

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

DISEÑO DE UN SISTEMA DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
MÉDICAS ULTRASÓNICAS MODO-B

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Omar Jonathan Zenteno Valdiviezo

ASESOR: Benjamín Castañeda Aphan, Ph. D.

Lima, Agosto del 2011

RESUMEN:

El presente documento de tesis tiene por objetivo el diseño de un módulo educativo en ultrasonografía Modo-B utilizando un emisor-receptor PANAMETRICS-NDT OLYMPUS 5800 y el desarrollo de un paquete de guías introductorias a la física e instrumentación del ultrasonido.

Este trabajo se ha llevado a cabo a en el Laboratorio de Imágenes Médicas de la PUCP. La metodología implementada para el desarrollo comenzó con el diseño de un sistema de posicionamiento electrónico controlado por computadora, luego se implementaron funciones de control para el posicionador, funciones de captura por medio de un osciloscopio digital para el programa principal y finalmente una función encargada del procesamiento de la señal capturada. Todo el proceso se realizó utilizando el entorno de programación MATLAB y está contenido en una sola función principal que es utilizada en las experiencias de las guías junto a las funciones de control del posicionador.

Para cuantificar la exactitud del sistema, se escanearon tres fantasmas de hierro forjado dentro de los rangos focales del transductor escogido (PANAMETRICS NDT V306). En cada una de las pruebas se calculó la exactitud axial y lateral, comparando las medidas obtenidas con las magnitudes reales de los fantasmas.

Al finalizar el desarrollo de esta Tesis se logró implementar un sistema ultrasonográfico de posicionamiento dirigido por computadora con resolución de paso 0.05922" que genera imágenes en Modo-B con resolución axial y lateral menor a 0.25" y error de exactitud menor a 5%.

INDICE:

INTRODUCCIÓN	7
---------------------------	---

CAPÍTULO 1: SITUACION ACTUAL DE LA ULTRASONOGRAFÍA.

1.1 Imágenes ultrasónicas y su situación actual en el Perú.....	8
1.2 Importancia del desarrollo de la investigación ultrasónica.....	10
1.3 Declaración del problema.....	11

CAPÍTULO 2: TECNOLOGÍAS APLICADAS EN EL DIAGNOSTICO ULTRASONOGRÁFICO, TEORÍA SOBRE LA FORMACIÓN DE IMÁGENES ULTRASÓNICAS.

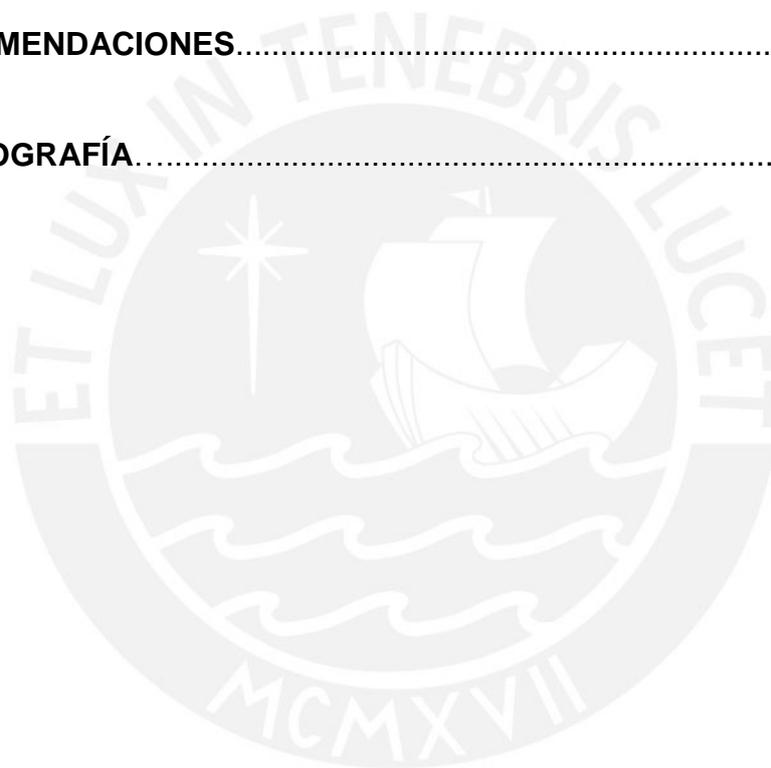
2.1 Características de las ondas ultrasónicas.....	12
2.2 Propagación del ultrasonido en medios orgánicos.....	15
2.3 Fenómenos relacionados a la propagación de ultrasonidos.....	15
2.4 Generación de la onda ultrasónica.....	17
2.5 Parámetros importantes de los transductores.....	18
2.6 Parámetros importantes de un sistema de generación de imágenes.....	20
2.7 Formación de la imagen ultrasónica y modos de representación.....	21

CAPÍTULO 3: DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA Y DEL ALGORITMO DESARROLLADO.

3.1 Objetivos de la investigación.....	25
3.2 Requerimientos del diseño.....	25
3.3 Descripción de las guías de introducción al ultrasonido.....	26
3.4 Descripción y justificación del diseño.....	27
3.4.1 Descripción general del sistema por etapas.....	29
3.4.1.1 Etapa de posicionamiento.....	29
3.4.1.2 Etapa de generación y recepción de pulso-eco.....	31
3.4.1.3 Etapa de digitalización de la señal.....	34
3.4.1.4 Etapa de procesamiento de la imagen.....	34
3.4.2 Descripción del programa principal y las funciones de control.....	36
3.5 Diagrama de bloques del sistema.....	37
3.6 Diagrama de flujo del algoritmo utilizado.....	38

CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS.

4.1 Descripción de pruebas a realizar.....	39
4.2 Pruebas y ensayos.....	39
4.2.1 Generación de Línea-A.....	39
4.2.2 Generación de imágenes Modo-B.....	41
4.3 Discusión de resultados.....	47
CONCLUSIONES.....	48
RECOMENDACIONES.....	49
BIBLIOGRAFÍA.....	50



INTRODUCCIÓN:

El acelerado avance de la tecnología en los últimos tiempos, ha producido grandes cambios en las técnicas de ultrasonografía. Estas se han convertido en una herramienta fundamental para el diagnóstico por imágenes, tanto en aplicaciones industriales como en la biología y la medicina

La presente tesis tiene por objetivo el diseño de un módulo de entrenamiento en ultrasonografía Modo-B conveniente para la investigación en los temas de ultrasonido, procesamiento de señales y generación de imágenes. El cual, junto a un paquete de guías introductorias a la física e instrumentación del ultrasonido, servirá en el futuro como material de consulta para la investigación y desarrollo.

Este trabajo está dividido en cuatro capítulos. En el primero se hace referencia al papel que tiene la ultrasonografía en la realidad peruana, así como la necesidad de implementar un módulo que incentive la investigación en el tema. El segundo capítulo está enfocado hacia el estudio de los procesos físicos tras la generación de imágenes ultrasónicas. En el tercer capítulo se describe el sistema de formación de imágenes y sus cuatro etapas esenciales: posicionamiento, generación y recepción de pulso, digitalización de la señal y generación de la imagen. Así como los criterios de diseño utilizados tanto en el desarrollo del módulo como del algoritmo descrito. El cuarto y último capítulo, está enfocado a la descripción y discusión de los resultados obtenidos en las pruebas realizadas. Estas se dividieron en dos bloques principales: Línea-A y Modo-B. En ambos se analizó la exactitud y tiempo de ejecución evaluando las mediciones obtenidas en fantasmas de hierro.

CAPÍTULO 1: SITUACIÓN ACTUAL DE LA ULTRASONOGRAFÍA

1.1 Imágenes ultrasónicas y su situación actual en el Perú:

Las ondas ultrasónicas son ondas mecánicas longitudinales de presión, cuyas frecuencias son superiores al margen de audición humano, este límite se encuentra aproximadamente en los 20 KHz. Su uso se ha extendido tanto en aplicaciones industriales (limpieza, ensayos no destructivos y/o de caracterización), como en la medicina (fisioterapia, diagnóstico, etc.) [10]. En la Figura 1 se muestra el espectro de frecuencias sonoras y el rango de frecuencias de las aplicaciones más comunes de ultrasonido.

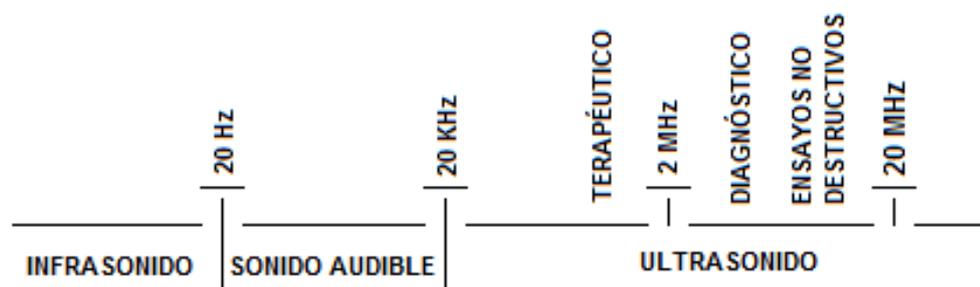


Figura 1: Espectro de frecuencias sonoras y aplicaciones del ultrasonido

La ultrasonografía involucra la exposición de materiales a ondas ultrasónicas para producir imágenes. La interacción de estas ondas es determinada por las propiedades acústicas del material o medio, conforme la onda atraviesa el medio esta puede ser absorbida o dispersada [9].

La dispersión ocurre en los límites del material, donde existe una diferencia de impedancia acústica con el material colindante, la parte de la onda reflejada es procesada para la formación de la imagen y la parte refractada sigue su camino a través del nuevo medio hasta encontrar otro material o hasta ser absorbida por completa.

Si bien es cierto, la ultrasonografía puede proporcionar menos información que otras técnicas, tiene varias ventajas que la hacen el test ideal en muchas aplicaciones industriales y médicas, en particular las que estudian estructuras en movimiento en tiempo real.

Es muy segura, ya que tanto el medio como el operador no son expuestos a radiación [6]; su costo es relativamente bajo y el procedimiento es rápido de realizar. Gracias a su portabilidad, los escáneres de diagnóstico pueden ser llevados a pacientes en unidades de cuidados intensivos o zonas rurales, evitando el daño causado en el transporte del paciente o ser utilizados por operarios de pruebas no destructivas en zonas de difícil acceso en una planta o fábrica.

Los usos más difundidos del ultrasonido en el Perú son las ecografías de diagnóstico; estas pueden ser transvaginales, mamarias, transrectales, abdominales, etc. Siendo estas últimas las de uso más frecuente en la realidad peruana, por su gran aporte de información gineco-obstétrica a bajo costo [7]. Con ellas se pueden lograr inclusive, la adquisición y despliegue de un volumen de cerebro o corazón fetal.

Sin embargo, existen otras importantes aplicaciones menos conocidas para la ultrasonografía. Por ejemplo; la imagen en tiempo real obtenida suele ser usada para guiar procedimientos médicos de drenaje o biopsia como la ultrasonografía musculoesquelética, la cual es una excelente modalidad de estudio para evaluar estructuras osteo-articulares y de partes blandas como: músculos, tendones y articulaciones. De esta forma se facilitan procedimientos complicados como las aspiraciones de derrames articulares.

Otra aplicación importante es la ultrasonografía de medición de flujo. Para esta se suele utilizar los escáneres Doppler, los cuales permiten monitorear la variación de caudal de fluidos internos humanos como la sangre que atraviesa las arterias y venas. Las frecuencias típicas utilizadas para las aplicaciones médicas mencionadas pueden ir desde 1MHz a 18MHz.

1.2 Importancia del desarrollo de la investigación ultrasonográfica:

La creciente demanda de generación de información por imágenes de bajo costo para análisis en áreas como investigación, industria y medicina justifican la necesidad de estudiar una técnica alternativa para este fin, ya que a partir de la correcta interpretación de una imagen ultrasónica, podemos recopilar información de las dimensiones y posición de cuerpos de naturaleza metálica, orgánica y gaseosa (entre otros) de forma rápida y no invasiva.

El Laboratorio de Imágenes Médicas (LIM) de la Pontificia Universidad Católica del Perú es un equipo de investigación dedicado al desarrollo y aplicación práctica de nuevas tecnologías y métodos de procesamiento que permitan generar información en el diagnóstico médico a partir de imágenes. En él se desarrollan actualmente trabajos de investigación multidisciplinarios como son la medición de lesiones de Leishmaniosis, segmentación de próstata en imágenes ultrasónicas y detección automatizada de tuberculosis, entre otros.

Habiéndose incrementado significativamente el uso del ultrasonido en la última década [7], así como la disposición de equipos que posibiliten el estudio de este; un paso crítico en el desarrollo de tecnologías será implementar un módulo de aprendizaje para pre-investigadores que permita sentar las bases físicas y electrónicas detrás de la formación de imágenes ultrasónicas; así como las aplicaciones y los posibles usos alternativos de estas. El LIM siendo propietario de los equipos necesarios para su implementación se ofreció a proveer los materiales para la presente implementación, así como la metodología científica necesaria.

Este sistema, servirá como base para el desarrollo de prototipos de adquisición y nuevos algoritmos de segmentación usando imágenes ultrasónicas, siendo su prioridad la aplicación en el diagnóstico alternativo de males comunes en el territorio peruano.

1.3 Declaración del problema y solución planteada:

Se puede concluir entonces que tanto los estudiantes interesados en el tema, como las futuras investigaciones a realizarse para la mejora de servicios de salud; se verían muy favorecidos por el uso combinado de estas tecnologías y la nueva información posible de obtener, producto del procesamiento de las imágenes generadas.

El entendimiento de ellas por parte de la comunidad universitaria, fomentará el desarrollo de equipos y servicios de ecografía; especialmente para zonas rurales y pueblos del interior del país, así como la investigación en nuevas formas de diagnóstico y terapia ultrasónica.

Por lo tanto, se justifica orientar esfuerzos en establecer las líneas de trabajo para la iniciación en la investigación de ultrasonido y el diseño de un sistema de formación de imágenes médicas.

Para lograr lo propuesto, se pretende implementar el más simple y eficiente de los modos de ultrasonografía, el modo-B. Gracias a los recursos e instalaciones que el LIM-PUCP posee.

Se utilizará un emisor/receptor ultrasónico comercial para excitar los transductores escogidos, para luego procesar la señal recibida en el entorno de programación Matlab. De esta manera se comenzará la investigación, documentación y desarrollo del sistema mencionado.

CAPÍTULO 2: TECNOLOGÍAS APLICADAS EN EL DIAGNÓSTICO ULTRASONOGRÁFICO, TEORÍA SOBRE LA FORMACIÓN DE IMÁGENES ULTRASÓNICAS.

En este apartado se describe la física detrás de la ultrasonografía; se mencionará también los rasgos históricos, y las aplicaciones en equipos de ecografía para uso médico.

2.1 Características de las ondas ultrasónicas:

El ultrasonido es una onda sonora que altera la posición de equilibrio de las partículas de un medio conforme se dispersa a través de ellos, cambiando instantáneamente la densidad del entorno en donde trasmite su energía.

Para poder propagarse por un medio, este debe tener dos propiedades: la inercia y la elasticidad. Inercia es la propiedad que permite a los átomos del medio transferir la perturbación al átomo inmediato adyacente; elasticidad es la propiedad que produce una fuerza sobre un elemento desplazado del equilibrio para volver a su posición original.

En la Figura 2 se presentan los parámetros básicos de una onda ultrasónica y serán descritos a continuación:

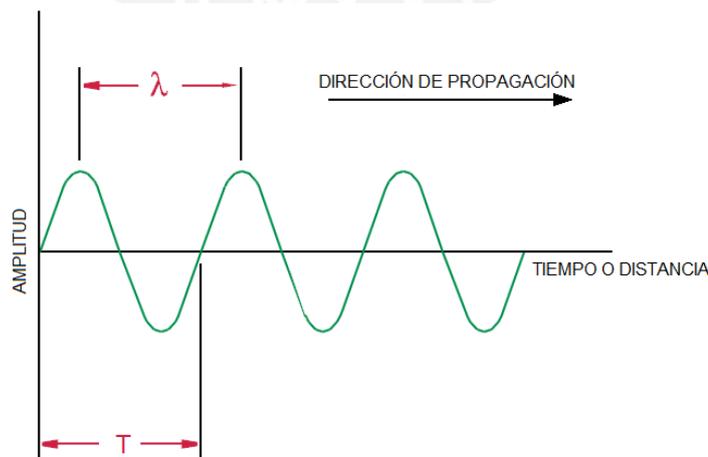


Figura 2: Parámetros básicos de una onda continua

Dirección de propagación.- Las ondas ultrasónicas, se transmiten como ondas de presión y se propagan en forma de ondas longitudinales, donde la dirección de propagación coincide con la de vibración (ver Figura 2). La onda se transmite en forma de ciclos sucesivos.

Frecuencia.- El número de ciclos sucesivos por unidad de tiempo (segundos) es llamado frecuencia (f) y es medido en Hertz (Hz). El tiempo requerido para completar un ciclo completo es el periodo (T), y su unidad son los segundos. La relación entre frecuencia y periodo en una onda continua queda descrita por la Ecuación 1:

$$f = \frac{1}{T} \quad (1)$$

Longitud de onda.- La velocidad de propagación (c) en un material elástico a una temperatura y presión determinada es constante. La distancia existente entre dos muestras que se encuentran en el mismo estado de perturbación (Figura 2), se denomina longitud de onda. La relación entre c , f , λ y T está dada por las Ecuaciones 2 y 3:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad \lambda = cT \quad (2) \text{ y } (3)$$

Donde λ es la longitud de onda, f la frecuencia, T el periodo y c es la velocidad de propagación.

Amplitud acústica.- Es el cambio producido en la presión de la onda, es decir la distancia instantánea que alcanza la partícula vibratoria desde su posición inicial de reposo (altura de la curva sinusoidal). La amplitud se relaciona con la Intensidad acústica (I). De este modo si aumentamos la intensidad de una onda determinada aumentaremos su amplitud.

Este parámetro es muy importante en la formación de imágenes ultrasónicas ya que es la característica que representa la magnitud de la onda inicial enviada que es reflejada.

Velocidad de propagación.- La velocidad de propagación c en un medio determinado, depende de la impedancia acústica de este. La impedancia acústica está en función a la densidad y elasticidad del medio, que a su vez varían con la temperatura.

Es importante resaltar que los cambios de presión a densidad constante no afectan prácticamente la velocidad de propagación. Por ejemplo, en muchos gases, la velocidad depende únicamente de la densidad; ya que si las moléculas son pesadas, se mueven con mayor dificultad, y el sonido avanza más despacio por el medio.

La velocidad de propagación del sonido en aire seco a $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ es $331,6\text{ m/s}$ y es mayor conforme aumenta la temperatura; a $20\text{ }^{\circ}\text{C}$, la velocidad de propagación es 344 m/s . La velocidad del sonido en agua es de 1435 m/s a temperatura ambiente, sin embargo aumenta mucho cuando sube la temperatura. En contraste, la velocidad del sonido en el cobre es de 3500 m/s a temperaturas normales y decrece conforme aumenta la temperatura.

Principio pulso-eco.- La utilidad principal de los sistemas que utilizan señales ultrasónicas es la de medir distancias en función al tiempo que transcurre desde que el transductor envía el pulso hasta que recibe el eco de regreso del reflector. La distancia de este a la fuente, es la mitad del producto del tiempo de vuelo y la velocidad de propagación (Ecuación 5). De la misma manera, si se mide el espacio al cual se encuentra la discontinuidad, se puede estimar el tiempo que demora en regresar el eco de retorno dividiendo dos veces la distancia al reflector entre la velocidad de propagación; como se aprecia en la Ecuación 4.

$$t = \frac{2s}{c} \quad \hat{s} = \frac{ct}{2} \quad (4) \text{ y } (5)$$

c = Velocidad de propagación

t = Tiempo de vuelo de la señal

s = Espacio recorrido por la señal

\hat{s} = Distancia del objeto reflector

2.2 Propagación del ultrasonido en medios orgánicos:

La propiedad más resaltante del ultrasonido, como cualquier onda mecánica, es su capacidad de reflexión, una onda ultrasónica propagándose a través de diferentes medios se dispersará parcialmente y el eco será recibido por el transductor, generando información de las características físicas del medio.

Las moléculas del medio atravesado se ven afectadas por ciclos de expansión y compresión. Esta onda, llamada “eco”, podrá ser detectada e interpretada, obteniéndose en este caso un registro de intensidad que permitirá deducir las características de los medios atravesados (Modo A).

2.3 Fenómenos relacionados a la propagación de ultrasonidos:

El principal factor que determina el modo como las ondas ultrasónicas interactúan con el medio es la impedancia acústica. La impedancia acústica (Z_{us}) de un material está definida por:

$$Z_{us} = \rho C \quad (6)$$

Donde ρ es la densidad en kg/m^3 y C es la velocidad del sonido en m/s . La impedancia acústica de los materiales comúnmente involucrados en la ultrasonografía se encuentra en la Tabla 1.

Material	Z_{us} (10^6 Rayls)
Aire	0.0004
Grasa	1.38
Músculo	1.7
Hígado	1.65
Hueso	7.8
Agua	1.48

Tabla 1: Impedancia acústica de materiales y tejidos comunes en el diagnóstico médico.

A continuación se describen los fenómenos presentes durante la propagación de las ondas ultrasónicas en un medio cualquiera:

Atenuación.- Se define como la pérdida de energía de la onda al atravesar un medio (principalmente en forma de calor o luz). La atenuación, describe una caída geométrica y depende de la magnitud de la impedancia acústica del medio; la unidad de medida de la atenuación son los decibeles y su símbolo es dB.

En las aplicaciones médicas, la atenuación común es de 1 dB/ MHz por cada cm de penetración en los tejidos [7]. Este orden de magnitud señala la importancia que tiene la frecuencia de emisión de los ultrasonidos: a mayor frecuencia, mayor es la atenuación y a menor frecuencia (menor energía) se obtendrá mayor penetración en los tejidos [9].

Reflexión y refracción.- La reflexión y refracción son dos fenómenos fundamentales para la formación de los ecos ultrasónicos (Figura 3). Cuando el haz de ultrasonido se encuentra con una variación de impedancia acústica (Z_{US}) en el límite entre dos medios, parte del haz atravesará la interfaz (refracción) y parte de la intensidad de sonido incidente regresará formando el eco ultrasónico (reflexión) [4].

Este mecanismo de interacción, es similar al de una onda luminosa.

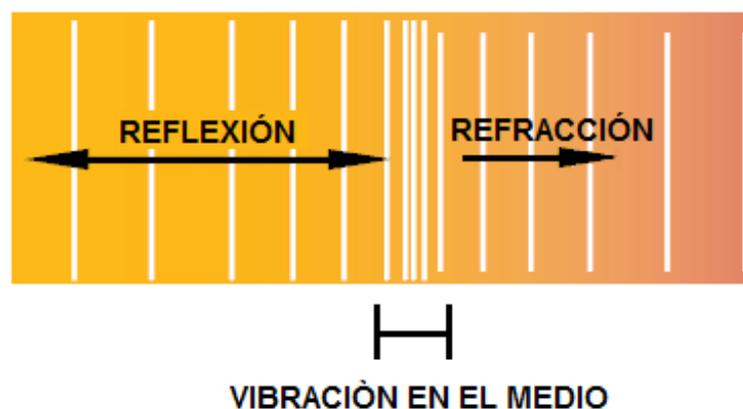


Figura 3: Reflexión y refracción de la onda ultrasónica en una interfaz.

2.4 Generación de la onda ultrasónica:

Las ondas ultrasónicas son generadas gracias al efecto piezoeléctrico. La descripción de este proceso fue realizada por Jacques y Pierre Curie, quienes en 1880 demostraron que un cristal de cuarzo podía generar un campo eléctrico producto del esfuerzo mecánico aplicado.

Un año después, descubren el proceso inverso, es decir la generación de contracciones y expansiones del cristal en función al voltaje aplicado; abriendo la posibilidad de utilizarlos como transductores resonantes [1].

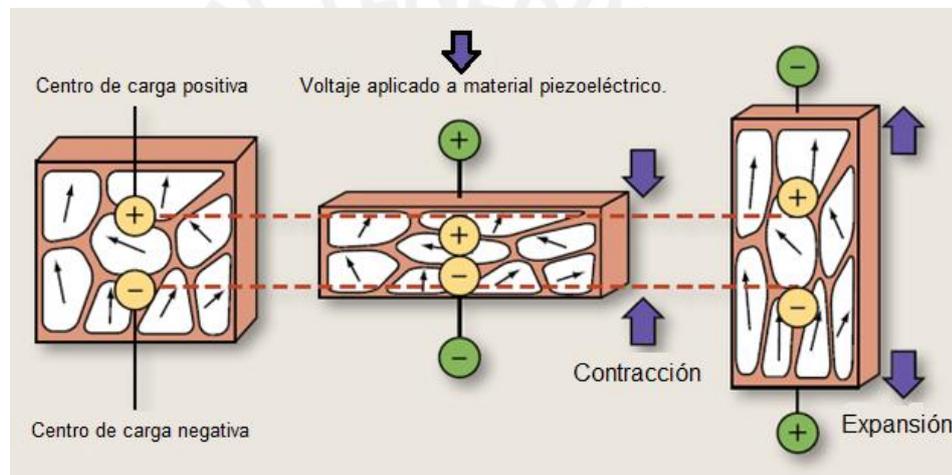


Figura 4: Representación del efecto piezoeléctrico. Editado de www.electronicdesign.com

Por tanto, el efecto piezoeléctrico relaciona fenómenos mecánicos y eléctricos, de manera que al aplicar una corriente alterna a un cristal piezoeléctrico se produce un ciclo de oscilaciones que puede transmitirse al medio colindante como se representa en la Figura 4.

De igual manera si el cristal piezoeléctrico es expuesto a un esfuerzo mecánico oscilatorio, por ejemplo al recibir una onda ultrasónica, se producirá una diferencia de voltaje en las caras perpendiculares a la dirección de la compresión. La amplitud de este diferencial de voltaje será proporcional a la de la onda incidente.

2.5 Parámetros importantes de los transductores:

Campo acústico.- El campo acústico de un transductor está dividido en dos zonas, cercano y lejano. El campo cercano es la región que se encuentra frente al transductor donde el eco recibido varía en amplitud a través de una serie de oscilaciones y termina en el último máximo a una distancia N desde el transductor, en esta se encuentra la zona de mayor energía, representada por el color rojo en la Figura 5.



Figura 5: A) Perfil de haz ultrasónico, el color rojo representa las zonas de mayor energía mientras que azul y verde representan las zonas de menor energía. B) Campo cercano y lejano del transductor. Editado de OLYMPUS®, *"Ultrasonic Transducers Technical Notes"*

La ubicación del último máximo es conocido como la distancia de campo N y es la zona máxima focal del transductor. El campo lejano es el área después de N donde la presión del campo sonoro se reduce gradualmente a cero.

La distancia de campo está en función de la frecuencia del transductor, el diámetro y la velocidad del sonido como se muestra en las Ecuaciones 7 y 8:

$$N = \frac{D^2 f}{4c} \qquad N = \frac{D^2}{4\lambda} \qquad (7) \text{ y } (8)$$

N = Distancia de campo

D = Diámetro del elemento

c = Velocidad de propagación

f = Frecuencia

λ = Longitud de onda

Zona y punto focal.- El inicio y el final de la zona focal está determinado por la ubicación de los puntos donde la amplitud de la señal disminuye en -6dB en relación a la amplitud detectada en el punto focal (Figura 6). El punto focal es aquel donde la amplitud de la señal será máxima y se encuentra generalmente etiquetado en cada transductor. La longitud de la zona focal está dada por la Ecuación 9.

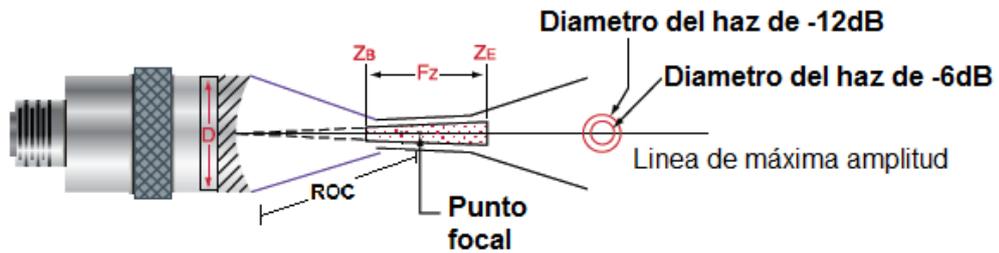


Figura 6: Zona y punto focal de un transductor ultrasónico. Extraído de OLYMPUS®, *“Ultrasonic Transducers Technical Notes”*

ROC = Distancia focal N = Distancia de campo
 F_z = Zona focal S_f = Distancia focal normalizada = F / N

$$F_z = N * S_f^2 \left[\frac{2}{1+0.5S_f} \right] \tag{9}$$

Diámetro del haz ultrasónico.- La resolución lateral de un transductor es afectada por el diámetro del haz enviado en el punto de interés. Mientras menor sea el diámetro, mayor energía será reflejada y se podrán tomar mediciones mas precisas. El diámetro del haz de -6dB puede ser calculado con las siguientes ecuaciones:

$$BD(-6dB) = \frac{1.02 Fc}{fD} \qquad BD(-6dB) = 0.2568DS_f \tag{10) y (11)}$$

BD = Diámetro del haz ultrasónico f = Frecuencia
 C = Velocidad de propagación F = Distancia focal
 D = Diámetro del elemento S_f = Distancia focal normalizada

2.6 Parámetros importantes de un sistema de generación de imágenes:

Todo sistema de imágenes se puede representar como un sistema lineal invariable en el tiempo (SLIT), como se muestra en la Figura 7, donde la función de transferencia estará determinada por la PSF la cual determina la resolución espacial de la imagen resultante.

Respuesta al impulso del sistema.- En inglés *point spread function* (PSF); describe la respuesta del sistema a una fuente puntual en el espacio. Aun cuando la fuente sea un punto, la imagen no lo será ya que dependerá de la resolución espacial que la PSF pueda ofrecer. La imagen generada por el sistema será entonces el producto de la convolución de la PSF y el objeto a analizar; como se muestra en la Figura 7.

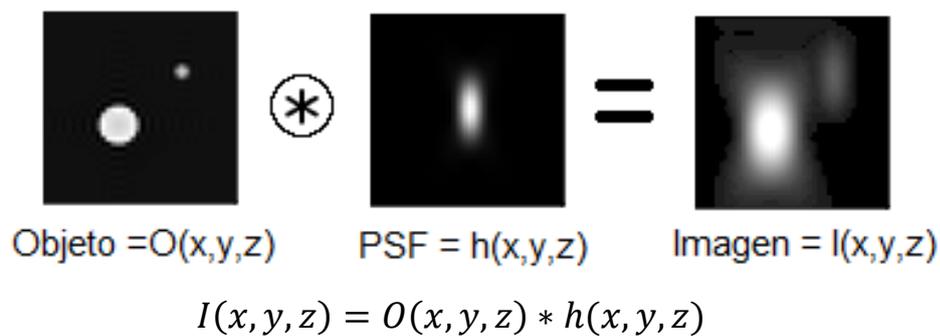


Figura 7: Representación de un sistema de formación de imágenes. Editado de Suetens P, "*Fundamentals of Medical Imaging*". Cambridge University Press, 2009

Resolución espacial.- La resolución espacial de un sistema de formación de imágenes es la separación mínima requerida, para que sea posible distinguir dos reflectores como distintos.

En el caso del ultrasonido, la generación de la imagen requiere la producción pulsada de la onda, cada pulso consta generalmente de tres ciclos. La resolución axial estará entonces en función a la longitud del pulso (SPL), como se muestra en la Ecuación 12:

$$\text{Resolucion Axial} = \frac{SPL}{2} = \frac{n\lambda}{2} \quad (12)$$

La resolución de la imagen no solo está determinada por el eje axial, sino también por las dimensiones laterales y el grosor del haz. La resolución lateral, también conocida como transversal o azimutal, varía con la focalización, como se vio en el apartado anterior.

La resolución lateral final del sistema está determinada por el número de haces ultrasónicos contenidos en cada muestra (Ecuación 13).

$$\text{Resolucion lateral} = \frac{n(1.02 Fc)}{fD} \quad (13)$$

2.7 Formación de la imagen ultrasónica y modos de representación:

Mientras la onda ultrasónica se propaga a través del medio en estudio, es parcialmente reflejada y refractada por las interfaces que encuentre. La energía reflejada regresa al transductor y se transforma en corriente eléctrica. El circuito receptor calcula el tiempo de transmisión total para determinar la profundidad del tejido reflectante (interfaces) y la amplitud de la onda de ultrasonido de retorno para determinar la intensidad en la escala de grises que debe de asignársele. Los ecos muy débiles, cercanos a cero, son representados en un nivel cercano al negro y ecos potentes dan un nivel cercano al blanco.

Los principales medios de representación ultrasonográfica son:

Modo A (Modo de amplitud).- Es el modo más sencillo de utilización del Ultrasonido, los ecos recibidos son presentados en una gráfica de voltaje, representando la amplitud del eco como una función del tiempo (Figura 8).

Los picos corresponden a la amplitud y la profundidad se representa por la distancia en el eje horizontal. La principal finalidad de este método es determinar la profundidad de las interfaces y detectar la separación entre distintas interfaces con exactitud.

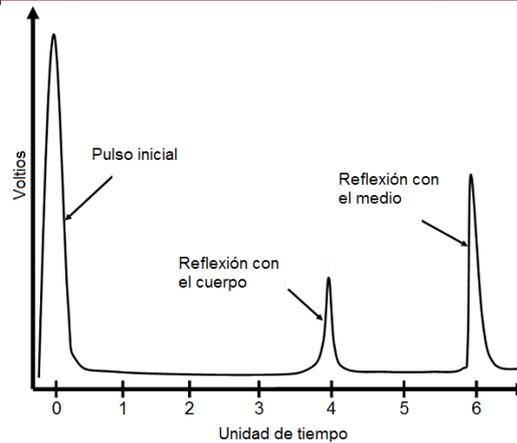


Figura 8: Respuesta ultrasónica en Modo-A, en ella se aprecia la reflexión producida al ingresar y salir del cuerpo

Modo B (Modo de Brillo).- Se representan los ecos recibidos del paciente en dos dimensiones mediante la agrupación de un gran número de líneas A contenidas en el plano de corte. Esta respuesta se representa en la Figura 9.

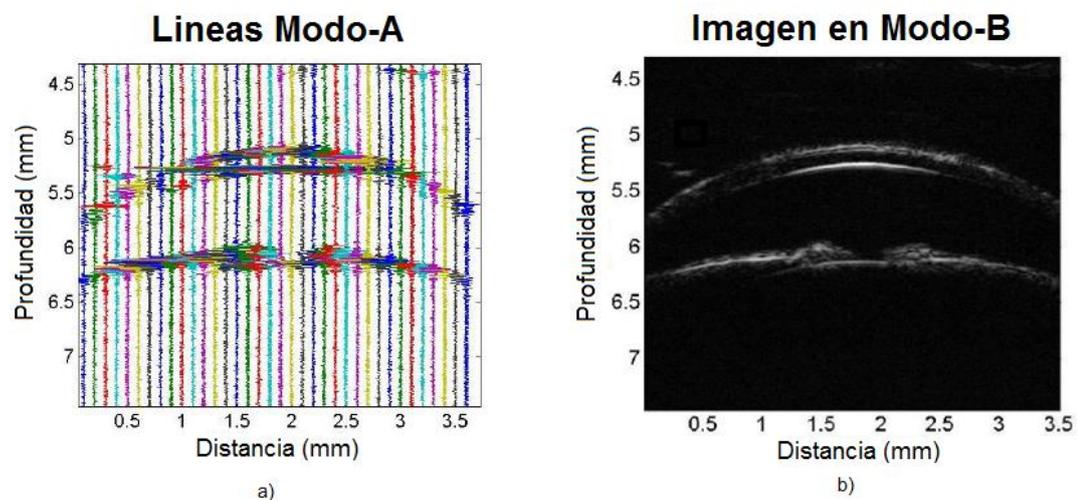


Figura 9: (a) Ecos sin procesar, (b) Imagen Modo-B formada por las Líneas-A procesadas.

La señal se transforma ahora en una matriz de datos, representada por pixeles, cuya intensidad de brillo es proporcional a la intensidad del eco de retorno. Si las imágenes de ultrasonido en modo B se producen en el orden de 40 imágenes por segundo, el ojo humano recibe la impresión de que se trata de una imagen en movimiento.

Modo M (Modo de Movimiento).- Se utiliza para registrar estructuras en movimiento, fundamentalmente del corazón (ecocardiogramas), generando un registro de tiempo-posición que representa como varía una Línea-A ultrasonográfica en función del tiempo; como se muestra en la Figura 10.

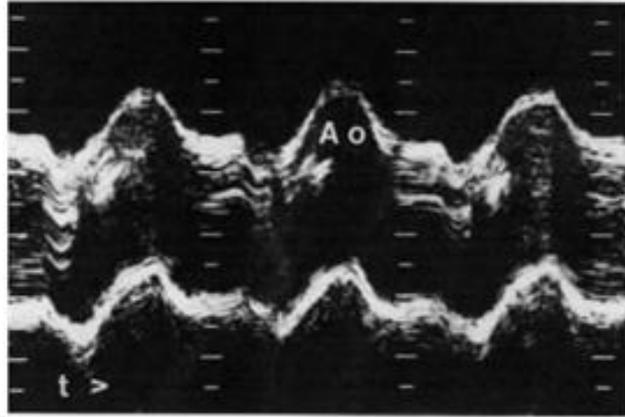


Figura 10: Registro típico de ecocardiografía Modo-M. *Extraído de Fundamentals of Acoustics*. London: Chapman & Hall

Modo Doppler.- Permite el estudio de órganos en movimiento al percibir la diferencia en frecuencia entre la onda emitida y la reflejada. Cuando rebota en una superficie inmóvil, la frecuencia del haz reflejado es la misma que la del haz transmitido; pero si la superficie de rebote se mueve, el ultrasonido reflejado tendrá diferente frecuencia que el emitido (Figura 11) [3].

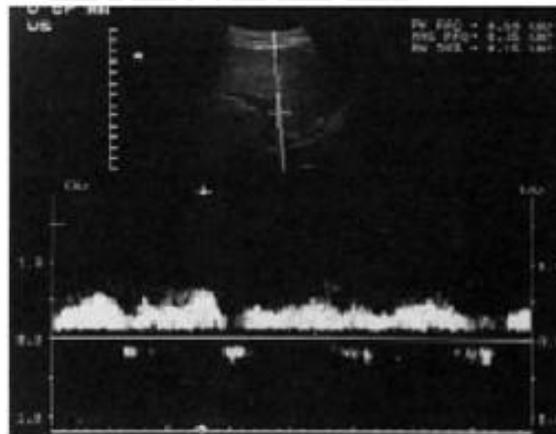


Figura 11: Registro espectral doppler en función del tiempo. *Extraído de Fundamentals of Acoustics*. London: Chapman & Hall

Elastografía.- Si bien la ultrasonografía común es muy buena para describir la forma del medio, no es muy efectiva al momento de identificar y catalogar los tejidos según la elasticidad de estos.

La Elastografía aplica una fuerza de presión uniformemente sobre la muestras, de manera que se obtienen dos juegos de imágenes una sin deformación y otra con el tejido deformado, la elasticidad de la muestra será obtenida producto de la comparación entre ambos juegos de imágenes como se representa en la Figura 12.

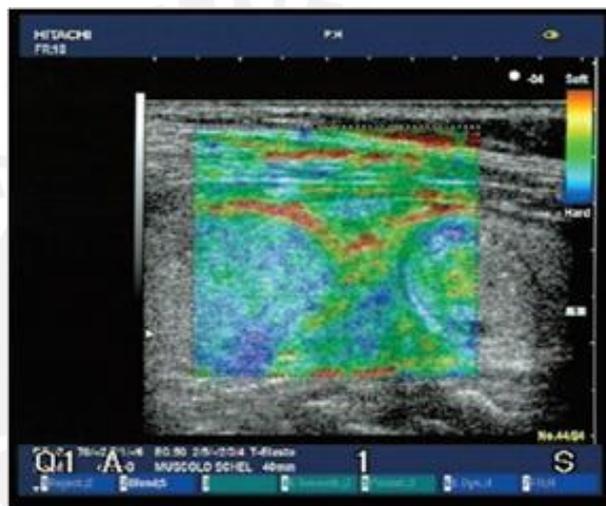


Figura 12: Elastografía de fibrosis post-trauma, el área naranja representa mayor rigidez.

Extraído de *"The musculoskeletal elastography"* ISM, University of Bologna

CAPITULO 3: DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA Y DEL ALGORITMO DESARROLLADO

3.1 Objetivos de la investigación:

El objetivo principal de la siguiente investigación es:

- Desarrollar un sistema de entrenamiento en la formación de imágenes médicas ultrasónicas modo-B en dos dimensiones.

Los objetivos específicos son:

- Capturar la señal generada por el emisor/receptor ultrasónico Olympus 5800PR por medio de un osciloscopio digital TEKTRONIX TDS1002B y procesarla en el entorno de programación MATLAB.
- Desarrollar un compendio de guías introductorias a la física e instrumentación del ultrasonido.
- Diseñar e implementar el sistema de posicionamiento mecánico para el transductor ultrasónico.

3.2 Requerimientos de diseño:

El paquete de aprendizaje e investigación está diseñado para el uso de los alumnos de la especialidad en general. Tanto el hardware como el software a implementar han de ser modulares, portátiles, didácticos e intuitivos. De manera que puedan ser utilizados en conjunto con las guías introductorias.

El sistema propone lograr la formación de una imagen ultrasónica en Modo-B, que imite la precisión de un sistema de ultrasonografía médica básico. Los requerimientos de diseño tomados en consideración para la presente implementación son:

- Resolución lateral menor $\frac{1}{4}$ in.
- Resolución axial menor a $\frac{1}{4}$ in.
- Error de exactitud menor a 5%

El transductor ultrasónico deberá ser dirigido por un posicionador controlado desde MATLAB, para esto se deberá diseñar e implementar una tarjeta de control para el motor de pasos.

La adquisición y procesamiento de la señal se realizarán por medio de una computadora personal, por lo que será necesario también implementar las siguientes funciones:

- Función de comunicación con el osciloscopio.
- Función de comunicación con el posicionador.
- Funciones de control del posicionador.

El procesamiento de datos deberá implementarse como una función principal, conteniendo las demás en ella, con el número de muestras como parámetro de entrada y la imagen formada como salida.

3.3 Descripción de las guías de introducción al ultrasonido:

Para desarrollar un paquete de guías conciso y amigable para el lector; es necesario primero estructurar un plan pedagógico, separado en módulos de conocimiento acumulativo, que refuercen los conceptos presentados con experiencias de discusión [2].

La mejor manera de exigir la interacción del estudiante de manera horizontal; es proponiendo preguntas que requieran observación de los resultados, consulta de referencias y repetición de experimentos [6], de manera que se ofrezca no solo el conocimiento esencial, sino también las líneas a seguir para una correcta investigación.

Se decidió entonces dividir el material didáctico en tres módulos:

- Física y tecnología del ultrasonido.
- Formación de imágenes ultrasónicas Modo-A
- Formación de imágenes ultrasónicas Modo-B

Cada uno de ellos consta de cinco partes esenciales:

- Objetivos.
- Conocimientos necesarios.
- Fundamento teórico.
- Materiales requeridos.
- Experiencias de prueba.

En el primer módulo se hace referencia a todos los conceptos desarrollados en el presente documento y a la captura de datos por medio del osciloscopio. En el segundo y tercer módulo, se hace énfasis en el uso de las funciones implementadas para la formación de imágenes; de manera que el lector pueda entender el papel correspondiente a cada uno de los parámetros de entrada y el proceso de generación en ambos modos de representación estudiados.

El conjunto de guías de introducción a la física e instrumentación del ultrasonido se encuentran en el Anexo A del presente documento.

3.4 Descripción y justificación del diseño:

Los elementos a utilizar para el desarrollo del sistema mencionado se encuentran en la Figura 13 y son los siguientes:

- A. Emisor/Receptor PANAMETRICS-NDT OLYMPUS 5800PR
- B. Transductor ultrasónico PANAMETRICS-NDT V306 – V314
- C. Posicionador unidimensional de 0.2125 mm de resolución.
- D. Osciloscopio digital TEKTRONIX TDS1002B.
- E. Entorno de programación Matlab.
- F. Administrador de recursos TEKTRONIX TekVisa
- G. Tarjeta de interfaz Matlab-posicionador.
- H. Modulo digital HEATHKIT ETW-3700.
- I. Plaquetas de muestra de hierro forjado ($c = 5.100 \text{ m/s}$).

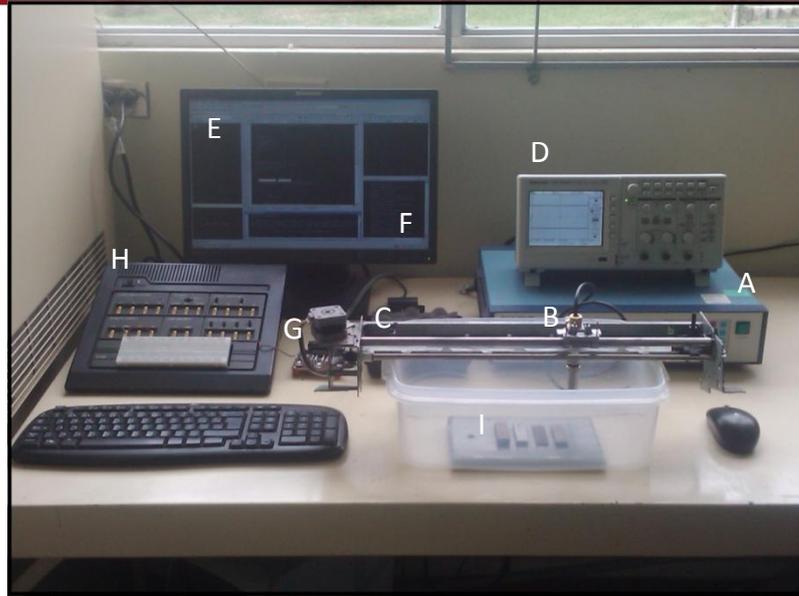


Figura 13: Sistema de captura de datos implementado

El sistema funciona según el siguiente procedimiento.

1. Conexión vía USB osciloscopio-PC.
2. Conexión vía puerto paralelo posicionador-PC.
3. Configuración de los parámetros del generador de pulsos.
4. Posicionamiento inicial del transductor según el tipo de ensayo.
5. Ejecución de la función de captura ImagenB.
6. Almacenamiento del archivo en memoria en formato PNG.

Durante la ejecución de la función de captura se realizan los siguientes procesos y fenómenos físicos:

1. Se realiza la detección y configuración de los instrumentos de medición en MATLAB.
2. El transductor genera ondas ultrasónicas sincronizadas por acción del generador de pulsos.
3. La señal ultrasónica atraviesa diferentes medios (músculos, fluidos, metal, etc.) desde donde se refleja en forma de ecos.
4. Los ecos regresan al generador de pulsos a través del transductor.
5. Los ecos son filtrados y amplificados por el generador de pulsos.

6. La sub-función de muestreo realiza la digitalización de la señal por medio del osciloscopio hacia la computadora.
7. Se repiten los procedimientos anteriores para formar una matriz con los datos de los ecos, hasta formar un cuadro de imagen de 2500 líneas y n columnas, donde n es el número de muestras.
8. La sub-función de generación de imagen realiza el procesamiento de los datos adquiridos (detección de envolvente y compresión) de manera que puedan ser utilizados por las etapas posteriores.
9. Se realiza la depuración de los valores despreciables y fuera de la muestra de interés.
10. La matriz se representa como una imagen de 8 bits en escala de grises según el valor de cada uno de sus elementos.

3.4.1 Descripción general del sistema por etapas:

El estudio del sistema se ha desarrollado en cuatro etapas principales:

- Posicionamiento
- Generación y recepción de pulso-eco.
- Digitalización de la señal.
- Procesamiento de la señal.

A continuación se describe detalladamente cada una de las cuatro etapas así como los criterios de diseños utilizados para su implementación.

3.4.1.1 Etapa de posicionamiento:

Para poder generar una imagen en Modo-B, necesitamos realizar un mapeo del objeto estudiado, para ello necesitamos un dispositivo que permita desplazar el transductor libremente en un eje y que pueda ser controlado por el programa principal cada vez que este va a tomar una muestra.

El modelo estándar de computadoras en la PUCP tiene solo dos de los cuatro puertos USB disponibles. Uno de ellos es utilizado por la conexión

PC-osciloscopio y el otro puerto se espera utilizar para el control remoto del generador de pulsos en futuras implementaciones, por lo que se decidió realizar la conexión PC-posicionador vía puerto paralelo.

Inicialmente se realizaron las pruebas con un sistema de posicionamiento mecánico en 2 dimensiones de 0.059" de resolución por vuelta el cual consistía de un tornillo sin fin sobre el cual se movía el bloque que transporta al transductor piezoeléctrico. Lamentablemente el posicionamiento manual no ofrecía la precisión necesaria para garantizar el mismo desplazamiento en cada muestra ni la perpendicularidad del haz con el elemento de estudio; ambas, características importantes para la precisión del procedimiento.

Se decidió entonces, diseñar un sistema de posicionamiento electrónico unidimensional controlado por computadora (Figura 14). De acuerdo a los requerimientos de diseño, la resolución lateral debe ser menor a 0.25", por lo que el paso del motor deberá ser menor a esta magnitud.



Figura 14: Sistema de posicionamiento electrónico

El modelo del motor de pasos escogido fue el 17PM-H005-P2VA de MINEBEA CO. LTD con voltaje de alimentación igual a 3.5 V, corriente por fase de 0.75 A y pasos de 1.8° por muestra. (Hoja de datos en el anexo C.)

La longitud de paso del motor en pulgadas y la cantidad de pasos requeridos para lograr la resolución axial deseada, serán descritas en mayor detalle en el apartado de pruebas y resultados.

La tarjeta de control del motor de pasos, diagramada en el esquemático de la Figura 15, requiere una alimentación de 5V. Consta de un conector DB25 macho para la conexión con el puerto paralelo; un *buffer Schmitt trigger* 74LS244N para mantener el valor de la salida de los puertos paralelos estable y proveer la corriente necesaria para los amplificadores; cuatro transistores Darlington TIP 120 para la amplificación de corriente capaces de manejar hasta 1.5 A, cada uno con un disipador de 30°C/W; y un circuito regulador de voltaje utilizando un LM317, con un disipador de 16°C/W, el cual provee la alimentación del motor a 3.5 V.

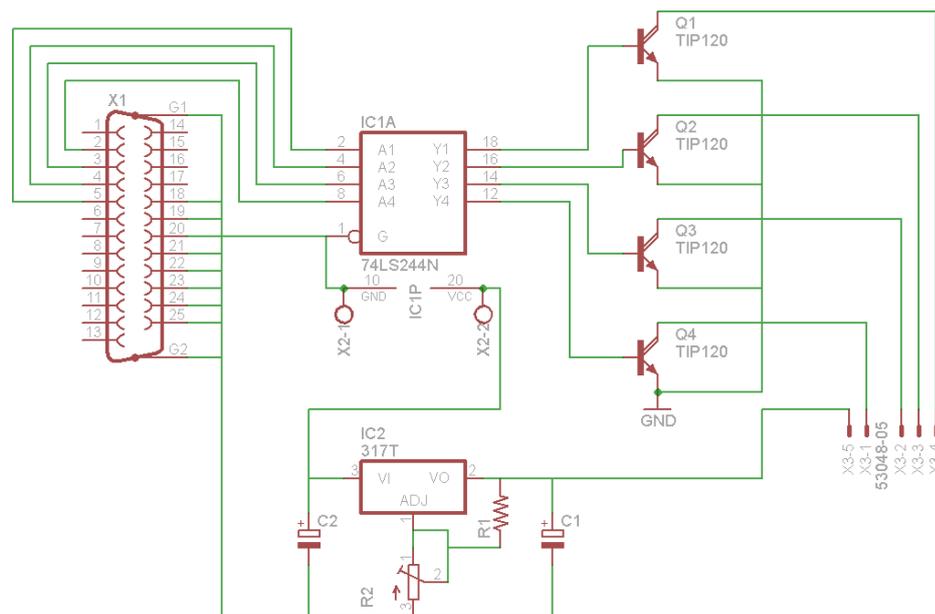


Figura 15: Esquemático de la tarjeta de control del posicionador.

3.4.1.2 Etapa de generación y recepción de pulso-eco:

Esta etapa depende de dos de los elementos del sistema en cuestión:

- Emisor/Receptor PANAMETRICS-NDT OLYMPUS 5800PR
- Transductor ultrasónico PANAMETRICS-NDT V306

Emisor/Receptor PANAMETRICS-NDT OLYMPUS 5800PR.- Este modelo posee el ancho de banda ideal para este tipo de aplicaciones, 1kHz - 35MHz (-3dB); ya que, como se mencionó anteriormente, el rango de frecuencias de uso para el diagnóstico médico va desde 1MHz hasta 16MHz y la frecuencia de los transductores evaluados se encuentra también en este rango. .

También permite modificar los valores de pre-procesamiento de manera sencilla (diagrama de bloques del dispositivo presentado en el anexo C), vía interfaz de teclado o por conexión a PC, lo que facilitará el entendimiento de estos parámetros y el aprendizaje en los experimentos a realizar.

El LIM de la Pontificia Universidad Católica del Perú posee este equipo y se ofreció a permitir el uso de este dispositivo para la presente investigación, lo cual favorecía la realización de pruebas esenciales para el desarrollo de la investigación.

Si bien existen equipos alternativos al mencionado, la posibilidad de poder trabajar con un equipo ya adquirido por la universidad el cual cumple con las especificaciones necesarias para la realización de un buen experimento hizo de este dispositivo el elegido para el presente diseño (Figura 16).



Figura 16: Emisores/Receptores modelos 5800PR y 5900PR. Extraído de www.olympus-ims.com

Transductor ultrasónico PANAMETRICS-NDT V306.- La impedancia acústica del aire es muy alta, por lo que realizar pruebas que no impliquen contacto directo con el transductor lo saturará a pocos milímetros del origen. Para evitar este efecto se necesita utilizar una sustancia de acoplamiento, que sirva de nexo entre el transductor y la zona a irradiar. Se utilizaron entonces, transductores de inmersión y agua como medio de propagación; ya que la impedancia acústica del agua es similar a la del musculo, grasa y otros tejidos humanos. De esta manera se podrán realizar pruebas en un rango amplio de distancias manteniendo una radiación uniforme.

Los transductores de inmersión disponibles en la universidad son dos: PANAMETRICS-NDT V306 y PANAMETRICS-NDT V314 los cuales se diferencian por la distancia focal y la frecuencia de la onda ultrasónica generada (Figura 17).

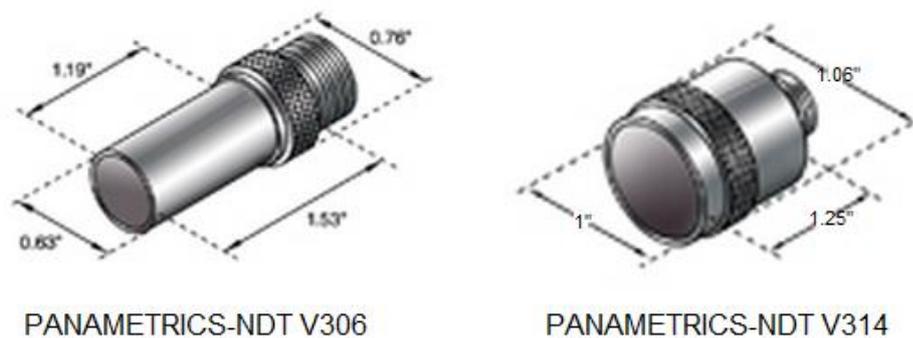


Figura 17: Características físicas de los transductores disponibles en la PUCP. Extraído de OLYMPUS®, *“Ultrasonic Transducers Technical Notes”*

Para poder lograr un margen de error de exactitud de 10% y precisión de 5%, la resolución axial y lateral deben estar entre 15 y 20 veces la longitud de onda y de 4 a 5 veces el diámetro del haz ultrasónico [5].

Transductor	Frecuencia	Distancia Focal	λ_{H_2O}	BD(-6dB)
V306	2.25Mhz	1.25"	0.02604"	0.0527"
V314	1MHz	1.88"	0.0586"	0.11237"

Tabla 2: Frecuencia, distancia focal, longitud de onda y diámetro de haz ultrasónico

Se decidió entonces implementar el diseño utilizando el modelo V306, debido a que la frecuencia a la que trabaja es mayor, lo que permitirá obtener una mejor resolución axial y lateral (Tabla 2).

3.4.1.3 Etapa de digitalización de la señal:

Para la captura de datos y su respectiva transferencia hacia la computadora se decidió utilizar el osciloscopio digital TEKTRONIX TDS1002B el cual tiene un ancho de banda de 60Mhz y una frecuencia de muestreo de 1 GS/s.

Ambos parámetros exceden los requerimientos de nuestros experimentos al igual que en el modelo TEKTRONIX TDS220; sin embargo el primero nos da la posibilidad de poder trabajar matemáticamente las señales, en particular hallar la transformada de Fourier; y aún más importante la posibilidad de capturar los datos mostrados en el osciloscopio. En una primera implementación la información se guardaba en un archivo separado por comas (.csv) para luego enviarlos a un computador vía conexión USB utilizando el software Open Choice Desktop, el cual se puede descargar de la pagina web del fabricante sin costo alguno.

Sin embargo, esta solución resultó extremadamente lenta, tediosa y muy susceptible a errores por parte del usuario. Debido a eso, para la segunda implementación se desarrolló una función en Matlab utilizando el *Test & Measurement Toolbox* la cual reconoce y realiza la conexión automática del osciloscopio a la PC, el diagrama de flujo se puede apreciar en la Figura 20, permitiendo la adquisición directa y secuencial de los datos en una matriz llamada "MatrizB".

3.4.1.4 Etapa de Procesamiento de la imagen:

Esta etapa se realizará en el entorno de programación MATLAB. El procedimiento consta de cuatro etapas: Detección de envolvente, compresión logarítmica, depuración de datos y la representación de estos en un mapa de bits en escala de grises.

La envolvente $e(t)$ del pulso-eco ultrasónico $x(t)$, se obtiene extrayendo el módulo de la función analítica $a(t) = x(t) + j\hat{x}(t)$, donde $\hat{x}(t)$ es la transformada de Hilbert de $x(t)$.

$$e(t) = |x(t) + j\hat{x}(t)| \tag{14}$$

La Transformada de Hilbert $\hat{x}(t)$, de la función $x(t)$, se obtiene a través de la siguiente expresión:

$$\hat{x}(t) = \frac{1}{\pi t} * x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) * \frac{1}{\pi(t - \tau)} d\tau \tag{15}$$

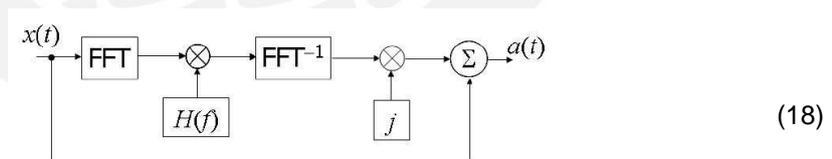
Y la transformada de Fourier de $\hat{x}(t)$ estará dada por la ecuación:

$$\hat{X}(f) = -j \cdot \text{sng}(f) \cdot X(f) \tag{16}$$

Donde $X(f)$ es la transformada de Fourier de $x(t)$ y $\text{sng}(f)$ es:

$$\text{sng}(f) = \begin{cases} -1 & \text{si } u < 0 \\ +1 & \text{si } u \geq 0 \end{cases} \tag{17}$$

La función analítica $a(t)$ se obtendrá entonces, a través del método presentado en la Figura 18:



$$H(f) = \begin{cases} j & \text{si } f \leq 0 \\ -j & \text{si } f > 0 \end{cases}$$

Figura 18: Método de obtención de la señal analítica. Extraído de Ingeniería Mecánica.

Vol. 13. No.1, enero-abril de 2010, pág. 31-40

La función de la compresión logarítmica será reducir el rango dinámico de las señales, de forma que las diferencias de nivel sean representadas enfatizando las señales de baja amplitud ante las señales de alta amplitud.

El procedimiento comienza por la normalización geométrica de la función $e(t)$ reduciendo el rango dinámico a uno, pero manteniendo la proporción de las amplitudes. La función normalizada $n(t)$ estará dada por la siguiente ecuación, donde $M(t, e(t))$ será la función máximo de $e(t)$:

$$n(t) = \frac{e(t)}{M(t, e(t))} \quad (19)$$

Para evitar discontinuidades en 0, la función comprimida $comp(t)$ será:

$$comp(t) = \log(n(t) + 0.01) \quad (20)$$

Finalmente se corregirá el desplazamiento negativo en el eje Y de $comp(t)$; $m(t, e(t))$ será la función mínimo de $e(t)$:

$$comp(t) = comp(t) - m(t, e(t)) \quad (21)$$

El último paso antes de la representación consiste en depurar aquellos datos que distorsionan la imagen o no proporcionan información relevante. Para esto se establecerá un umbral porcentual de amplitud en función a la variable ratio, la cual es definida por el usuario al inicio del programa, el siguiente método ilustra el proceso a realizar:

$$dep(t) = comp(t) - \frac{comp(t) - |comp(t) - M(t, comp(t)) * ratio|}{2} \quad (22)$$

La representación de la imagen se realizó en una escala de grises de 8- bits donde 255 representa la máxima intensidad de brillo y 0 la mínima.

3.4.2 Descripción del programa principal y las funciones de control:

El control y configuración del sistema se realiza vía PC en el entorno de programación MATLAB. Se desarrollaron tres funciones principales para la generación de la imagen y posicionamiento del transductor, de manera que el usuario pueda comenzar a utilizar el sistema y las guías introductorias con un conocimiento básico del entorno de programación.

El sistema ejecuta la toma de datos y formación de imagen haciendo llamado a la función `ImagenB` cuyos argumentos son el número de muestras, el intervalo de pasos entre cada muestra, el motor escogido y el umbral de depuración para el proceso de formación de la imagen.

Las salidas de la función son la matriz resultante llamada `MatrizB` y la imagen generada en formato PNG. La sintaxis de la función principal es:

```
>> [MatrizB] = ImagenB (muestras,intervalos,motor,radio)
```

`ImagenB` está conformada por otra tres sub-funciones, como se aprecia en el diagrama de la Figura 20; encargadas de la detección y conexión del osciloscopio, la toma de muestras y la generación de la imagen.

Las otras dos funciones principales controlan el desplazamiento del posicionador, una para avanzar y otra para retroceder, los parámetros de entrada de ambas funciones son el número de pasos, los intervalos de tiempo entre cada paso y el motor escogido. La sintaxis de las funciones de desplazamiento es la siguiente:

```
>> Avanzar (pasos,pausa,motor)
```

```
>> Retroceder (pasos,pausa,motor)
```

3.5 Diagrama de bloques del sistema:

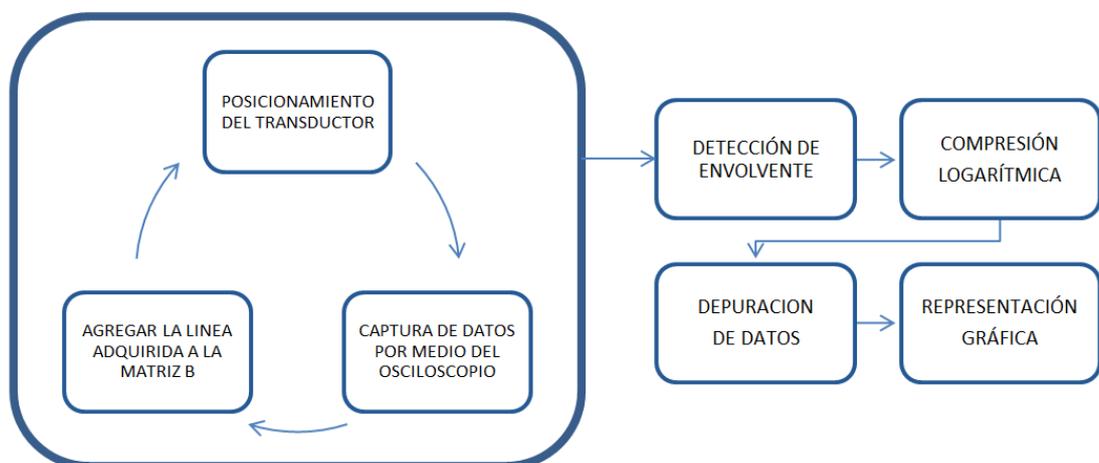


Figura 19: Diagrama de bloques del sistema diseñado

3.6 Diagrama de flujo del algoritmo utilizado:

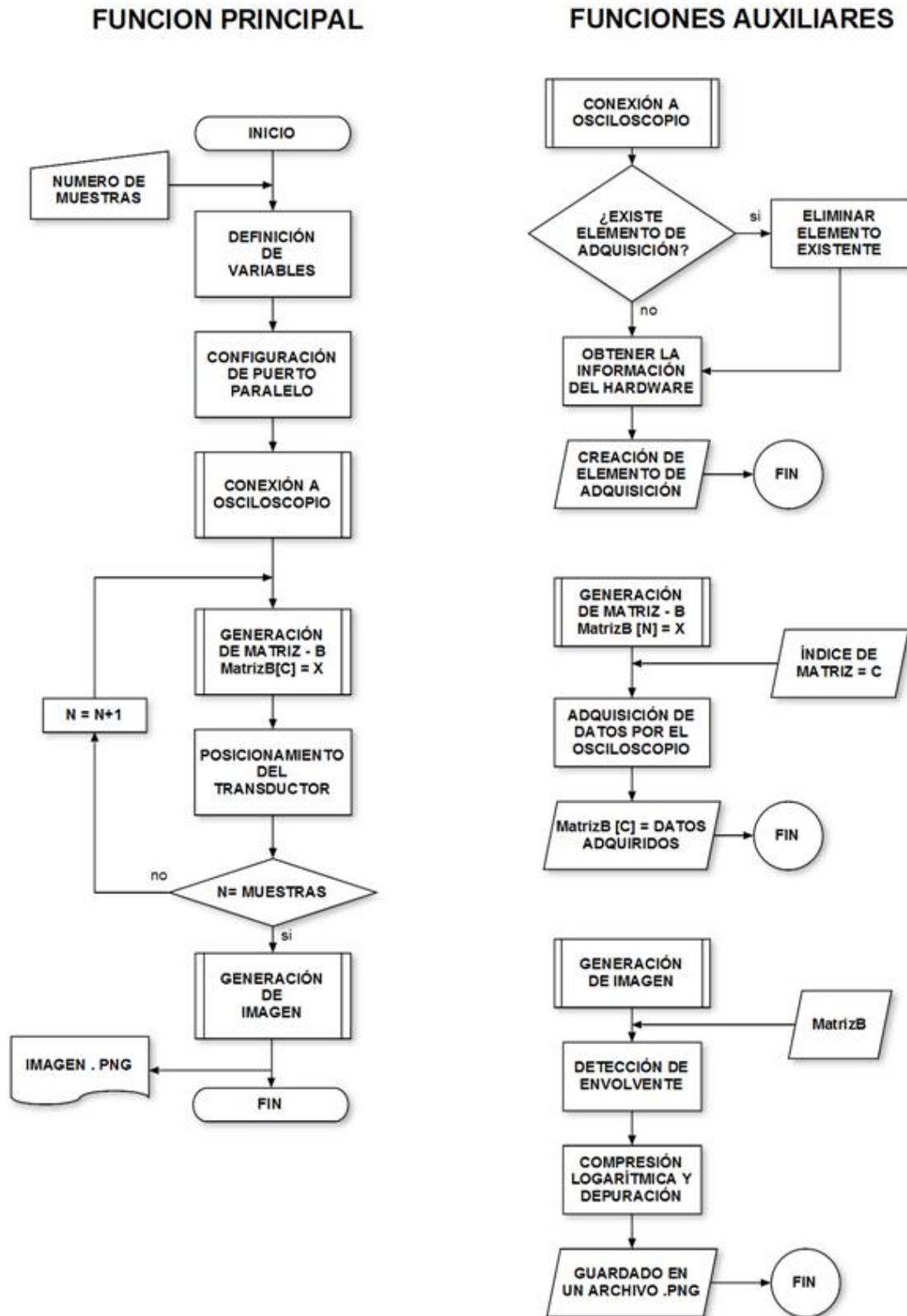


Figura 20: Diagrama de flujo del algoritmo diseñado

CAPITULO 4: PRUEBAS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

4.1 Descripción de pruebas a realizar:

Se realizaron dos bloques de pruebas. El primero estuvo orientado a analizar el algoritmo de formación de Líneas-A y su efectividad; el segundo bloque a evaluar las imágenes Modo-B obtenidas y comparar sus características con los requerimientos de diseño mencionados en el capítulo anterior.

En ambos bloques se considerará el análisis de exactitud y precisión en la medición de distancias así como el tiempo de ejecución; en el segundo bloque en particular, se analizará la resolución axial y lateral del sistema resultante.

4.2 Pruebas y ensayos:

4.2.1 Generación de Línea-A:

La configuración utilizada para el primer bloque de experimentos fue:

Transductor: PANAMETRICS-NDT V306

Zona focal: Entre 0.50" y 1.65"

Frecuencia: 2.25 MHz

Emisor/Receptor: PANAMETRICS-NDT 5800PR

Energía: 12.5 μ J.

Ganancia: 60 dB.

Frecuencia de repetición de pulso: 1KHz

Filtro pasa-bajo: 1KHz.

Resistencia de damping: 25 Ohms

Filtro pasa-alto: 5 MHz.

10dB Atenuación: 20 dB.

1dB Atenuación: 5.9 dB.

Placas de prueba:

Distancia desde la fuente: 1.5" y 1.625"

Espesor de las placas: 0.125"

Sistema de toma de muestras:

Intervalos de pasos por muestra: 7

Nivel de depuración: 0.25

El método de generación de Líneas-A, consta de tres partes esenciales representadas en la Figura 21. La detección de envolvente, representado en verde oscuro; la compresión logarítmica, en cian, la cual se realiza previa normalización geométrica y desplazamiento de 0.01 en el eje Y para evitar discontinuidades y la depuración de datos, en rojo, que consiste en aplicar un umbral porcentual seleccionado por el usuario.

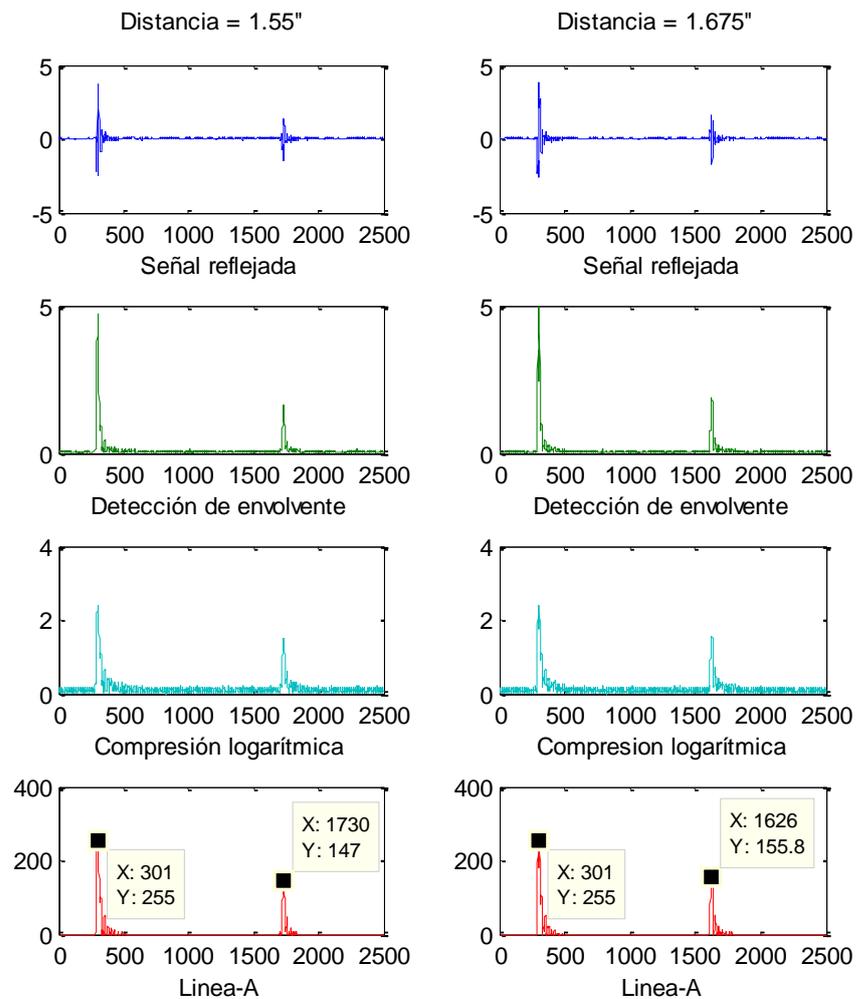


Figura 21: Señal reflejada, envolvente, compresión y línea A depurada

La velocidad del sonido c en el agua a $22^{\circ}C$ es igual a 0.586×10^5 in/s y el tiempo de vuelo de la señal t estará en función al número de muestras entre cada pulso, cada muestra representa $0.04\mu s$. Dado que el espacio s producto de ct es la distancia recorrida por la onda de ida y vuelta; la distancia calculada a la que se encuentra el objeto será la mitad, como se muestra en las Ecuaciones 23 y 24.

$$\hat{s} = \frac{ct}{2} \qquad \hat{S} = \frac{0.0586 * 10^6 * 0.04 * 10^{-6} * \#de\ muestras}{2} \quad (23\ y\ 24)$$

Entonces, el valor de \hat{s} para las muestras de 1.675" y 1.55" será 1,6747" y 1,5529" respectivamente.

Se realizaron cuatro repeticiones de ambos experimentos; los resultados registrados en las cinco pruebas se muestran en la Tabla 3.

	D = 1.55"	D = 1.675"
Muestra 1	1.553"	1.674"
Muestra 2	1.561"	1.678"
Muestra 3	1.550"	1.677"
Muestra 4	1.553"	1.686"
Muestra 5	1.558"	1.681"
Media aritmética	1.555"	1.6792"

Tabla 3: Mediciones obtenidas en la prueba de resolución axial.

4.2.2 Generación de imágenes Modo-B:

El posicionamiento del transductor ultrasónico depende del posicionador diseñado; para determinar la longitud exacta del paso se realizaron seis recorridos de prueba: dos de cien, dos de doscientos, uno de cuatrocientos y finalmente uno de 700 pasos (Tabla 4).

Número de pasos	Distancia recorrida	Longitud de paso
100	0.83593"	0.008359"
100'	0.84375"	0.008438"
200	1.66406"	0.008320"
200'	1.66406"	0.008320"
400	3.57031"	0.008926"
700	5.84375"	0.008348"
Media aritmética		0.008458"

Tabla 4: Longitud de paso del posicionador electrónico

La media aritmética de las diferentes pruebas fue de 0.008458" por paso; en adelante, se considerará esta longitud de paso para las mediciones.

La primera prueba consistió en corroborar la resolución axial y lateral diseñada. Para esto se analizó la PSF (*point spread function*) del sistema con un hilo de cobre de diámetro 0.025" representando un punto en el espacio. (Figura 22)

Dado que el diámetro de haz del transductor es de 0.0527" y el paso del posicionador es de 0.008458" se necesitaban 6.23 pasos para tomar muestras iguales al diámetro de haz.

Se compararon las PSF del sistema en cuestión utilizando seis y siete pasos por muestra.

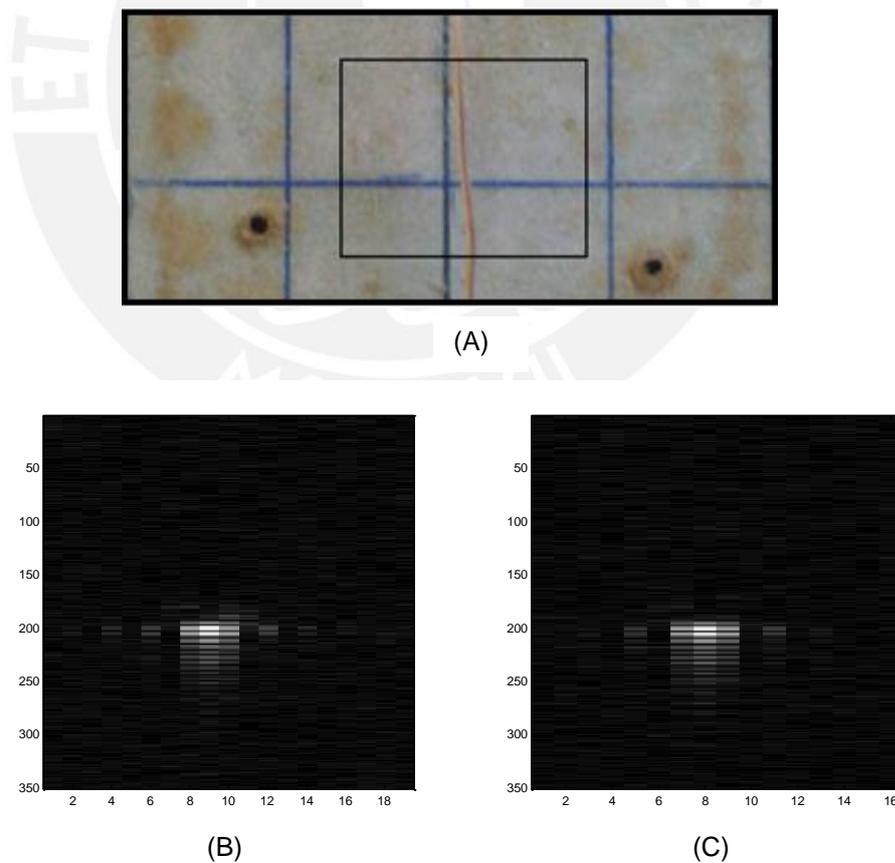


Figura 22: (A) Hilo de cobre de 0.025" utilizado. (B) PSF a seis paso por muestra. (C) PSF a siete pasos por muestra.

En ambas imágenes las muestras adyacentes horizontalmente al valor máximo tienen una intensidad de brillo menor al 50% de este; por lo que solo una muestra (representando 0.0592") contiene información útil. Mientras que axialmente son 22 muestras las cuales representan 0.0258". Ambos parámetros son similares a las características del transductor mencionadas en el capítulo anterior.

La segunda prueba (Figura 23) se realizó utilizando la resolución de posicionamiento antes mencionada (0.0592"). En ella se analizó una placa de hierro forjado de 0.5" de espesor, 2.8" de longitud y a una distancia a la fuente de 1.25".

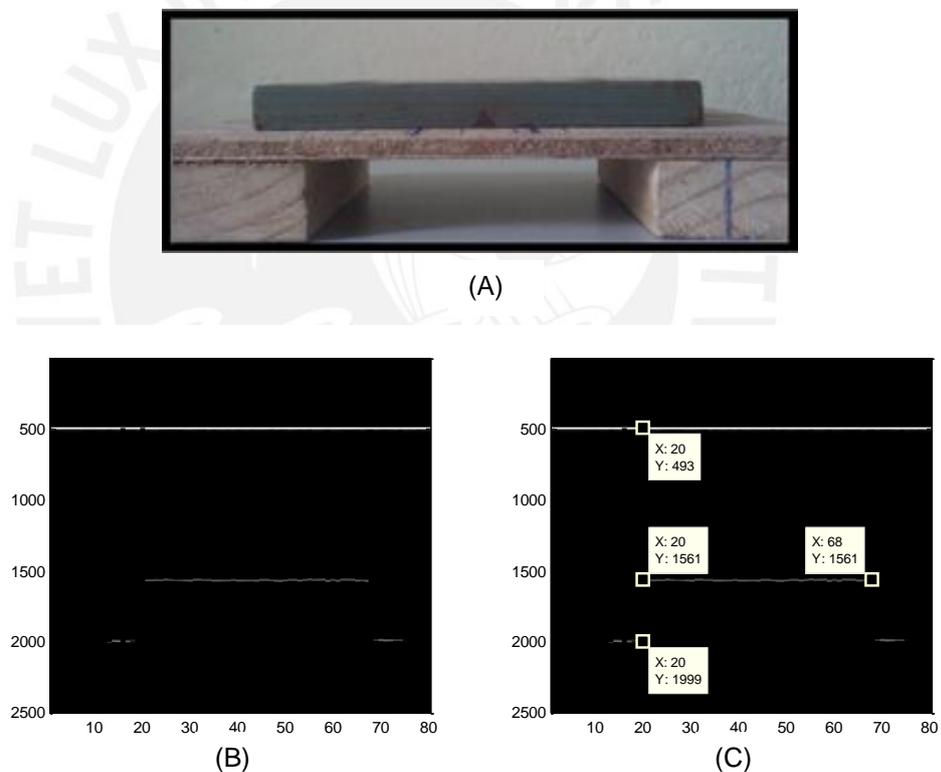


Figura 23: (A) Placa de hierro de dimensiones 0.50" x 2.80". (B) Representación en Modo-B (C) Valores a considerar en las mediciones de longitudes de la imagen en (B)

La medición de la distancia a la que se encuentra el objeto es 1.251", la longitud calculada de la placa es 2.841" y el espesor calculado 0.5133". El tiempo de procesamiento fue de 0.10996s. Se realizaron otras cuatro tomas de muestras similares; los resultados registrados se muestran en la tabla 5.

	Espesor = 0.5"	Longitud = 2.8"	Distancia=1.25"
Muestra 1	0.513"	2.841"	1.251"
Muestra 2	0.515"	2.908"	1.250"
Muestra 3	0.513"	2.782"	1.251"
Muestra 4	0.516"	2.841"	1.248"
Muestra 5	0.509"	2.841"	1.253"
Media aritmética	0.513"	2.843"	1.251"

Tabla 5: Mediciones obtenidas en la segunda prueba Modo-B.

En la tercera prueba se escanea la superficie de la misma placa de hierro sobre otra placa de acero. La diferencia con respecto al experimento anterior radica en la presencia de dos agujeros de 0.4375" en la superficie de la placa de hierro. (Figura 24),.



Figura 24: Placa de metal escaneada (vista superior).

Las discontinuidades en la imagen representan ambos agujeros; se evaluará la efectividad del algoritmo en dichas discontinuidades (Figura 25). En la primera toma, el agujero en la superficie está representado por ocho muestras y en la base por siete; equivalentes a 0.4737" y 0.4145" respectivamente.

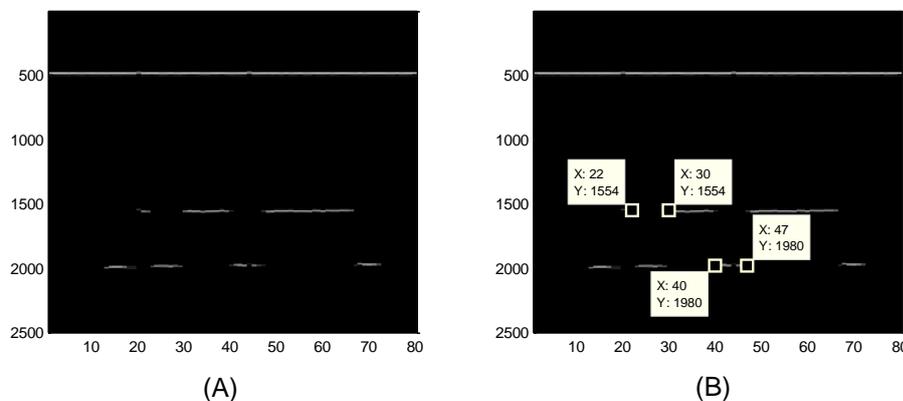


Figura 25: (A) Representación en Modo-B. (B) Valores a considerar en las mediciones de longitudes de la imagen en (B)

Al igual que en la segunda prueba, se realizaron cuatro tomas más. Los resultados se encuentran registrados en la Tabla 6.

	Diámetro 1 (0.435")	Diámetro 2 (0.435")
Muestra 1	0.4737"	0.4145"
Muestra 2	0.4145"	0.4737"
Muestra 3	0.4145"	0.4145"
Muestra 4	0.4737"	0.4145"
Media	0.4441"	0.4293"

Tabla 6: Mediciones obtenidas en la tercera prueba Modo-B.

La cuarta prueba se realizó para comprobar los requerimientos de resolución axial y lateral del sistema, en ella se utilizaron placas de hierro forjado de 1/8" de espesor y 5/8" de ancho. La base de estas se encuentra a 1.75" de la fuente. Y están distribuidas en bloques de cuatro, tres, dos y una placa como se muestra en la Figura 26.



Figura 26: Configuración de fantasmas utilizando placas de hierro de 1/8" x 5/8".

La separación lateral entre los dos primeros bloques es de 3/8", 2/8" entre el tercero y el segundo, y de nuevo 3/8" entre los dos últimos bloques. La variación en altura es de 1/8" en forma descendente; de manera que asemejan la forma de una escalera. En esta prueba se tomaron 100 muestras, a diferencia de 80 en las pruebas anteriores, para que la longitud del fantoma sea registrada por completo

Se compararon las alturas reales de cada uno de los bloques y las distancias entre ellos. Se puso énfasis en las mediciones de $2/8''$ ya que esta es la resolución espacial mínima en los requerimientos del diseño inicial.

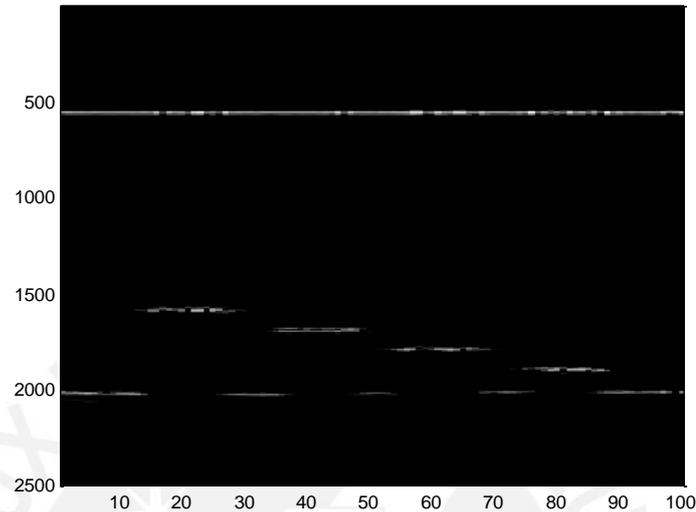


Figura 27: Representación en Modo-B del fantoma de prueba

Los resultados de las mediciones de altura en cada uno de los bloques del fantoma de la Figura 27 se detallan en las Tabla 7:

Altura real	Altura medida
$1/8'' = 0.125''$	0.128''
$2/8'' = 0.25''$	0.247''
$3/8'' = 0.375''$	0.372''
$4/8'' = 0.50''$	0.502''

Tabla 7: Mediciones obtenidas en la prueba de resolución.

Los resultados de las mediciones de distancia entre cada uno de los bloques del fantoma de la Figura 27 se detallan en las Tabla 8:

Distancia real	Distancia medida
$3/8'' = 0.375''$	0.3849''
$2/8'' = 0.25''$	0.2564''
$3/8'' = 0.375''$	0.3750''

Tabla 8: Mediciones obtenidas en la prueba de resolución.

4.3 Discusión de resultados:

Como se ve reflejado en las pruebas anteriores, se logró representar de forma exacta las magnitudes espaciales de los fantomas analizados.

En la primera prueba los valores medios de las longitudes fueron 1.555" y 1.679", que en relación a las distancias reales (1.55" y 1.675") tienen un margen de error de 0.032% y 0.024%.

En la segunda prueba los valores promedios de las mediciones fueron 0.513", 2.843" y 1.251", mientras que las distancias reales fueron 0.5, 2.8 y 1.25. Estos resultados describen un error en la medición de longitudes en una Imagen Modo-B de 2.6% en la distancia del objeto, 1.5% en su longitud y 0.08% en su espesor.

En la tercera prueba el error de exactitud en la superficie de la muestra fue de 2.1% mientras que en la base fue de 1.3%. Estos resultados demuestran que a pesar de que a mayor profundidad existe mayor posibilidad de error en la resolución lateral, debido a la atenuación de la onda y el alejamiento del punto focal, el sistema se mantuvo dentro de los márgenes de error de exactitud permitido.

En la cuarta prueba se analizó el error en las condiciones límites de medición (0.25"). En ambos ejes la exactitud se encuentra dentro los márgenes establecidos con un error de 1.2% axialmente y 2.56% lateralmente.

Según estos resultados podemos concluir que el sistema tiene un desempeño aceptable en exactitud referente a la resolución espacial diseñada. Sin embargo, se presentan pequeñas discontinuidades en las superficies graficadas, que disminuyen la calidad de las imágenes presentadas, debido al alto umbral de depuración requerido para obtener bordes definidos.

CONCLUSIONES:

En cuanto a los objetivos planteados al inicio de esta investigación se puede señalar que fueron completados satisfactoriamente.

Se desarrolló un sistema de representación ultrasonográfica con los recursos disponibles en la Pontificia Universidad Católica del Perú capaz de generar una imagen ultrasónica en Modo-B que represente de manera correcta las dimensiones de los objetos estudiados así como su posición en el espacio con resolución axial y lateral de 0.25 “; y error de exactitud menor a 5%.

El posicionador mecánico, inicialmente implementado, ofreció una baja resolución y exactitud durante el proceso de muestreo. Por ello, fue necesaria la implementación de un posicionador electrónico controlado por las funciones implementadas en MATLAB y con longitud de muestra de 0.0592” el cual mejoró significativamente la calidad de las imágenes y el tiempo de toma de muestra.

Se desarrollaron tres guías introductorias que resumen de manera sencilla los conocimientos adquiridos durante la investigación y que permitirán a los alumnos de pregrado reproducir los pasos seguidos para la formación de la imagen ecográfica final.

Las funciones implementadas en MATLAB realizan la búsqueda de instrumentos, comunicación y captura de datos automática; así como el control del posicionador y el procesamiento de la señal, con un tiempo de ejecución promedio de 1 ms. por muestra. Estas en conjunto con las guías desarrolladas servirán en el futuro como material de consulta para la investigación y el desarrollo en temas de ultrasonido.

RECOMENDACIONES:

Finalizada la presente investigación, se puede mencionar las siguientes recomendaciones.

- Aumentar un eje de movimiento al posicionador electrónico para poder tomar muestras paralelas.
- El desarrollo de un algoritmo que permita generar un volumen en función a las imágenes en Modo-B obtenidas.
- Realizar pruebas biológicas o con fantasmas clínicos. Para demostrar su efectividad en la medicina.
- Implementar el control vía PC del generador de pulsos, de manera que sea posible controlar todo el sistema remotamente.

BIBLIOGRAFÍA:

- [1] T. Szabo, "Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out." Burlington, MA: Elsevier Science, 2004.
- [2] Janna Levin. "Teaching Introductory Laboratory Course." Teaching Resource Center, University of Virginia, 2006.
- [3] Ramsey, S.D., Jr.; Taenzer, J.C.; Holzemer, J.F.; Suarez., J.R.; Green, P.S., "A real-time ultrasonic B-scan/Doppler artery-imaging system." IEEE Ultrasonic Symposium, Los Angeles, 1975, pp. 10-12
- [4] L. Kinsler, "Fundamentals of Acoustics." London: Chapman & Hall, 1950.
- [5] Michael L. Oelze and William D. O'Brien, Jr. "Defining optimal axial and lateral resolution for estimating scatterer properties from volumes using ultrasound backscatter" - J. Acoust. Soc. Am, Junio 2004, Vol. 115, No. 6,
- [6] , E., and Baillie, C. "Improving Teaching and Learning in Laboratories." Jamieson, Australia: HERDSA Publications, 1998
- [7] Dr. Marlo S. F. Palermo, "Situación actual del diagnóstico prenatal en Iberoamérica" Resumen de la conferencia especial del III Congreso Iberoamericano de diagnóstico prenatal (SIADP), Setiembre 2001, pp. 6-10
- [8] Reid M, Phillips H: "The route of computed tomography and ultrasound imaging in biliary tract disease." Surg Clin North Am 1981; 61: pp787-825.
- [9] Jerrold T. Bushberg : "The essential physics of medical imaging." Lippincott Williams & Wilkins, 2002
- [10] Suetens P : "Fundamentals of Medical Imaging." Cambridge University Press, 2009