 20 μm which corresponds to well beyond both operating temperature limits of the film. It thus makes a sensitive pyroelectric detectors for, say, human body radiation. Since the pyro sensitivity is strong, care must be taken when designing low (<0.01 to 1Hz) frequency mechanical sensors to avoid ambient temperature changes swamping

the output with pyro-generated signal. If a very long time constant is in use, then the film will generate a voltage corresponding to the change in temperature since switch-on. Since the output will be several volts per degree C, substantial offsets may be noticed.

In general, however, most piezo applications will have a cut-off frequency of several Hertz or more. Connecting a device of 1nF capacitance to an oscilloscope input, even at 10 MΩ impedance, will produce a roll off below 16 Hz. Only a more rapid change in the film temperature will generate a detectable signal.

Common-mode rejection can be used to isolate either very low frequency mechanical strain from simultaneous pyro-effects or vice-versa. These straight-forward techniques are quite familiar to MSI applications engineers who are available for design assistance.

Electrical Design Considerations

A useful model for piezo film which applies for most cases except ultrasonic applications is a strain-dependent voltage source in series with a capacitance. Thus any resistive load will form a divider network with a simple RC high-pass filter characteristic. The cut-off frequency is given by

$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$ and the time constant $\tau = RC$. Operation below the cut-off frequency will give an output signal proportional to the rate of change of the input parameter (differentiator). Application of a constant stress will generate an initial level followed by an exponential decay of rate $\exp(RC)^{-1}$.

A capacitive load will extend the time constant but reduce the magnitude of the response. Energy is always lost when transferring charge from one capacitor to another. Large capacitive loads are useful for attenuating the very large signals arising from powerful impacts—often hundreds of volts.

When driving the film at high voltage and high frequency, the dissipation factor of the film may result in substantial energy loss in the form of heat. Also, the surface resistivity of the electrodes may become significant, especially with vacuum metallized film. Very high localized currents may be encountered. Operation within the field limits given in the Technical Manual is strongly recommended since any arcing will normally destroy the device.

Silver ink, screenprinted onto both film surfaces, has been developed to withstand high voltage and high localized currents. The silver ink metallization has been successfully used in tweeters and active vibration damping applications. The DT1 sample is electroded with the silver ink. The unmetallized border mitigates potential for arcing across the film's thickness. The offset lead attach tabs also preclude high voltage breakdown, as the conductor at each lead attach site is on one side only.

Mechanical Design Considerations

The output energy is proportional to the volume of film stressed. Film thickness may be chosen to optimize the electrical signal or in view of mechanical strength considerations. Thicker films generate higher voltages but form smaller capacitors, so a laminate of thinner film with a compatible, passive material such as polyester (i.e. the LDT1-028K) may be preferable to a single thicker film. Any area of film that is not undergoing stress will act as a capacitive load on the "active" area and should be minimized if required.

Most metallizations are subject to corrosion, especially when handled. Thin conformal coatings or laminates are frequently applied to maintain surface quality. Acrylics adhesives, synthetic rubber resins, epoxies and cyano-acrylates are all frequently employed in lamination and assembly.

Some designs may use external metallic or conductive substrates as the electrodes, in which case unmetallized film may be used to good advantage. The external metal surface can be in direct

contact with the unmetallized film to collect the charge, or, capacitive coupling through thin adhesive tapes or epoxy layers can be employed for ac applications. Patterning of the electrodes is especially useful for defining specific active areas on a continuous sheet and also to allow die-cutting of elements with a clear border around the cut area. Displacement (offset) of upper and lower electrode tabs at the connection point is good practice to prevent unpredictable piezo behavior in this area caused by the influence of the wire terminations. This also allows low cost penetrative lead-attach methods to be used (crimps or eyelets).

Joint Electrical and Mechanical Design Considerations

The capacitive nature of piezo film devices implies that they are susceptible to Electro Magnetic Interference (EMI). This becomes increasingly more important as the output signal level drops. EMI can be ignored where the output is high or when the film is being driven in a non-critical environment. A.C. mains interference may become a problem with unshielded devices. Another potential problem exists when one electrode element is being driven and another is receiving the vibration signal. Care must be taken to avoid "crosstalk".

Use of ready-made shielded elements (SDT1-028K) supplied with coaxial cable eliminates these problems, but simple measures may be taken with any device to avoid interference.

Unwanted frequencies may be filtered out electronically. If the sensor is to be mounted on a conductive substrate, then this may form one half of a grounded envelope, with the outer electrode forming the other half. Lightweight shielded cable is readily available and is an alternative to twisted pair wires. Attention should be paid to the point of connection itself as this is also an area of EMI vulnerability.

Durable lead attachment techniques have been fully developed by MSI, and most products are supplied with leads preattached. As indicated, some form of coaxial cable is often employed and must be interfaced to a very thin flexible material. Reinforcement at the lead attach site may be required, which can introduce some acoustic effects into the transducer if the interconnection site is free to vibrate.

Thin copper foil backed with a conductive adhesive can provide excellent but non-permanent connections to the film. An area of 1 cm² will give a contact resistance of a few mΩ. Crimp-through connectors as used for flexible circuits are routinely used with offset electrode patterns, but thin films require some physical reinforcement for good results. Polyester reinforcement at the lead attach site is a common method to ruggedize the interconnection. The stiffener may lie between the crimp and the electrode with only minor degradation of contact resistance. Typical values are 150-500 mΩ. Miniature rivets, eyelets and even nuts and bolts, with washers, all combine great strength with good contact resistance at typically less than 100 mΩ. These techniques may be used to connect to cables using solder tags, or direct onto printed circuit boards.

Clamping methods, either direct to the conductive traces on the PCB or using conductive rubber, ZEBRA® connectors, lugs and washers have all been used with success. Direct connection using silver-loaded (conductive) epoxy also works well, but requires curing time, often at elevated temperature, for best results.

As indicated earlier, other materials may form the electrodes themselves, such as PCB traces or conductive rubber. Capacitive coupling through thin adhesive layers is practical under some a.c. circumstances, allowing some unusual transducer designs with apparently no lead attachment at all

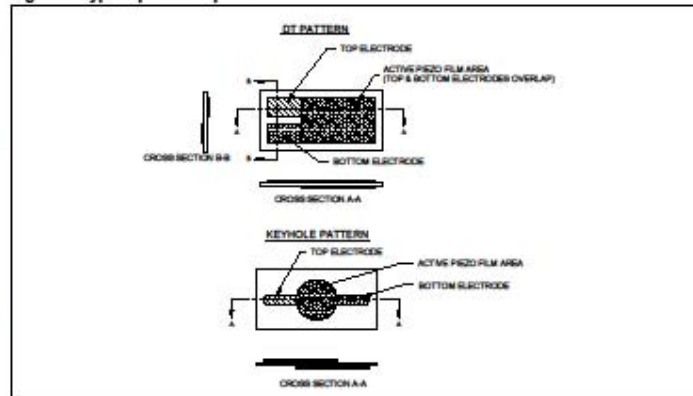
ZEBRA is a registered trademark of Fujipoly.

LEAD ATTACHMENT TECHNIQUES FOR PIEZO FILM SENSORS

Introduction

How to make reliable interconnection to piezo film is one of the most frequently asked customer questions. With this in mind, MSI has paid great attention to the development of techniques to simplify interconnection to piezo film elements. Today, most of the sensor elements supplied to customers from our Division have leads already attached. The aim of this article is to examine and discuss available interconnection options.

Figure 4. Typical piezo film patterns



Some of the most convenient interconnection techniques require that MSI apply patterned electrodes on one or both surfaces of the piezo film—this can always be done to customers' requirements during manufacture—alternatively, a simple method achieving the same goal is presented at the end of the text. In general, patterned electrodes are achieved during piezo film manufacturing by screen printing conductive inks, metal masking during sputtered electrode deposition, or chemically etching patterns by photolithographic techniques.

The Targets

Considered here are the design objectives desired for the lead-attach method. Not all objectives can be achieved with any one technique. Designers should identify the most important objectives and select among the interconnection options accordingly.

- ! High conductivity/low resistance — surprisingly, high conductivity interconnection is not a particularly important parameter for most piezoelectric applications. Piezo transducers are frequently used in high-impedance circuits where inclusion of a few ohms does not usually affect performance. More important, however, is consistency—the resistance should not fluctuate during use since this will introduce a source of electrical noise.
- ! Low mass — this is especially important when the piezo film is not to be clamped to a mechanical support structure. The acoustic effect created by the mechanical vibration of the mass of the interconnection on an otherwise flexible structure can be dramatic.
- ! Low profile — many piezo film applications arise by virtue of the low thicknesses of piezo film. Interrupting this with bulk terminations is often prohibited. Contact vibration sensors can show distinct resonances if film is not bonded flush to the contact surface to include the interconnection.
- ! Flexibility — here again is a property that must often match that of the film itself. Some degree of flexibility is a distinct advantage in many applications.
- ! Low area — useful piezo devices can be quite literally be employed as "point" receivers. Small piezo-active areas (where the top and bottom conductors fully overlap) can be configured with

displaced or off-set lead-attach tabs. The top and bottom tabs are off-set with respect to each other (when viewed through the film thickness). This allows a precisely defined active area (overlapped electrodes) with non-piezo conductors (off-set tabs) leading to remote bonding sites, a technique most frequently employed for "small" devices.

- ! **Mechanical Strength** — very often the greatest strain experienced by a polymer transducer is around the connection, whether by accident (tripping over the cable) or by design. In general, those methods which involve the interconnection penetrating through the film at the off-set tab locations with crimps, eyelets or rivets yield the best ultimate strain resistance. Often the lead attach area is reinforced with polyester to improve the strength of the penetrative interconnection.
- ! **Long-term Stability** — including all the usual environmental parameters. Most interconnections have unlimited life (crimps, eyelets, conductive rubber connectors). Others have a more limited shelf life (conductive tapes).
- ! **Speed and Ease of application** — of particular importance when high volume production is planned. Many interconnection techniques are supported by semi-automatic equipment for volume production (crimps, eyelets) while others are labor intensive (conductive adhesives).
- ! **Electrical strength** — an issue associated mainly with electrically driven (high voltage) elements such as loudspeakers and actuators.

The Design Considerations

Two major issues control the selection of lead-attach methods:

- ! Is anchorage of the film allowed at the site of lead-attach? This can be a major advantage, for example, direct connection or capacitive coupling to the conductive traces of a printed-circuit board.
- ! Is special patterning of the film available, which would allow penetrative techniques? (with MSI Sensors custom patterning service, the answer is almost always "yes.") Simple experimental methods allow the same result.

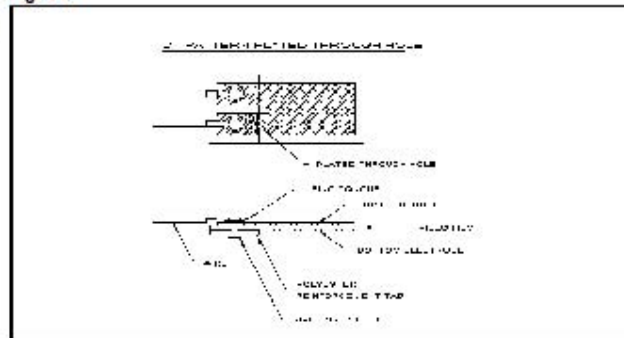
This concludes the "questions" section—now, hopefully, are the "answers."

The Methods

Penetrative - Here the techniques involve piercing the film (and possibly additional reinforcing laminates to give sufficient thickness and strength), and thus the film should be patterned with a displaced or off-set lead-out arrangement to prevent shorting of upper and lower electrodes by the inserted connector.

- ! Rivets or eyelets can be affixed to the off-set conductive traces on the piezo film. Included between the eyelet or rivet can be a ring tongue lug terminal with wire attached. The eyelet or rivet mechanically presses the conductive ring against the off-set patterned electrode to make reliable interconnection.

Figure 4.



! To affix the piezo film directly to a PCB, small "POP" or "blind" rivets or eyelets can be used in conjunction with patterned film electrodes and the conductive tracks on the PCB to allow a single operation to form the interconnection. During screen printing of conductive ink electrodes, a small "plated through hole" can be formed in one of the off-set tabs, thereby bringing both conductors to the same side of the piezo film. This greatly facilitates riveting the film electrode tabs to the corresponding PCB traces. If the "plated through hole" technique is not used, then the top film electrode can be electrically connected by the rivet to a conductive trace on the underside of the PCB.

The bottom film electrode is electrically connected to a corresponding trace on the top of the PCB and held in intimate contact by the pressure exerted by the rivet.

! Nuts and bolts - Wires terminated with washers, ring-tongue lugs, solder-tags, etc. can easily be incorporated with small nuts and bolts.

! Crimp Connectors — generally, crimps designed for flexible circuit technology work well with piezo film elements. Crimps can have solder tabs for affixing wires, or the crimp ends can be inserted into corresponding holes in a PCB and soldered to the underside of the PCB (maximum of a few second soldering time so as not to overheat the film).

Like the eyelets mentioned above, crimps are normally designed to work with a specified thickness of "substrate," so film may require "padding" on one side (i.e., polyester reinforcement) to accommodate the crimp connectors. Additionally, a complete multi-way connector may be crimped to a more complex device, giving straight plug-in compatibility with other connectors.

Figure 5.

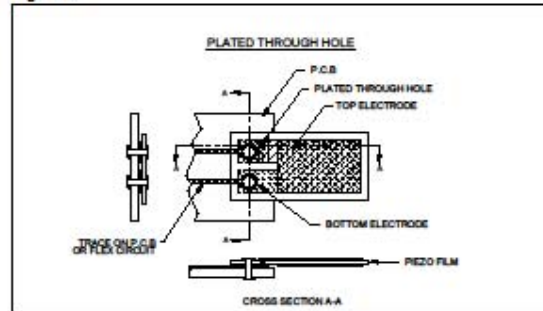


Figure 6.

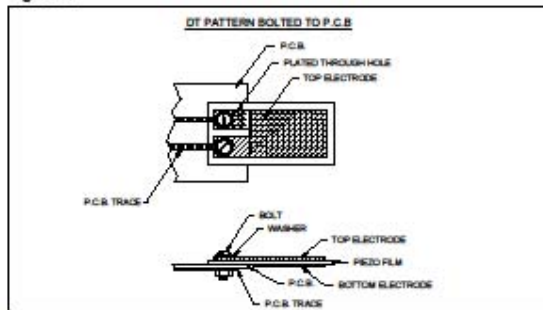
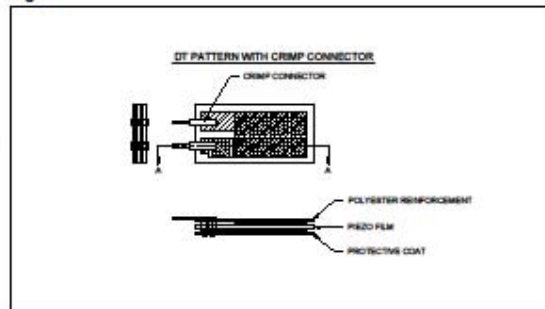


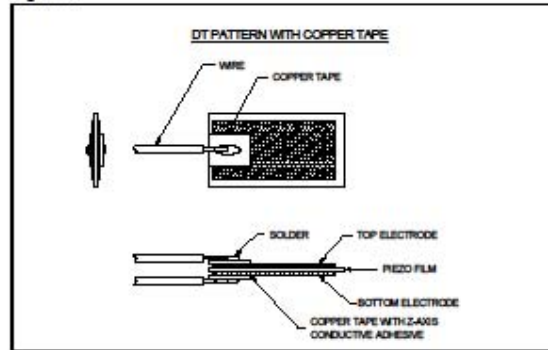
Figure 7.



Non-penetrative (and temporary) - Conductive-adhesive coated Copper Foil Tape (e.g., 3M #1181)—available in widths from 3mm up to 25mm. Best results are obtained by...

- ! Using a "reasonable" area of tape (perhaps about 1cm or more). Small pieces do tend to lift off easily.
- ! Soldering wires to the tape FIRST, then removing the liner and adhering with gentle pressure to film. If small areas are to be used, solder before cutting the contact pad down to size, thus leaving the excess area to act as a heat sink. Soldering does appear to degrade the adhesive properties in the vicinity of the joint. NOTE: 3M does not recommend relying on the conductive adhesive in this way and suggest an embossed

Figure 9.

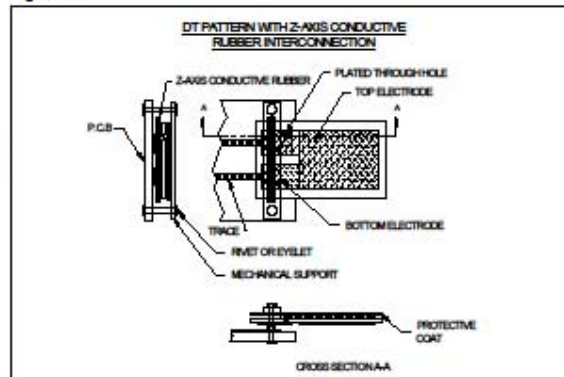


- version of the same tape. The tape is really designed for large area contacts to metal, but results have shown this method to be an effective, if not guaranteed, technique. An aluminum version of this product is available (Part No. 1170). Beware of similar tapes that do not have conductive adhesives (although these can be used for shielding, etc.)
- ! Conductive Transfer Tape—e.g., 3M #9702 (Preliminary product). An acrylic adhesive layer loaded with conductive particles giving excellent "Z-axis" conductivity (i.e., through the thickness of the tape) with very high resistivity in the X and Y axes. Thus single or multiple-way connections may be made with a single strip. This material is relatively new. Initial results seem very promising. Obviously this can be used to make direct connection with PC board or strip, or to sections of foil with soldered leads.
- ! Negative aspects are a) high cost, and b) like all transfer adhesives, there is a tendency for the material to adhere to its own liners around the edge so that "stringing" occurs on liner removal. NOTE: Since time of writing, this product has been superseded by an improved version (#9703) with an easy-release liner. This may not yet be generally available.
- ! Conductive Epoxy. This is usually available in two-part form (adhesive and hardener). Precise metering and mixing of the small quantities usually required is rather difficult and messy. One-part, pre-mixed material is available as a product which is stored at very low temperature and should be used and cured at room temperature. Curing of any epoxy mix can usually be accelerated by use of higher temperature, but since the piezo film has a modest high-temp capability, curing is often a long term process (many hours, a day). Some mechanical clamping is usually required on the parts to be bonded. Final reinforcement with "ordinary" epoxy can be reassuring. Negative aspects: difficulty of use, cure time, higher cost, short "shelf life."
- ! Low melting-point Alloys—some alloys (e.g., Indium/Tin/Bismuth) which are known as "fusible alloys" rather than "solders," melt at temperatures which allow them to be used on piezo film with suitable metallization (e.g., gold, copper, silver or silver ink). Rather aggressive fluxes are often required, and the joint may be brittle. Mechanical strength is limited by the adhesion of the metallization onto the film surface, so once again, reinforcement with epoxy may help. For joints that must be very small and do not need undue mechanical strength this may prove a valuable technique. Negative aspects: only certain metallizations are appropriate, sample quantities hard to come by. Mechanical strength limited [Indium Corp.]
- ! Zebra® Connectors — Conductive rubber spliced with insulating rubber as used to form contacts to LCD displays. High density multiple-way contacts may be made. External clamping of contacts is required.

! Mechanical clamping—simply sandwiching the film between two conductive surfaces (possibly using a thin layer of conductive-loaded rubber) can provide excellent results. Two rings can provide useful support for diaphragms, speakers, etc.

! Capacitive Coupling - In certain applications, no metal electrode is required on the piezo film itself. Thin, non-conductive adhesives can affix the unmetallized film to a conductive surface. The conductive surface in effect provides the film's electrodes in ac applications. A PCB, having conductive pads on one surface corresponding to the desired active sensor area, is an embodiment of this concept. The opposite piezo film surface can be metallized with a ground electrode. The film can be sandwiched between two conductive surfaces with or without adhesive to form electrodes.

Figure 10.



User Etching of Piezo Film Electrodes

Patterned electrodes are available from MSI in either silver screen printed ink or as sputtered electrodes. In some instances, customers purchase fully metallized sheets for experimentation, and want to produce their own patterns. This is very difficult with screen printed inks as they cannot be easily etched or mechanically braided. For sputtered electrodes, standard photolithographic techniques work quite well.

In order to pattern piezo film in such a way as to allow penetration of film without shorting top and bottom electrodes, a very simple technique may be employed which works on any vacuum deposited electrodes (NOTE: not recommended for Ag Ink.)

One terminal of a power source (bench p.s.u. or 9 volt battery) is connected via a conductor pad or block by mechanical pressure to the piece of film in question. The other terminal is brought to a conductive point (needle, wire-end, blunt scalpel, etc.) and the area required to be isolated simply drawn around. Sufficient current normally passes to cause arcing at the point contact and the metallization is vaporized. Concentric "guard rings" may be drawn for extra confidence.

For more complex patterning of thin sputtered metallization, it is possible to coat the piezo film with photoresist aerosol (both sides if necessary). The cured spray can then be exposed through a mask using UV light, as with conventional PCB techniques, and then dipped in an etchant. Complete etching of the very thin metal layer occurs in seconds.

Copper/Nickel metallizations etch very well with standard PCB etchant (feric chloride). Other metals require special etchants for good results (Aquaregia for gold). Remember that the metallization layer may only be a few hundred atoms thick (300-700 Å), and therefore fine traces are very vulnerable to scratching or cracking.

High Voltage Techniques

The use of piezo film as a vibration exciter requires separate consideration. Since the impedance of a capacitive transducer decreases with frequency and approaches infinity for low frequencies, very high voltages (a few hundred volts typically) may be required to drive, for example, full audio-range loudspeakers. Frequently, transformers are used to step up moderate voltages to supply the required drive signal. Under these circumstances, extreme stresses may be placed upon the connections. Consider first applying a voltage step of 30V to a capacitor of 100nF with an overall circuit resistance of 2 ohms. The initial current pulse peaks at 15 amps (assuming the supply is capable of supplying this). Such a current "spike" may well show up defects in connectors.

Consider next a transformer which steps 12V signals up to 240V. A DC current in the primary of 200 μ A (corresponding to an applied voltage of 0.5 volts), when broken, may cause a voltage surge of 830 volts across the secondary circuit, well in the excess of the expected X 20 magnification factor. Even with heavy capacitive loading, high voltages may be seen. Worse still, if the secondary circuit is broken, current pulses exceeding 60A with durations of only tens of nanoseconds may arise. Such phenomena should not trouble well-formed connections. But if a lead-attach method has been used which has any trapped air, the effect of the reduced dielectric constant may be to promote breakdown. Such events may be catastrophic, as the familiar crackling sound and lively blue sparks will testify.

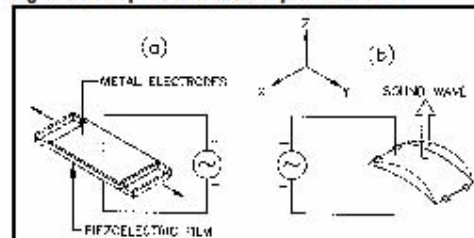
Solutions are:

1. Silver ink electrodes are a must - the thin sputtered electrodes cannot withstand the high voltages
2. Large area contacts to reduce stress. We paint silver ink around eyelets/sivets to provide extra conduction paths to the film electrode.
3. (Possibly) a semi-resistive contact pad to reduce current surges—equivalent to including a series resistance in the circuit. Practical values up to about 1 k will produce only a fractional loss in output and will reduce the magnitude of current spikes.

FREQUENCY RESPONSE

Unlike piezo ceramic transducers, piezo film transducers offer wide dynamic range and are also broadband. These wide band characteristics (near dc to 2GHz) and low Q are partly attributable to the polymers' softness. As audio transmitters, a curved piezo film element, clamped at each end, vibrates in the length (d_{31}) mode, as shown in Figure 10. Piezo film is a very high fidelity tweeter, also used in novelty speakers for toys, inflatables and apparel. The d_{31} configuration (Figure 10) is also used for air ultrasound ranging applications up to frequencies of about 50 KHz.

Figure 10. Clamped film in d_{31} mode produces sound



When used as a high ultrasonic transmitter (generally >500KHz), piezo film is normally operated in the thickness (d_{33}) mode. Maximum transmission occurs at thickness resonance. The basic half-wavelength resonance of 28 μ m piezo film is about 40 MHz:

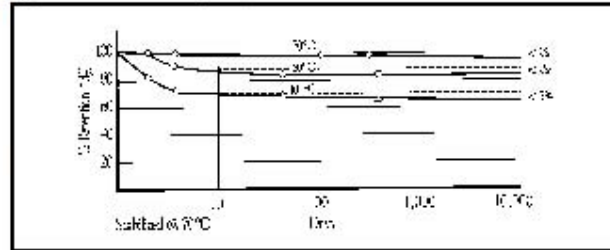
$$f_r = \frac{v}{2t} = \frac{2.2 \times 10^3 \text{ m/sec}}{2 \times 28 \times 10^{-6} \text{ m}}$$

TEMPERATURE EFFECTS

Many of the properties of piezo film change with excitation frequency and temperature. These properties are reversible and repeatable with either frequency or temperature cycling.

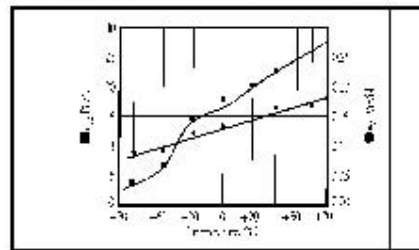
In addition, Figure 23 shows the permanent decay of the piezoelectric strain constant d_{33} for PVDF, annealed at 70°C, after long term exposure to elevated temperatures.

Figure 23. Thermal stability of d_{33} constant - 70°C annealed PVDF



Having reached a stabilizing temperature, the material properties then remain constant with time. Piezo film can be annealed to specific operating (or maximum storage) temperatures to achieve long-term stability for high temperature applications. Figure 24 shows the reversible temperature effects on d_{33} and g_{31} coefficients for PVDF.

Figure 24. Temperature coefficient for d_{33} and g_{31} constants - PVDF



In Figures 25a and 25b, the effect of temperature on the dielectric constant (ϵ/ϵ_0) and dissipation factor ($\tan \delta_e$) are shown for copolymer films.

Piezo films have been shown to offer excellent transducer properties at very low (cryogenic) temperatures.

Figure 25a. Dielectric loss tangent vs. temperature COPOLYMER

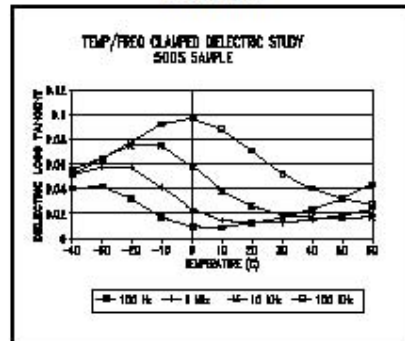
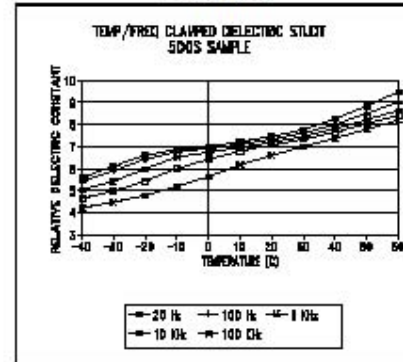


Figure 25b. Dielectric constant vs. temperature COPOLYMER



PIEZOELECTRIC CABLE AND PROPERTIES

One of the most recent developments in piezo polymer technology is piezo cable. The cable has the appearance of standard coaxial cable, but is constructed with a piezoelectric polymer insulator between the copper braid outer shield and the inner conductor (Figure 26).

Protected by a rugged polyethylene jacket, the cable is used in buried or fence security systems, traffic sensors including vehicle classification and weight-in-motion systems, and taxiway sensors for aircraft identification, safety and security applications. Other applications include sensors for anti-tampering, door edge safety monitoring, floor mats, touch pads and panels, and patient mattress monitors. The new cables feature the same piezoelectric properties that are characteristic of piezo film sensors. The electrical output is proportional to the stress imparted to the cable. The long, thin piezoelectric insulating layer provides a relatively low output impedance (600 pF/m), unusual for a piezoelectric device. The dynamic range of the cable is substantial (>200 dB), sensing distant, small amplitude vibrations caused by rain or hail, yet responding linearly to the impacts of heavy trucks. The cables have withstood pressures of 100 MPa. The typical operating temperature range is -40 to +125°C. Table 4 lists typical properties for piezo cable.

Figure 26. Piezo cable construction

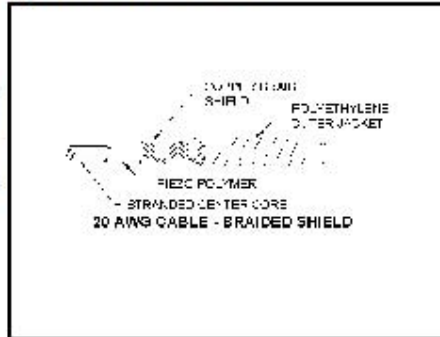


Table 4. Piezo Cable Typical Properties

Parameter	Units	Value
Capacitance @ 1KHz	pF/m	600
Tensile Strength	MPa	60
Young's Modulus	GPa	2.3
Density	kg/m ³	1890
Acoustic Impedance	MRayl	4.0
Relative Permittivity @1KHz		9
tan δ @1KHz		0.017
Hydrostatic Piezo Coefficient	pC/N	15
Longitudinal Piezo Coefficient	Vm/N	250 x 10 ⁻³
Hydrostatic Piezo Coefficient	Vm/N	150 x 10 ⁻³
Electromechanical Coupling	%	20
Energy Output	mJ/Strain (%)	10
Voltage Output	kV/Strain (%)	5

Cable Typical Properties

The output sensitivity of piezo cable in response to increasing impact load is shown in Figure 27a. The linearity in output for increasing force as shown in Figure 27b is typical of all piezo cable gages.

PIEZOELECTRIC BASICS

Figure 27a. Sensitivity vs. load

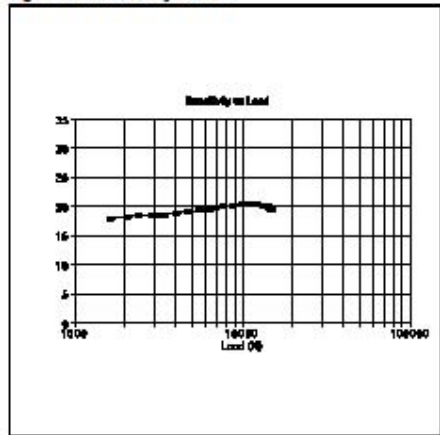
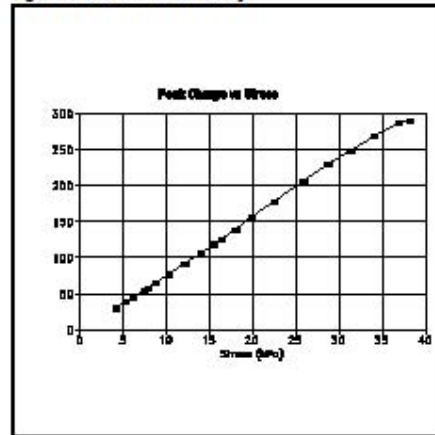


Figure 27b. Piezo cable linearity



Mechanical to Electrical

Like water from a sponge, piezoelectric materials generate charge when squeezed. The amplitude and frequency of the signal is directly proportional to the mechanical deformation of the piezoelectric material. The resulting deformation causes a change in the surface charge density of the material so that a voltage appears between the electroded surfaces. When the force is reversed, the output voltage is of opposite polarity. A reciprocating force thus results in an alternating output voltage.

Piezo film, like all piezoelectric materials, is a dynamic material that develops an electrical charge proportional to a change in mechanical stress. Piezoelectric materials are not suitable static measurements (true dc) due to their internal resistance. The electrical charges developed by piezo film decay with a time constant that is determined by the dielectric constant and the internal resistance of the film, as well as the input impedance of the interface electronics to which the film is connected. Practically speaking, the lowest frequency measurable with piezo film is in the order of 0.001Hz. There are methods to achieve true dc response, but these require using the piezo film as both an actuator and sensor, monitoring change in the actuation resulting from the dc event.

The fundamental piezoelectric coefficients for charge or voltage predict, for small stress (or strain) levels, the charge density (charge per unit area) or voltage field (voltage per unit thickness) developed by the piezo polymer.

Charge Mode:

Under conditions approaching a short circuit, the generated charge density is given by:

$$D = Q/A = d_n X_n \quad (n = 1, 2, \text{ or } 3)$$

The mechanical axis (n) of the applied stress (or strain), by convention, is:

- 1 = length (or stretch) direction
- 2 = width (or transverse) direction
- 3 = thickness direction

where

- D = charge density developed
- Q = charge developed
- A = conductive electrode area
- d_n = appropriate piezoelectric coefficient for the axis of applied stress or strain
- n = axis of applied stress or strain
- X_n = stress applied in the relevant direction

It is important to note that the d_n coefficient is commonly expressed in pico-Coulombs per Newton (pC/N), but the more correct form would be $(\text{pC/m}^2)/(\text{N/m}^2)$ since the areas (m^2) upon which the stresses or strains apply are very often different and cannot be "canceled".

Voltage Mode:

The open-circuit output voltage is given by:

$$V_o = g_n X_n t \quad (n = 1, 2, \text{ or } 3, \text{ as above})$$

where

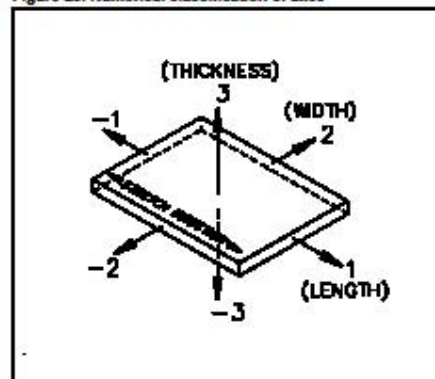
- g = appropriate piezoelectric coefficient for the axis of applied stress or strain
- X_n = applied stress in the relevant direction
- t = the film thickness

Piezo Coefficients:

The most widely used piezo coefficients, d_{31} and g_{31} , charge and voltage respectively, possess two subscripts. The first refers to the electrical axis, while the second subscript refers to the mechanical axis. Because piezo film is thin, the electrodes are only applied to the top and bottom film surfaces. Accordingly, the electrical axis is always "3", as the charge or voltage is always transferred through the thickness ($n = 3$) of the film. The mechanical axis can be either 1, 2, or 3, since the stress can be applied to any of these axes, as shown in Figure 28.

Typically, piezo film is used in the mechanical 1 direction for low frequency sensing and actuation ($< 100\text{kHz}$) and in the mechanical 3 direction for high ultrasound sensing and actuation ($> 100\text{kHz}$).

Figure 28. Numerical classification of axes



ULTRASOUND APPLICATIONS

The wide frequency response and physical attributes of its polymeric construction makes piezo film a material of choice in certain medical probes and in nondestructive testing applications. Additionally, the film sensors are found in applications in ultrasonic based sensing devices, like air-ranging ultrasound for distance measurement, in fluid level sensors, and in-flow measurement instruments using doppler shift of sound velocity perturbations which are proportional to fluid flow.

Medical Imaging Ultrasound

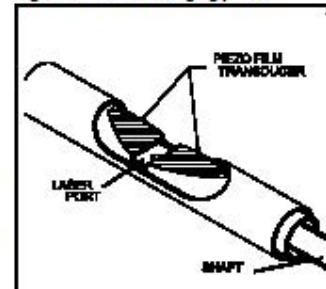
Piezoelectric ceramic materials are used in medical imaging transducers because of their high sensitivity and broad bandwidth. The d_{33} constant, strain developed for an applied voltage, is about an order of magnitude higher for piezo ceramics than for piezo polymer. A disadvantage of piezo ceramic is its high acoustic impedance, about 30 MRayls (1 MRayl = 10^6 kg/m²s) in contrast to about 1.5 MRayls for body tissue. This impedance mismatch can be compensated by quarter wavelength matching layers, but these can degrade the ultrasonic pulse due to adhesive layers and construction methods. The acoustic impedance of piezo film is about 4 MRayls, a much better match. Additionally, in higher frequency applications requiring very thin piezo elements, ceramics are too fragile, and cannot be shaped to desired geometries.

Invasive imaging requires lower powered devices than external probes. Resolution of the image is considerably improved at the higher frequencies of invasive catheters. A medical imaging company has developed an invasive imaging probe with piezo film for a therapeutic laser prostate catheter (Figure 61). The piezo film sensor is about 30 microns thick, and is located near the catheter tip. The unit operates at frequencies of 7 MHz and higher.

Steered *in-vivo* phased-array images using piezo polymer film have been produced for the first time by researchers at Duke University. A 32 element array of 11 mm x .56 mm elements was fabricated and tested with a well matched circuit designed to optimize the transducer. The result was 28 dB lower sensitivity than PZT transducers at 2.5 MHz operating frequency. However, the piezo film array had improved axial resolution, better angular response (6 dB pulse-echo response at 30 degrees), and a low interelement cross-coupling of -35 dB. It is exceptionally difficult to diamond blade saw PZT ceramic into these small elements; while, for piezo film, complex patterns are readily etched into the surface gold electrode. PZT must be diced due to the severe interelement coupling problem. Duke University researchers plan to improve the polymer probe by expanding the number of array elements to 128.

Very high resolution arrays have been traditionally formed by etching an electrode pattern on the surface of a piezo film. Newer techniques include deposition of the copolymer directly onto silicon wafers. The wafers are etched to minimize interelement coupling, then the copolymer is applied by spin-coating, followed by poling. Then a top ground electrode is applied and inter-connections made. This advance results in a very high resolution imaging. Capacitively coupling copolymer film to a dense array of conductive traces on a PCB has achieved remarkable performance as a Tx/Rx array.

Figure 61. Invasive imaging probe



NonDestructive Testing (NDT)

Advanced composite materials are very desirable as structural members. Light weight, high strength, corrosion resistance, and non-magnetic are among the advantages for these materials. The need for very routine nondestructive testing of such structures to prevent catastrophic failure due to delamination, is one of technology's greatest concerns. Flexible sheets of piezoelectric polymer transducer arrays, acoustically well matched to the composites, are desirable for use for non-destructive testing. One example is as an NDT array for testing rocket motor housings prior to launch. These arrays can be applied to the surfaces of composite fuel housings, and each element sequentially activated to provide a pulse-echo response. An array element size of about 0.5 to 1 square inch is sufficient for this application, as well as most large area NDT. Center frequencies of 3-10 MHz and -6 dB fractional bandwidths exceeding 100% are typical with such transducer arrays.

Systems and Instrumentation, Ltd. personnel use piezo film for NDT of aerospace engine parts. NDT transducers capable of detecting flaws down to 1/64th inch are now required. Further, the frequency response range of these new materials are broader than the bandwidth of conventional transducers. S&I, Ltd. find that a single broadband transducer covers the bandwidth of interest. Their transducers are also used in near-surface NDT applications, where high resolution and short pulse duration are required. Defects of 0.8 mm in size, lying within 1 mm of the surface, have been detected with the S&I probes.

Critical points or inaccessible test areas within a composite structure, like support strut mounts, where delamination or other damage is especially likely, can have custom fabricated NDT arrays permanently affixed for in-service testing and monitoring. It is possible to achieve uniformity of ± 1 dB between the elements of a multi-element transducer array. Special shaped transducers, providing special focal characteristics, have also been built with these polymer transducers.

Acoustic Emission

Acoustic emission of materials including fiber-reinforced composites, aluminum, steel and glass can be performed with contact microphones or piezo film, or, as with NDT, by large area arrays. These arrays can continuously monitor structures for 0.1 - 1.0 MHz acoustic emission, the precursor to structural failure. Piezo film, being broad band, responds well at these frequencies. This capability is especially necessary for critical application like tank rail cars carrying toxic products, underground fuel storage tanks, nuclear plants, etc.

Fluid Level Sensor

There are a variety of fluid level sensing transducer technologies available to the designer. A float arm, attached to a sliding potentiometric device is still widely used in automobiles. Ultrasonic pulse-echo devices that measure the distance from a fixed transducer to the fluid surface from above through air, or from below through the fluid, are popular. Newer capacitance types, where the fluid becomes the dielectric, are also used. Each of these technologies represent tradeoffs in system cost, performance and reliability. A new ultrasound level sensor, in development by MSI, holds promise as a digital, solid state ultrasonic level sensor.

The novel construction is a level sensor with ultrasonic through-transmission with multiple transmitters and a single, common receiver. The sensor is fabricated by attaching an unmetallized strip of piezo film to a printed circuit board containing electrode patterns, conductors, and interconnections to circuitry on the opposite side of the board. The electrode patterns are capacitively coupled to the piezo film layer, becoming the multiple transmitter elements. A second conductor bar, parallel to the patterned elements becomes the common receiver.

Bibliografía.

- [1] A Performance Analysis of Echographic Ultrasonic Techniques for Non-Invasive Temperature Estimation in Hyperthermia Range Using *Phantoms* with Scatterers.
I. Bazán, M. Vazquez, A. Ramos, A. Vera, L. Leija, *Ultrasonics* 49 (2009) 358–376
- [2] Evaluation of Performance in Some Ultrasonic Procedures for Non-Invasive Thermal Estimation into Hyperthermia *Phantoms*.
Ivonne Bazan, A. Ramos, M. Vázquez, A. Vera and L. Leija, *Acoustics '08*, Paris
- [3] Hipertermia Ultrasónica.
Dr. Gilberto González, Curso de Tecnologías Básicas del Ultrasonido en Bioingeniería, Sección Bioelectrónica, Departamento de Ingeniería Eléctrica, CINVESTAV.
- [4] Gerardo Gutiérrez Juárez “Nuevas Metodologías para el Estudio de Propiedades Ópticas y Térmicas en Muestras Líquidas Mediante la Técnica Fotoacústica”. Tesis de Doctorado, CINVESTAV, 1998.
- [5] Instrumentación: Transductores e Interfaz
Bannister, Brian R. pag. 1-6, Addison-Wesley Iberoamericana, S.A, segunda edición, 1994 Wilmington, Delaware
- [6] A Comparative Approach to Predicting Effective Dielectric, Piezoelectric and Elastic Properties of PZT/PVDF Composites.
Zeeshan Ahmad, Ashutosh Prasad, K.Prasad. *ELSEVIER, Physica B* 404 (2009) 3637–3644
- [7] Characterization of a Large-Area PVDF Thin Film for Electro-Mechanical and Ultrasonic Sensing Applications.
V.T. Rathod, D. Roy Mahapatra, Anjana Jain, A.Gayathri. *ELSEVIER, Sensors and Actuators A: Physical*.
- [8] Improvements of Ultrasonic Inspections Through the Use of Piezo-Composite Transducers. (translated into English from the original paper - May 1995)
Gérard Fleury (IMASONIC - Besançon - FRANCE), Christian Gondard (CEA CEREM STA - Gif sur Yvette – FRANCE now at CEA DAM - Is sur Tille - FRANCE). 6th European Conference on Non Destructive Testings
- [9] Mónica Vázquez Hernández “Sistema para la Caracterización Ultrasónica de *Phantoms* en Aplicaciones de Terapia”. Tesis de doctorado, CINVESTAV, 2006.
- [10] Propagación Ultrasónica en Materiales Viscoelásticos.
Eduardo Moreno Hernández, Grupo de Ultrasónica. ICIMAF, Artículos Selectos, I Jornadas Iberoamericanas de Ultrasonidos.
- [11] Poly (Vinyl Alcohol) Gels for Use as Tissue *Phantoms* in Photoacoustic Mammography.
Alexei Kharine¹, Srirang Manohar¹, Rosalyn Seeton, Roy G M Kolkman, René A Bolt, Wiendelt Steenbergen and Frits F M de Mul. *Phys. Med. Biol.* 48 (2003) 1–14
- [12] *Phantoms* para Ultrasonido con Variación Continúa de la Velocidad de Propagación de la Onda.

Marissa A. Rivera Cardona, Fernando Reiszal Pereira, Wagner C.A. Pereira, João Carlos Machado. Revista Mexicana de Ingenieria Biomedica Vol. 23, Num. 1, marzo 2002.

[13] www.llogsa.com

[14] Ultrasonic Bioinstrumentation.

Douglas A. Christensen

[15] Tratado de fisiología médica.

Guyton AC y Hall JE. Ed. Elsevier; 2006

[16] Automatic Ultrasonic Thermometry.

X.B. Mi, S.Y. Zhang, J.J Zhang and Y.T. Yang.

[17] Measurement of Temperature Distribution in *Phantom* Body by an Ultrasonic CT Method.

Yutaka Nawata and Koji Kaneko, Proceedings of the 5th ASME/JSME Joint Thermal Engineering Conference March 15-19, 1999, San Diego, California

[18] Ivonne Bazan Trujillo, "Propuesta de un Método para la Caracterización de Equipos de Terapia Ultrasónica Mediante Técnicas de Medida de Temperatura y de Presión Acústica", Tesis de Maestría, CINVESTAV, 2005

[19] Noninvasive Temperature Estimation in Oncology Hyperthermia Using Phase Changes in Pulse-Echo Ultrasonic Signals.

Monica Vazquez, Antonio Ramos, Lorenzo Leija and Arturo Vera. Japanese Journal of Applied Physics Vol. 45, No. 10A, 2006, pp. 7991–7998.

[20] HIFU

www.piezotechnologies.com

[21] Tomografía Opto-Térmica: Hacia una Técnica Complementaria para el Diagnóstico No Invasivo de Cáncer de Mama.

Crescencio García Segundo, Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET), Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM)

[22] Tumor Eradication and Cell Survival after Localized Hyperthermia Induced by Ultrasound.

Jane B. Marmor, Fred J. Hilerio, and George M. Hahn. CANCER RESEARCH 39, 2166-21 71, June 1979]

[23] Ablatherm HIFU Integrated Imaging.

www.edap-tms.com

[24] Hospital Universitario Mutua de Terrassa, Barcelona, España.

<http://www.mutuaterassa.cat/>

[25] China Medical Technologies, Beijing, China

<http://www.chinameditech.com>

[26] Hipertermia.ppt

Mónica Vázquez Hernández, Antonio Ramos Fernández, Lorenzo Leija Salas, Ivonne Bazán

[27] Fabrication and Characterization of Transducers.

Emmanuel P. Papadakis, Clyde G. Oakley, Alan R. Selfridge, Bruce Maxfield

[28] Progress in the Measurement of Human Body Temperature.

- E.Francis J. Ring. IEEE Engineering in Medicine and Biology, Agosto 1998.
- [29] Fisiología.
Berne R y Levy M. Ed. Harcourt-Mosby, 2001
- [30] A Performance of Echographic Ultrasonic Techniques for Non Invasive Temperature.
- I. Bazán, M. Vazquez, A. Ramos, A. Vera, L. Leija. ELSEVIER, Ultrasonics 49 (2009) 358–376
- [31] Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts.
R. Maass-Moreno, C.A. Damianou, Part I. Analytical model, J. Acoust. Soc. Am. 100 (4) (1996) 2514–2521.
- [32] Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts.
R. Maass-Moreno, C.A. Damianou, N.T. Sanghvi, Part II. In vitro study, J. Acoust. Soc. Am. 100 (4) (1996) 2522–2530.
- [33] http://www.matec.com/mindt/products/pc_cards/sr-9000
- [34] Piezo Film Sensors.
Technical Manual, Measurement Specialties.
- [35] Breast Cancer and Body Temperature
R. N. Lawson, M.D., F.R.C.S. and M. S. Chughtal, M.B., B.S., Montreal
- [36] Angiogenesis in Cancer and Other Diseases.
Peter Carmeliet y Rakesh K. Jain. Magazine Nature, Vol. 407, 14 de Septiembre de 2000.
- [37] Human Calorimetry. The Average Temperature of the Tissues of the Body.
Alan C. Bubton
- [38] Treatment Planning and Modelling in Hyperthermia.
Tor Vergata Medical Physics, Monograph Series. Postgraduate School of Medical Physics II University of Rome. 1992.
- [39] Ultrasound and Electromagnetic Radiation in Hyperthermia a Historical Perspective.
H. P. Schwan. Br. J. Cancer (1982) 45, Suppl. V. 84
- [40] Mosaic Blood Vessels in Tumors: Frequency of Cancer Cells in Contact with Flowing Blood.
Yong S. Chang, Emmanuelle di Tomaso, Donald M. McDonald, Rosemary Jones, Rakesh K. Jain, and Lance L. Munn. Proceedings of the National Academy of Science of the United States of America. 2000, 97 (26) 14608-14613
- [41] Montiel Cabrera Jaime Orlando, "Desarrollo y Caracterización de un *Phantom* con Propiedades Ultrasónicas Equivalentes de Tejidos Blandos Humanos: Estudio de Velocidad y Atenuación Ultrasónica". Tesis de Maestría. CINVESTAV. Septiembre 2005.
- [42] Disposable PVDF Ultrasonic Transducers for Nondestructive Testing Applications. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control. Brown, Lewis F., Mason L Joel.