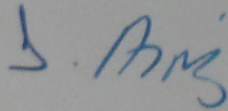


IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE UN ALGORITMO
ADAPTABLE PARA LA COMPENSACIÓN DE GANANCIA
EN FUNCIÓN DEL TIEMPO EN IMÁGENES
ULTRASÓNICAS EN MODO B.

Tesis que presenta:
Heriberto Aguirre Meneses.
Para la obtención del grado de:
Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica.

Asesor: Dipl. Ing. Enrique Luis Hernández Matos.

Jurado Calificador:



Presidente: Dr. Joaquín Azpiroz Leehan.

UAM-IZTAPALAPA

Secretario: Dipl. Ing. Enrique Luis Hernández Matos.

UAM-IZTAPALAPA

Vocal:

Dr. Ernesto Suaste Gómez.

IPN-CINVESTAV

México D.F. a 29 de Julio del 2011.

IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE UN ALGORITMO
ADAPTABLE PARA LA COMPENSACIÓN DE GANANCIA
EN FUNCIÓN DEL TIEMPO EN IMÁGENES
ULTRASÓNICAS EN MODO B.

Tesis que presenta:
Heriberto Aguirre Meneses.
Para la obtención del grado de:
Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica.

Asesor: Dipl. Ing. Enrique Luis Hernández Matos.

Jurado Calificador:

Presidente: Dr. Joaquín Azpiroz Leehan. UAM-IZTAPALAPA

Secretario: Dipl. Ing. Enrique Luis Hernández Matos. UAM-IZTAPALAPA

Vocal: Dr. Ernesto Suaste Gómez. IPN-CINVESTAV

México D.F. a 29 de Julio del 2011.

DEDICATORIA.

A Mi Esposa Karina, por su amor y paciencia incondicional...

A Mi Hijo Josué, por ser mi mejor maestro y una fuente de felicidad infinita...

A Mis Padres Heriberto e Ibeth[†], por estar conmigo siempre...

A Mi Hermano Evert, por seguir intentándolo y no darse por vencido...

AGRADECIMIENTOS.

Al Profesor Enrique Luis Hernández Matos, asesor de esta tesis por sus conocimientos, disposición y amistad brindadas desde hace ya varios años.

A cada uno de los profesores que contribuyeron en mi formación académica y personal:

- M. en C. Alfonso Martínez Martínez.
- Dra. Mercedes Jatziri Gaitán González.
- M. en I. Oscar Yáñez Suárez.
- Dr. Miguel Cadena Méndez.
- Dra. Sonia Charleston Villalobos.
- Dr. Ramón González Camarena.
- Dr. Alfredo Odón Rodríguez González.
- Dra. Raquel Valdés Cristerna.
- Dra. Martha Refugio Ortiz Posadas.
- Dr. Héctor Miguel Trujillo Arriaga.
- Dr. Juan Ramón Jiménez Alaniz.

Al Dr. Stephen Pye de la Universidad de Edimburgo, por proporcionar las bases para el desarrollo de este proyecto.

A la Dra. Josefina Gutiérrez Martínez del Instituto Nacional de Rehabilitación, por el estímulo y las facilidades para concluir con esta tesis.

Al M. en C. Marco Antonio Núñez Gaona y a la Ing. Ruth Evelyn Delgado Esquerro, por su gran apoyo y amistad.

A mis compañeros y amigos Juan Salvador Salgado Blanco, Oscar Ruiz De Jesús y René Guadarrama Soriano, por pasar juntos todo esto.

*Son nuestras elecciones las que muestran lo que somos,
mucho más que nuestras habilidades.*

A.P.W.B.D.

ÍNDICE.

1. RESUMEN.	1
2. INTRODUCCIÓN.	2
2.1 Ultrasonido en Modo B.	2
2.2 Enfoque de la Onda Ultrasónica.	4
2.3 Formación del Haz Ultrasónico.	5
2.4 Formación de la Imagen.	7
2.5 Factores Dependientes de la Interacción Onda-Tejido que Afectan La Calidad de la Imagen Ultrasónica.	8
2.5.1 Impedancia Acústica.	8
2.5.2 Atenuación.	9
3. OBJETIVOS.	12
3.1 Objetivo General.	12
3.2 Objetivos Específicos.	12
4. JUSTIFICACIÓN.	13
4.1 Importancia de la Compensación de Ganancia en Tiempo.	13
5. ANTECEDENTES.	17
6. HIPÓTESIS.	20
7. METODOLOGÍA.	21
7.1 Adquisición y Procesamiento de la Señal Ultrasónica y Reconstrucción de la Imagen en Modo B.	21
7.2 Implementación del Algoritmo Adaptable de Compensación de Ganancia en Tiempo.	22
7.3 Prueba y Validación del Algoritmo Adaptable de Compensación de Ganancia en Tiempo.	22

8. DESARROLLO.	23
8.1 Descripción del Objeto de Prueba en Escala de Grises.	23
8.2 Adquisición y Caracterización de la Señal Ultrasónica.	26
8.3 Reconstrucción de la Imagen Ultrasónica en Modo B.	28
8.3.1 Modulación de La Señal Ultrasónica de Radiofrecuencia.	28
8.3.2 Obtención de la Envolvente de la Señal a Partir de la Transformada de Hilbert.	29
8.3.3 Mapeo e Interpolación de la Imagen Ultrasónica en Modo B.	30
8.4 Implementación del Algoritmo Adaptable de TGC.	31
8.5 Evaluación de la Calidad de la Imagen.	33
9. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.	36
9.1 Despliegue de la Señal Ultrasónica de Radiofrecuencia.	36
9.2 Detección de la Envolvente de la Señal Ultrasónica.	37
9.3 Compresión Logarítmica del Valor Absoluto de la Envolvente de la Señal Ultrasónica.	38
9.4 Despliegue de la Imagen Ultrasónica en Modo B y Selección de la Imagen Patrón.	40
9.5 Obtención de la Ganancia Local.	42
9.6 Obtención de la Ganancia Única.	44
9.7 Obtención de las Imágenes Procesadas a Partir del Algoritmo Adaptable.	46
9.8 Análisis a Partir del Error Cuadrático Medio.	48
10. CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO.	50
11. REFERENCIAS.	52
12. ANEXO A. SCRIPT MATLAB.	54
13. ANEXO B. CODIGO C.	61
14. GLOSARIO.	68

1. RESUMEN.

Una etapa muy importante en la generación de imágenes ultrasónicas es la Compensación de Ganancia en Tiempo (TGC, del inglés Time Gain Compensation), que proporciona una amplificación no lineal de la señal ultrasónica de radiofrecuencia rectificadas y moduladas. Este proceso se realiza con el propósito de que los ecos menos intensos producidos en interfases más distantes al transductor sean amplificados con mayor ganancia que los ecos más intensos, provocando así una homogeneidad que permite su visualización en escala de niveles de gris sobre una pantalla.

La mayoría de los equipos de ultrasonido tienen varios controles de TGC que el operador debe ajustar con el fin de obtener una imagen adecuada. Tomando en cuenta que los ajustes realizados por un operador son muy subjetivos, una imagen no es fácilmente reproducible por otro operador.

Una desventaja principal del ajuste manual es la falta de un criterio bien fundamentado para determinar un perfil correcto de ganancia. Este tipo de compensación aplica la misma función para todas las líneas de rastreo a pesar de la falta de uniformidad en los tejidos o estructuras que pudieran estar presentes.

En esta tesis, se presentan el análisis y la implementación de un algoritmo para evaluar el impacto de la TGC en imágenes ultrasónicas en modo B obtenidas del objeto de prueba en escala de grises perteneciente al sistema de pruebas Cardiff, permitiendo compensar la ganancia en forma adaptable de acuerdo a una función dependiente de los ecos provenientes de cada una de las líneas de rastreo generadas por un transductor ultrasónico así como del promedio de los ecos de una región de la imagen determinada por una ventana de muestras.

Por otro lado se muestra la evaluación del algoritmo adaptable tanto cualitativamente como cuantitativamente para poder establecer la calidad de las imágenes procesadas y su impacto en la percepción visual de los médicos especialistas. La métrica de la calidad de la imagen propuesta para evaluar el algoritmo es el error cuadrático medio (MSE, del inglés Mean Squared Error), que realiza una comparación entre las imágenes compensadas manualmente y las procesadas mediante el algoritmo de compensación adaptable.

Los resultados obtenidos al aplicar el algoritmo adaptable muestran imágenes de mejor calidad que las obtenidas a partir de la compensación manual, tanto desde el punto de vista del análisis de la percepción visual como por el cálculo del error cuadrático medio.

Por lo tanto, el análisis e implementación del algoritmo descrito permite concluir que la TGC adaptable tiene un buen desempeño y puede consecuentemente producir mejores imágenes que una función de TGC única ajustada de forma manual.

2. INTRODUCCIÓN

2.1 Ultrasonido en Modo B.

Los equipos de ultrasonido en modo B son usados para obtener imágenes de casi todos los tejidos. La formación de la imagen se da por el envío de ondas ultrasónicas que se encuentran por encima de la frecuencia audible del ser humano (20 KHz), generándose líneas de rastreo sucesivas, obteniendo así una representación bidimensional en escala de grises de los ecos reflejados por el objeto rastreado [Jensen, 2001].

Su funcionamiento se basa en el principio “pulso-eco”, donde un transductor piezoeléctrico genera un campo de presión pulsátil que es emitido hacia el interior del objeto (**Figura 1**). El campo se propaga y es parcialmente reflejado y dispersado debido a los cambios en la densidad y velocidad de propagación en las diferentes interfases que pudieran existir.

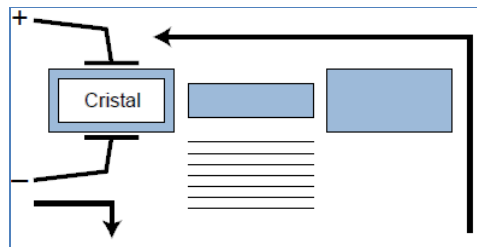


Figura 1. Transductor Piezoeléctrico. Al aplicar una corriente el cristal se contrae y al cesar su aplicación vuelve a su tamaño original. Esto produce cambios de presión en el medio adyacente, produciéndose la onda ultrasónica.

La señal reflejada es recibida por el mismo transductor y procesada por un amplificador de compensación de ganancia en tiempo (TGC), donde la ganancia se incrementa con la profundidad para compensar su atenuación. Posteriormente se detecta la envolvente y se aplica una compresión logarítmica de la señal ultrasónica de radiofrecuencia (**Figura 2**).

Los equipos de ultrasonido en modo B llevan a cabo la adquisición de un determinado número de líneas de rastreo mediante el barrido de la región de interés con el transductor. El convertidor de rastreo lleva a cabo el mapeo de los datos para su despliegue. Dichos datos son almacenados en una memoria digital para su posterior interpolación de modo que el valor de un píxel en particular se obtiene a partir de las cuatro muestras vecinas ubicadas en las dos líneas de rastreo próximas a la posición del píxel. [Leavitt, 1983].

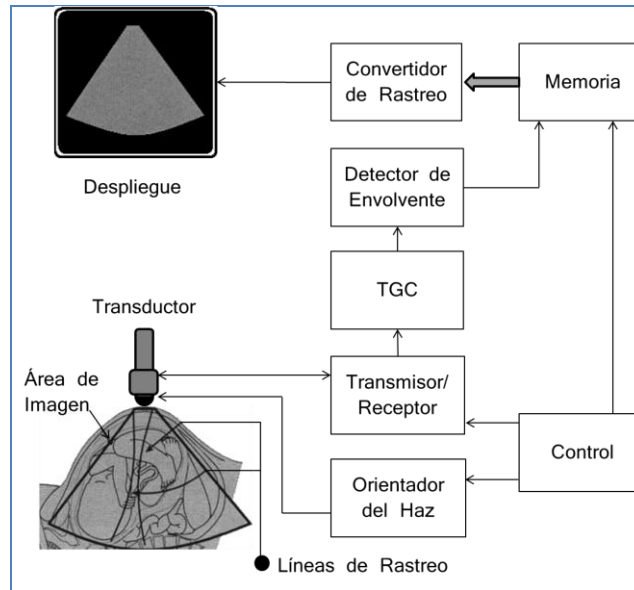


Figura 2. Sistema de Adquisición de Imágenes por Ultrasonido en Modo B.

La intensidad de los ecos generados es proporcional a la energía de la onda ultrasónica incidente. Típicamente, un transductor genera un haz de ultrasonido a lo largo de diferentes líneas de rastreo (**Figura 3**). La dirección de cada línea consecutiva es incrementada por una constante $d\theta$ de modo que en última instancia se adquiere un sector de datos [Natarajan, 2001].

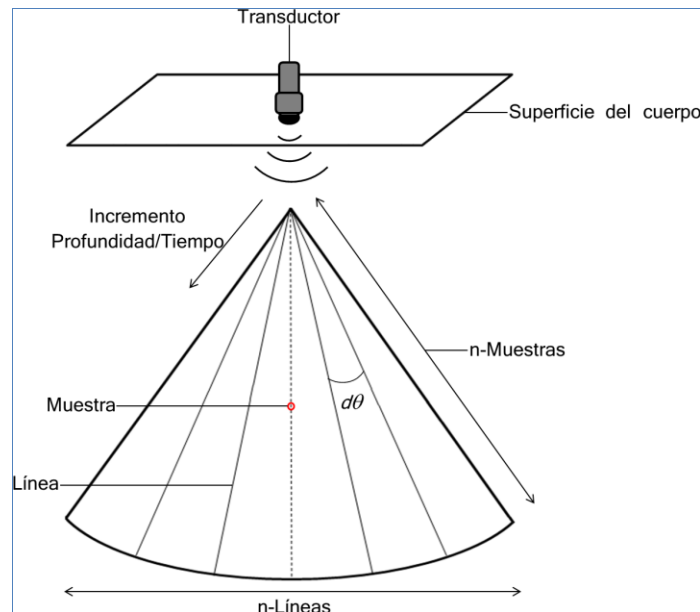


Figura 3. Diagrama de la geometría de un sector de datos ultrasónicos. Cada muestra tiene un valor acústico midiendo el eco que regresa de la localización correspondiente a la muestra.

2.2 Enfoque de la Onda Ultrasónica.

Los sistemas de ultrasonido realizan el enfoque de las ondas a lo largo de las líneas de rastreo de tal manera que dichas ondas se agregan constructivamente al punto focal deseado. Como las ondas ultrasónicas se propagan hacia el punto focal, estas reflejarán cualquier objeto que encuentre en su camino de propagación. Una vez que las primeras ondas reflejadas se reciben en el transductor, nuevas ondas son transmitidas hacia un nuevo punto focal a lo largo de cada línea de rastreo [Averikiou, 2000].

Para enfocar las ondas ultrasónicas hacia un punto particular, un conjunto de cristales piezoeléctricos son energizados con una serie de pulsos en intervalos definidos de tiempo haciendo que las ondas producidas sean propagadas a través de la región de interés. Este proceso de usar ondas múltiples para direccionar y enfocar un haz ultrasónico se conoce como formación del haz (beamforming). Una vez que los elementos del transductor han generado sus respectivas ondas, se convierten en sensores que detectan la señal de cualquier interfase reflejada al haber un cambio en la densidad del tejido dentro de la región de interés. La amplitud de las ondas ultrasónicas reflejadas constituye la base para la localización de la imagen ultrasónica en cada punto focal. La detección de la envolvente es usada para encontrar los picos de la señal recibida y la compresión logarítmica se usa para reducir el rango dinámico y así lograr un despliegue adecuado. La **Figura 4** esquematiza el enfoque de la onda ultrasónica.

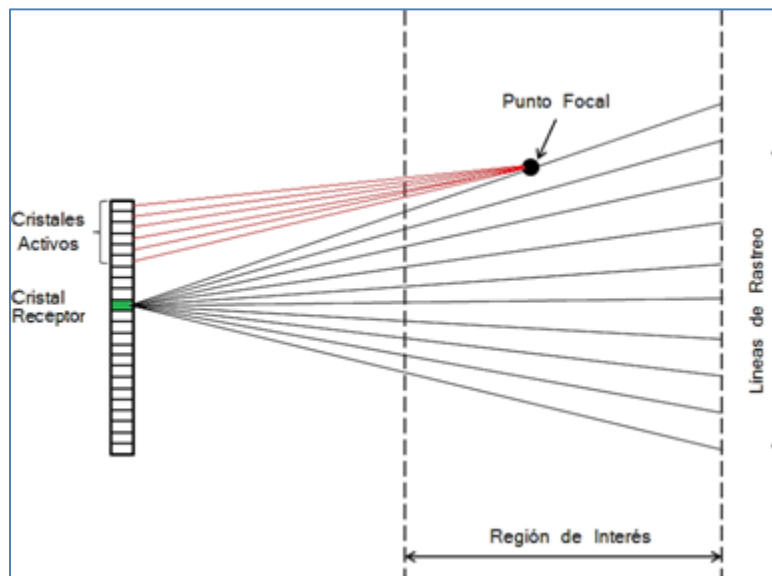


Figura 4. Enfoque de la onda ultrasónica. Los cristales activos están energizados mediante pulsos con retardo de tiempo para generar ondas que se propagan a través de la región de interés y hacia el punto focal sobre las diferentes líneas de rastreo. La onda reflejada, al encontrar un cambio en la densidad del objeto rastreado es recibida por otro cristal (gris), obteniendo la localización del punto focal y la amplitud de la señal para formar la imagen.

2.3 Formación del Haz Ultrasónico.

Como se indicó anteriormente, el proceso de dirección y enfoque del haz ultrasónico se conoce comúnmente como formación de haz [Thomenius, 1996]. En este proceso los cristales piezoeléctricos son excitados con pulsos retardados en el tiempo y se convierten en sensores que registran las ondas acústicas reflejadas. La **Figura 5** muestra el cálculo de los valores de retardo de tiempo para cada elemento piezoeléctrico. Es importante notar que la localización del punto focal en la figura esta descrita usando coordenadas polares, pero también podrían usarse coordenadas cartesianas.

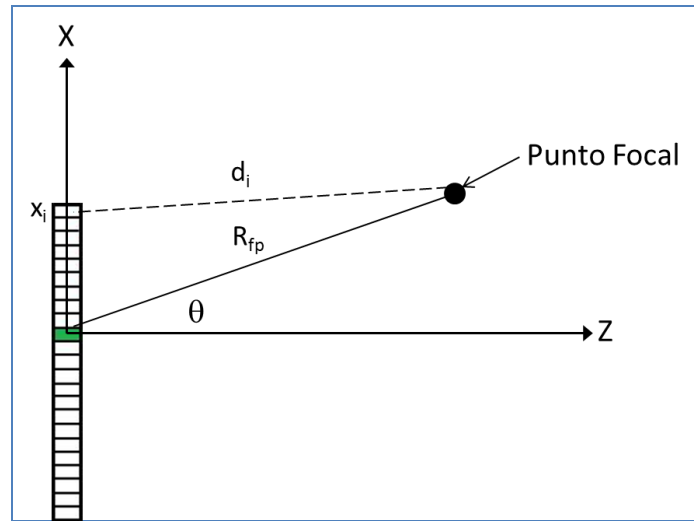


Figura 5. Formación del Haz Ultrasónico.

Suponiendo que cada elemento piezoeléctrico se conduce con la misma forma de onda del pulso $p(t)$. El tiempo de propagación, t_i , para el i -ésimo elemento piezoeléctrico hasta el punto focal se describe como:

$$t_i = \frac{\sqrt{R_{fp}^2 + x_i^2 - 2x_i R_{fp} \sin(\theta)}}{c} \quad (1)$$

donde x_i es el i -ésimo elemento piezoeléctrico en el eje x de coordenadas, R_{fp} , es la distancia radial desde el origen hasta el punto focal, θ , es el ángulo del punto focal respecto al eje z y c es la velocidad de propagación del ultrasonido. Es importante notar que θ define la línea de rastreo de interés. En general, se analizan múltiples puntos focales para una determinada línea de rastreo que hace a R_{fp} una función del tiempo.

Para asegurar que las ondas ultrasónicas de cada elemento piezoeléctrico lleguen al punto focal al mismo tiempo, el pulso $p(t)$ para cada elemento debe ser retardado por el

valor de t_i . Con base en la ecuación 1, el tiempo de propagación máximo para una configuración dada (R_{fp} , θ) (es decir, el punto focal) se convierte en:

$$t_{max} = \frac{\sqrt{R_{fp}^2 + x_{max}^2 + 2x_{max}R_{fp} \sin(\theta)}}{c} \quad (2)$$

El valor de t_{max} se utiliza para predisponer los valores de retardo de tiempo de modo que el tiempo del pulso para el elemento piezoeléctrico que se encuentra más lejano al punto focal es el tiempo cero. Por lo tanto, la forma de onda de pulso para el i -ésimo elemento piezoeléctrico se convierte en:

$$p_i(t) = p(t - \tau_i) \quad (3)$$

donde $\tau_i = t_{max} - t_i$.

2.4 Formación de la Imagen.

Para desplegar las imágenes ultrasónicas de forma adecuada, a menudo es necesario realizar una serie de operaciones antes de mostrar la información para su observación. Una de estas operaciones es la interpolación de los datos contenidos en la señal ultrasónica, función que realiza el convertidor de rastreo.

El convertidor de rastreo funciona como un dispositivo de almacenamiento temporal de la imagen que contiene, al menos, una imagen completa en formato digital. La información del eco es digitalizada y estudiada en este dispositivo, línea por línea de rastreo.

Los datos crudos pueden estar representados en coordenadas cartesianas (para transductores lineales) o en coordenadas polares (para transductores sectoriales). La transformación de coordenadas es necesaria para interpolar los datos con exactitud en la pantalla dependiendo de la resolución de la misma. La **Figura 6** muestra un ejemplo del funcionamiento del convertidor de rastreo para pasar de coordenadas polares a cartesianas en un sistema de ultrasonido.

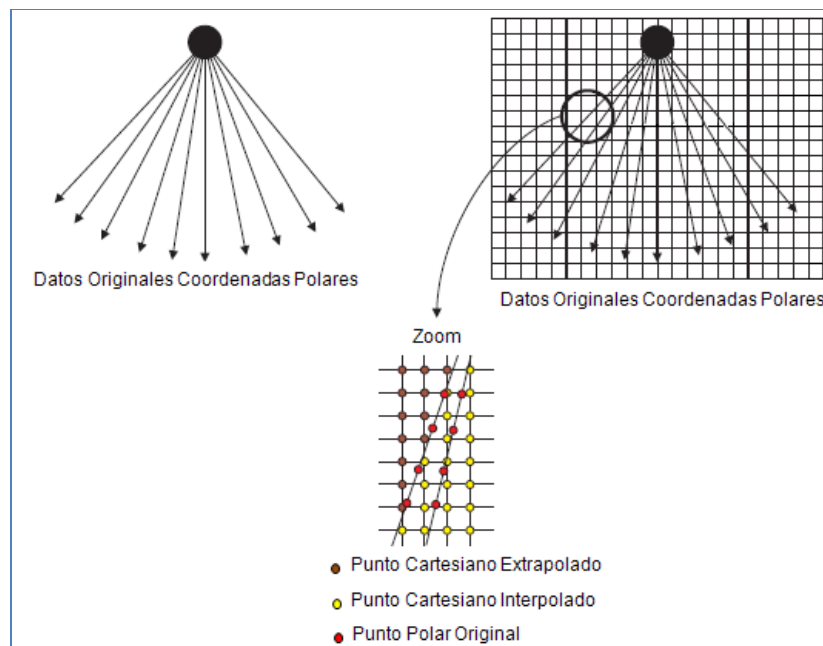


Figura 6. Convertidor de Rastreo.

Típicamente, el algoritmo calcula los puntos interpolados con base en los valores de sus vecinos. La interpolación bilineal es la técnica más utilizada para los convertidores de rastreo. Los sistemas típicos utilizan la interpolación lineal en torno a los cuatro vecinos más cercanos (interpolación 2×2), sin embargo algunos sistemas actuales pueden utilizar la interpolación basada en los 16 vecinos más cercanos (interpolación 4×4).

2.5 Factores Dependientes de la Interacción Onda-Tejido que Afectan la Calidad de la Imagen Ultrasónica.

La imagen construida mediante la recepción de la señal ultrasónica coincide y se correlaciona con la disposición de las diferentes estructuras que pudieran encontrarse dentro del objeto.

Se puede definir como artefacto a una imagen virtual formada tras la recepción del haz ultrasónico y que no se correlaciona con las estructuras reales que forman el objeto [Fontcuberta, 2002].

Los artefactos en ultrasonido pueden ser de diferente naturaleza:

- Estructuras que aparecen en la imagen y no corresponden con la realidad.
- Estructuras que no aparecen en la imagen y deberían aparecer.
- Estructuras que aparecen en la imagen pero mal localizadas o distorsionadas con respecto a la realidad.

Estas alteraciones en la percepción de la imagen generalmente se deben a limitaciones técnicas o factores específicos relacionados con los materiales del objeto rastreado, como pueden ser las propiedades acústicas de los tejidos que alteran la propagación del haz ultrasónico.

2.5.1 Impedancia Acústica.

La impedancia acústica característica es una propiedad del medio que depende de su naturaleza estructural [Taylor, 1995]. Cuando un haz ultrasónico atraviesa un medio, su velocidad depende de la densidad y de la elasticidad de éste. La impedancia acústica es el producto de la densidad del medio por la velocidad del haz ultrasónico al atravesarlo; refleja las propiedades elásticas de los tejidos y es la principal característica de éstos desde el punto de vista ultrasónico, así la impedancia acústica es definida por:

$$Z = \rho \times V \quad (4)$$

donde ρ es la densidad del tejido, y V es la velocidad de propagación del haz ultrasónico a través del tejido. La **Tabla I** muestra las impedancias acústicas de algunos tejidos.

Tabla I. Impedancias Acústicas.

Tejido	Impedancia Acústica (Z) (10^6 Rayls)(10^6 Kg/m ² s)
Aire	0.00043
Agua	1.48
Grasa	1.42
Sangre	1.73
Musculo	1.63
Cerebro	1.56
Hueso	6.12

2.5.2 Atenuación.

La atenuación es la pérdida de energía que sufre el haz ultrasónico al propagarse por los tejidos.

La atenuación de un haz de ultrasonidos a medida que se propaga a través de los tejidos provoca uno de los artefactos más útiles y fácilmente reconocibles. Estos artefactos de atenuación afectan sobre todo a la intensidad de los ecos.

Al propagarse el haz ultrasónico por un medio, su intensidad va disminuyendo [Cerezo, 1996]. En la **Figura 7**, esa atenuación del haz es responsable de que un eco, que emite una interfase situada a una distancia del transductor, sea mayor y por tanto, de un gris más intenso que otro eco emitido por la misma interfase colocada a una distancia mayor.

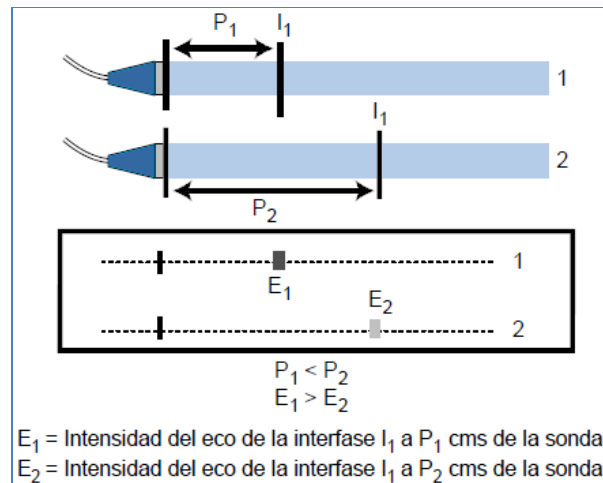


Figura 7. Atenuación del Eco de Una Interfase al Variar su Distancia con el Transductor.

Las ondas ultrasónicas, a diferencia de las electromagnéticas, necesitan un medio físico para su propagación. Sin embargo, ésta se produce sin que se transporte materia sino energía. Como se mencionó anteriormente, la amplitud y la intensidad de la onda emitida disminuyen con la distancia, por lo tanto disminuye la amplitud del eco recibido por el transductor ultrasónico. Esto se debe a la interacción de la onda con el tejido, ya que durante su propagación la onda pierde energía limitando su penetración en el tejido.

La atenuación de la energía es clínicamente muy importante debido a que afecta la profundidad de penetración del haz ultrasónico dentro de los tejidos. Esto condiciona la elección del transductor correcto para la aplicación clínica así como el ajuste adecuado de la TGC.

La atenuación es el resultado de los efectos combinados de absorción, reflexión y refracción, y depende tanto de la frecuencia de la onda ultrasónica como de la naturaleza del medio atenuante. Las altas frecuencias son atenuadas con mayor rapidez que las frecuencias bajas, por lo que la frecuencia del transductor utilizado determina la profundidad de penetración del haz desde la cual se obtiene la información de los tejidos.

La medición de la potencia acústica está expresada en watts (W) o miliwatts (mW) y describe el aumento de la energía acústica producida por unidad de tiempo. Tanto la absorción como la reflexión y la refracción son dependientes de la frecuencia y de la profundidad de penetración, de tal manera que la atenuación depende de la estructura interna de cada tejido, y para cada tejido existe un coeficiente de atenuación que se expresa típicamente en unidades de dB/cm/MHz (**Figura 8**). Para un mismo tejido, la atenuación es mayor cuanto mayor es la frecuencia del haz ultrasónico, por ello con ultrasonidos de alta frecuencia la penetración está muy limitada.

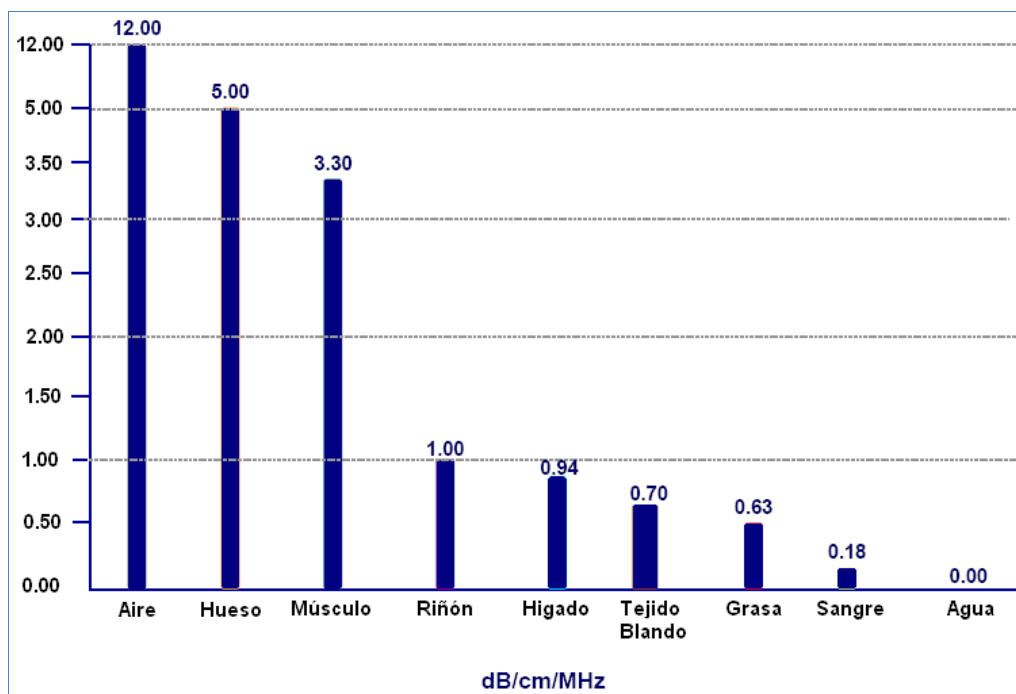


Figura 8. Coeficientes de Atenuación de Algunos Tejidos.

El ultrasonido que se propaga a través de los tejidos está formado por un grupo de frecuencias que define su contenido espectral; si la onda de ultrasonido es de una frecuencia única (frecuencia fundamental) se forma una sola onda sinusoidal atravesando el tejido (lóbulo principal) (**Figura 9**).

Las frecuencias armónicas son aquellas múltiplos o submúltiplos de la frecuencia fundamental. Las frecuencias fundamentales bajas casi no producen frecuencias armónicas, mientras que las altas sí. Los ecos que distorsionan la imagen son

selectivamente eliminados cuando la imagen se realiza en la frecuencia armónica, ya que predominan las frecuencias transmitidas en la parte central del haz. En la superficie del transductor, el pulso ultrasónico está compuesto solo por frecuencias fundamentales. Conforme se propaga a través del tejido, la energía forma la frecuencia de la segunda armónica. Por lo tanto el transmitir en la frecuencia fundamental y recibir en la frecuencia de la segunda armónica resulta en una mejoría significativa de la imagen [Rubin, 2000].

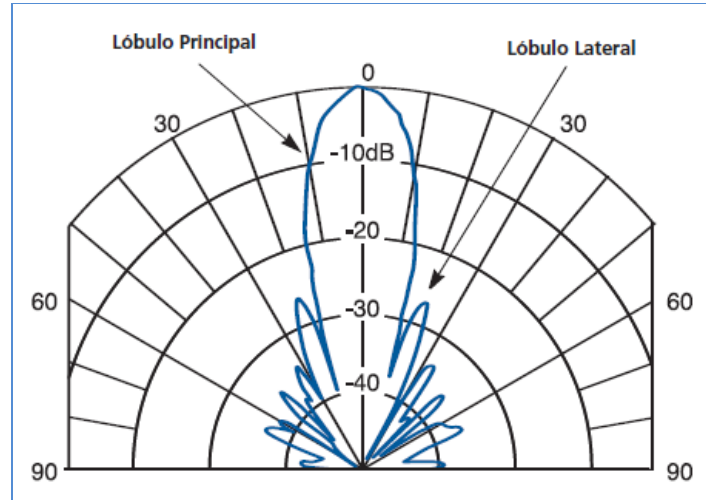


Figura 9. Propagación del haz ultrasónico.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo General.

Analizar e implementar un algoritmo que permita mediante la técnica de Compensación de Ganancia en Tiempo amplificar de forma adaptable los ecos contenidos en la señal ultrasónica de radiofrecuencia.

3.2 Objetivos Específicos.

- Adquirir y caracterizar la señal ultrasónica de radiofrecuencia proveniente de un objeto de pruebas en escala de grises.
- Analizar los diferentes métodos de compensación de la ganancia en función del tiempo con base en el estudio del estado del arte.
- Aplicar un procesamiento de la señal basado en un filtrado adaptable independiente para cada línea de rastreo para compensar la atenuación de los ecos en función de la profundidad.
- Generar las imágenes en modo B a partir de los ecos contenidos en la señal ultrasónica.
- Analizar cuantitativamente el desempeño del algoritmo de compensación de ganancia y comparar los resultados con los arrojados por el análisis basado en la percepción visual.
- Comparar las imágenes sin procesar (compensadas manualmente) y procesadas mediante el algoritmo adaptable con el fin de establecer un índice de calidad.

4. JUSTIFICACIÓN.

4.1 Importancia de la Compensación de Ganancia en Tiempo.

La Compensación de Ganancia en Tiempo es una técnica utilizada para incrementar la amplitud de los ecos ultrasónicos provenientes de interfases entre tejidos que se encuentran a cierta profundidad dentro del cuerpo humano. Esto se realiza para compensar la atenuación de los ecos provenientes de dicha interfase con el fin de obtener una imagen más uniforme en escala de grises, homogeneizando el nivel de la señal ultrasónica (**Figura 10**).

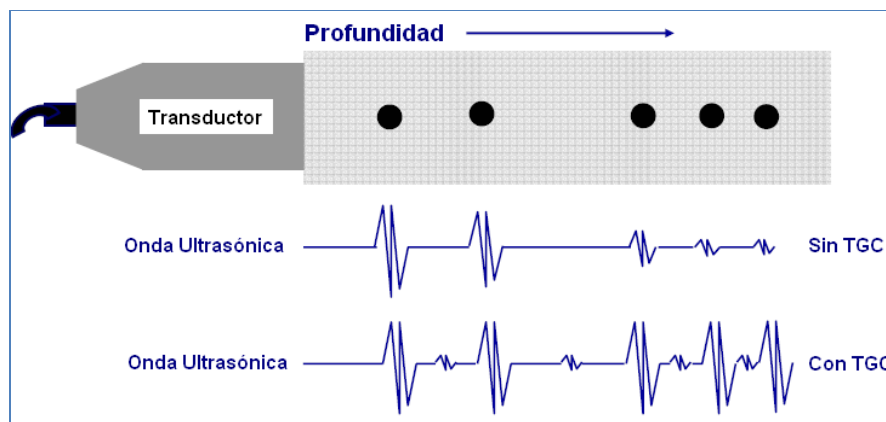


Figura 10. Efecto de la Compensación de Ganancia en Tiempo sobre la señal ultrasónica.

La compensación de ganancia en tiempo se refiere a la determinación y aplicación de un perfil de ganancia que depende de la distancia a la cual el haz ultrasónico se ha propagado dentro del tejido (**Figura 11**). [McDicken, 1991]. La atenuación se incrementa con la distancia recorrida. Desde que la onda sonora viaja hacia algún punto en el cuerpo y es reflejada, la distancia recorrida es proporcional a la profundidad de una muestra por un factor de 2.

Si se considera una velocidad promedio en tejido vivo de 1540 m/s, entonces la distancia que el haz recorre es aproximadamente proporcional al tiempo de propagación (de ahí que se denomine compensación de ganancia en tiempo). A ecos que se generan a una mayor profundidad (campo lejano) se les debe aplicar una ganancia mayor en comparación con los ecos generados más superficialmente (campo cercano).

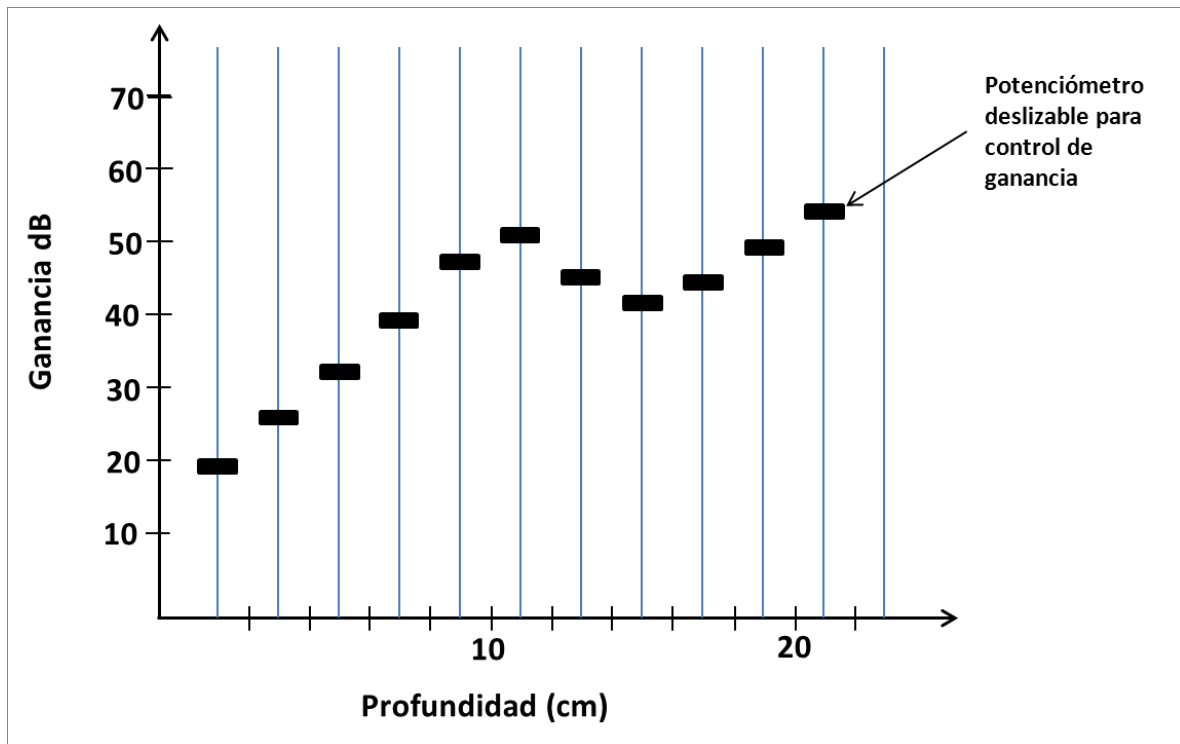


Figura 11. En los equipos de ultrasonido actuales se puede aplicar una compensación de ganancia manual dependiendo de la profundidad. Para lograr esto, se divide el intervalo de profundidad cada dos centímetros y se ajusta la ganancia a través de controles manuales para cada intervalo. Los controles deslizables proveen al operador una representación visual de la curva de ganancia.

La atenuación aumenta conforme la frecuencia es mayor; así la frecuencia central del espectro de la onda ultrasónica disminuye conforme el haz viaja a una mayor profundidad, de este modo la amplitud de las frecuencias más altas disminuye más rápido que la amplitud de las frecuencias bajas. Las variaciones en la amplitud de la onda afectan el nivel de incidencia de la misma y, por consiguiente, la amplitud de la señal de retorno.

Estas limitaciones estáticas se hacen muy complicadas por el hecho de que la composición del cuerpo humano no es homogénea. Los diferentes tipos de tejidos presentan coeficientes de atenuación e impedancias acústicas diferentes. Las patologías, como los tumores y lesiones, también presentan coeficientes de atenuación muy diferentes al tejido sano. Por ejemplo, la sangre tiene un coeficiente de atenuación muy diferente al del tejido blando.

Otro factor a considerar es la reflexión especular de las ondas sonoras en la interfase presente entre dos medios de diferente composición, que ocurre cuando el tamaño de la interfase reflejada es mayor que la longitud de onda del ultrasonido.

En casos donde la reflexión especular es provocada por una irregularidad en el tejido, como un tumor, la propia reflexión especular causa ecos muy intensos, una vez que la mayoría de la energía se ha reflejado, el poder de incidencia en la profundidad más allá de la reflexión se reduce significativamente, causando la apariencia de una sombra debajo de la interfase.

En la mayoría de los sistemas de rastreo comerciales, se permite al usuario ajustar la ganancia para las diferentes bandas en las profundidades del tejido. Los ajustes realizados por el usuario se interpolan para crear un perfil de ganancia para la imagen.

Al procedimiento para lograr que la visión de los tejidos sea lo más homogénea posible se la denomina ajuste de la curva de ganancia y es uno de los hechos básicos para la obtención de una buena imagen. En la **Figura 12a** puede verse cómo en un corte longitudinal de un hígado normal, las partes más anteriores (A), son mucho más ecogénicas que las posteriores (P); ello es debido a un mal ajuste de la curva de ganancia y no a cambios en la ecogenicidad hepática.

En la **Figura 12b**, ese defecto se ha corregido, se ha hecho un ajuste correcto de la curva de ganancia mediante una compensación de ganancia en tiempo y las partes anteriores del hígado presentan la misma ecogenicidad que las posteriores, como corresponde a la situación normal.

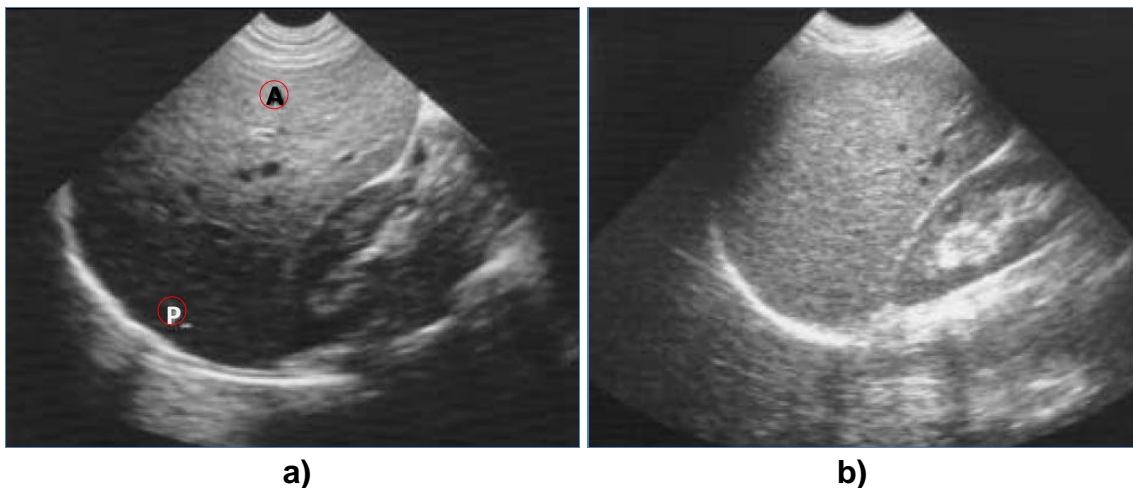


Figura 12. Efecto de la Compensación de Ganancia en Tiempo sobre la imagen ultrasónica.

Una desventaja principal de la compensación manual es la falta de un criterio bien fundamentado para determinar el perfil de ganancia correcto; simplemente es cuestión de ensayo y error hasta que el usuario logra ver una imagen que le agrada. Así, el usuario tiene que especializarse y obtener experiencia para producir una imagen de diagnóstico de buena calidad. Tomando en cuenta que estos ajustes son muy subjetivos, una imagen no es fácilmente reproducible por otro usuario.

Si se aplica una ganancia demasiado pequeña a un subconjunto de muestras en una zona determinada pueden aparecer sombras en la imagen; si por el contrario se aplica demasiada ganancia aparecerán zonas muy brillantes. De este modo la automatización de la TGC puede potencialmente mejorar tanto la simplicidad al realizar los estudios como la calidad en las imágenes obtenidas.

5. ANTECEDENTES

La literatura acerca de la TGC adaptable es escasa. La primera publicación se da por McDicken y colaboradores en 1974, describen la aplicación de un control automático de ganancia, semejante a los utilizados en los receptores de radio. La salida del detector en el receptor es integrada, invertida y retroalimentada para controlar la ganancia del amplificador de radiofrecuencia. Este método fue probado en una unidad de Modo-A y en un escáner Modo-B estático con una pantalla biestable. Los resultados obtenidos fueron aceptables. La principal desventaja fue que los ecos muy intensos suprimían a los ecos débiles que se encontraban en regiones adyacentes.

Declercq y Maginness en 1975 describen un control de ganancia adaptable que genera una función de TGC única para toda la imagen. El rango se divide en ocho segmentos, y la señal de eco máximo de cada segmento se almacena en un capacitor. La función de TGC es formada por la lectura en forma secuencial, suavizando todos los valores almacenados. El operador puede controlar el ajuste de la ganancia. El control de ganancia se colocó en un escáner cardíaco en tiempo real.

Melton y Skorton (1983) describen un sistema de TGC adaptable diseñado para rastreo cardíaco. La TGC se adapta al patrón de ecos a lo largo de cada línea de rastreo. La señal de eco de retorno es integrada con un tiempo constante de $2 \mu\text{s}$ y posteriormente se aplica un umbral. Las señales por encima del umbral se identifican como provenientes del miocardio, y las señales por debajo del umbral son identificadas como procedentes del flujo sanguíneo. Posteriormente se aplica una serie de pendientes de TGC.

Los autores afirman que este sistema toma en cuenta las propiedades de enfoque del transductor y la atenuación dependiente de la frecuencia. Las pruebas realizadas en corazón mostraron que esta técnica es sensible a los valores de los coeficientes de atenuación utilizados. Si los valores elegidos difieren en más del 10% de los valores reales, se producen artefactos significativos en la imagen. Otro documento por Melton y colaboradores en 1983, informa sobre el uso de su sistema como una ayuda para la medición del tamaño del ventrículo cardíaco.

O'Donnell en 1983 describe un método iterativo de compensación de ganancia adaptable usando la estadística de primer orden de la imagen para establecer dos niveles de umbral. Una imagen es digitalizada y un histograma de la amplitud de los datos se calcula por una computadora fuera de línea. Se presume que el histograma tiene un pico dominante que corresponde a las señales del tipo de tejido predominante en la imagen. Las señales por encima y por debajo del pico se considera que provienen de las regiones de alta y baja atenuación, respectivamente. Cada píxel de la imagen se asigna uno de los tres coeficientes de atenuación de acuerdo a su posición en el histograma y una imagen nueva se genera con estos coeficientes. Este proceso de formación de histograma y de

umbral se repite hasta que la imagen es estable. La técnica se probó en un objeto de pruebas y se utilizó para reducir artefactos muy brillantes en las regiones de baja atenuación. Pincu y colaboradores (1986) aplicaron esta técnica en imágenes cardíacas.

En 1985 Pye y Montgomery establecen que algunos errores pueden ocurrir con el ajuste manual de la ganancia compensada en tiempo. Estos errores se presentan debido a que la ganancia compensada en tiempo asume generalmente que los tejidos explorados son uniformes. Llevan a cabo el ensayo de un sistema de control automático de la ganancia comercial en rastreos abdominales rutinarios demostrando que para el 90% de los pacientes, el sistema es capaz de producir imágenes tan buenas o mejores que aquellas obtenidas mediante los controles básicos de ganancia que implican que el operador manipule constantemente estos controles.

En 1986 Venetsanopoulos y Cappellini usan técnicas de adaptación que tienen que ver con la identificación de ciertas características en los datos observados. Estos son cuantificados y procesados para alterarlos y así lograr un resultado deseado.

En 1992 Mor-Avi y Akselrod de la Universidad de Tel Aviv, Kfar Saba, en Israel, determinaron que la intensidad en ciertas regiones de la imagen ultrasónica de dos dimensiones es afectada directamente por la pérdida de energía del haz ultrasónico propagando entre el transductor y la región específica del interés. Estas pérdidas son principalmente dependientes de las características de dispersión y absorción de los tejidos más próximos. La TGC utilizada comúnmente supone una dispersión uniforme y la conversión de la energía a través de los tejidos y de los órganos, parece ser inadecuada en los estudios de ecocardiografía, donde se procura cuantificar el realce del contraste del tejido del miocardio. Presentaron por este medio un algoritmo para la recompensación dependiente de la trayectoria adaptable no lineal de la intensidad de la imagen ultrasónica para la dispersión no uniforme y para la absorción en las imágenes obtenidas usando TGC automático. Las pérdidas de energía variables se estiman según las reflexiones de los diversos puntos a lo largo de la onda acústica. El algoritmo propuesto es una función de post-procesamiento. Fue desarrollado considerando tanto la atenuación del haz dispersado como la absorción, comparando los procedimientos de la corrección necesarios con y sin el supuesto de la atenuación uniforme.

En 1992 Pye, Wild y McDicken, en el Departamento de física médica del hospital general occidental, Edimburgo, Escocia., establecen un sistema controlado por microcomputadora utilizado para desarrollar diversos algoritmos para TGC adaptable. Los algoritmos fueron creados para funcionar en tiempo real y se probaron usando un objeto de prueba en escala de grises, y clínicamente en la exploración abdominal y en rutinas obstétricas. En su desarrollo se plantea el hecho de que la calidad de las imágenes ultrasónicas a menudo es afectada al por los ajustes incorrectos de la TGC y ofrecen una solución basada en el concepto de TGC adaptable implementando

algoritmos que actúan tanto sobre la señal contenida en cada una de las líneas de rastreo como en los niveles de gris de la imagen ultrasónica en modo B.

En 1997 Hughes y Duck del Departamento de Ingeniería de Sistemas. Castillo de Beckington, Bath, Reino Unido, implementan un nuevo método para la corrección automática de la atenuación en imágenes ultrasónicas de pulso-eco.

Asumiendo una relación específica entre la atenuación local y “backscatter” local a través de cada señal del pulso-eco, un factor de la ganancia es calculado de modo que compensa la atenuación en función de la profundidad. Este método fue evaluado mediante post-procesamiento clínico en modo-B capturando secuencias de video. Las imágenes formadas demostraron el éxito del algoritmo en tejidos homogéneos sobre un nivel de gris constante, independiente de variaciones en la atenuación del tejido sobrepuesto. Por ejemplo, el pulmón fetal fue desplegado uniformemente independiente de la presencia de las costillas o de la espina dorsal, y el tejido prostático fue reflejado uniformemente a través de una ventana parcial de la vejiga. Se conservan la resolución y los patrones de “speckle”. El método es conveniente para su uso en tiempo real.

6. HIPÓTESIS

La calidad de las imágenes ultrasónicas es comúnmente afectada por los ajustes incorrectos de la ganancia compensada en tiempo (TGC). La compensación de la ganancia ajustada por el operador es inadecuada por dos razones: en primer lugar, una función de la ganancia no siempre resulta apropiada para cada una de las líneas de rastreo en una imagen y en segundo lugar, el operador puede carecer del tiempo o experiencia suficientes para optimizarla.

Esencialmente se busca evaluar el impacto de la TGC en imágenes ultrasónicas, a las cuales se aplica un algoritmo que compensa la ganancia en forma adaptable de acuerdo a una función dependiente de los ecos provenientes de cada una de las líneas de rastreo generadas por un transductor ultrasónico así como del promedio de los ecos de una región de la imagen determinada por una ventana de muestras. La información proveniente de los ecos puede ser tratada mediante un esquema de procesamiento de filtrado adaptable usando como criterio de adaptabilidad el ajuste de la señal promedio para las n líneas de rastreo y sobre varios tamaños de ventana, lo cual debe generar imágenes de mejor calidad que aquellas obtenidas al procesar por separado líneas de rastreo y regiones de la imagen tal y como se lleva a cabo en los equipos de ultrasonido.

Por otro lado se busca resaltar el beneficio de trabajar con la señal ultrasónica de radiofrecuencia desde su generación para ampliar las posibilidades de procesamiento tanto de la misma señal como de la imagen generada.

7. METODOLOGÍA

7.1 Adquisición y Procesamiento de la Señal Ultrasónica y Reconstrucción de la Imagen en Modo B.

Para llevar a cabo el procesamiento de la señal ultrasónica de RF se deben conocer de manera exacta los parámetros con los cuales fue adquirida así como las características del transductor y algunas constantes físicas de aplicación en ultrasonido, todo esto con el fin de reconstruir la imagen ultrasónica de manera adecuada, sin pérdida de información y eliminando la mayor cantidad de artefactos posibles. Otros aspectos necesarios a considerar para la reconstrucción de la imagen son la modulación y rectificación de la señal de RF así como el mapeo e interpolación de la imagen, que serán realizados en el lenguaje de programación C para finalmente desplegarla con ayuda de la plataforma de desarrollo MATLAB (**Figura 13**).

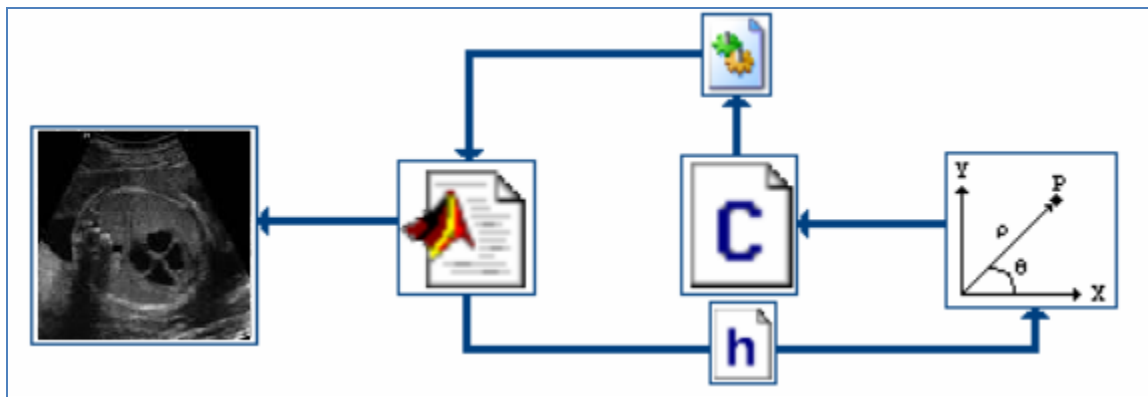


Figura 13. Reconstrucción de la Imagen Ultrasónica en Modo B. Con ayuda de la plataforma de desarrollo MATLAB se transfieren los parámetros y constantes de adquisición de la señal ultrasónica de RF y se generan las instrucciones para el proceso de mapeo e interpolación en el lenguaje de programación C y a través de la compilación del código se genera un módulo de componente conteniendo la información necesaria para el despliegue en MATLAB de la imagen mapeada e interpolada.

7.2 Implementación del Algoritmo Adaptable de Compensación de Ganancia en Tiempo.

Después de analizar las técnicas de compensación adaptable descritas en los antecedentes se ha optado por utilizar las propiedades de ganancia en función de la profundidad tanto para las líneas de rastreo generadas por el transductor como para regiones determinadas de la imagen, tomando como base el desarrollo de Pye, S. y McDicken, W.N., en el cual se forma una ecuación que hace uso de ambas propiedades para compensar la ganancia en tiempo. Para probar el algoritmo se usaron una serie de archivos de radiofrecuencia obtenidos de un objeto de pruebas en escala de grises, identificando la amplitud de los ecos de cada una de las líneas de rastreo se asignaron niveles de gris correspondientes de acuerdo a la profundidad a la cual viajó el haz ultrasónico para obtener la ganancia local, así mismo se realizarán pruebas con diferentes tamaños de ventana sobre la imagen para obtener la ganancia regional. Posteriormente se forma la ecuación de ganancia constituida por las ganancias local y regional.

7.3 Prueba y Validación del Algoritmo Adaptable de Compensación de Ganancia en Tiempo.

Las pruebas se basan en la comparación de las imágenes generadas al aplicar el algoritmo adaptable en las señales de radiofrecuencia con las imágenes que contienen una TGC manual, incluyendo aspectos como grado de saturación, contraste de la imagen y preservación de bordes.

Se consideran dos aspectos de validación, el primero es proporcionado por la inspección visual de médicos expertos en ultrasonografía y el segundo hace uso de herramientas de procesamiento para caracterizar las imágenes.

La evaluación visual puede clasificarse en términos generales como la capacidad de un médico especialista para extraer información estructural o anatómica útil de una imagen de ultrasonido. La evaluación visual varía de médico a médico y está sujeta a un factor de variabilidad.

Para la evaluación del algoritmo de compensación de ganancia, se cuenta con un total de 26 archivos que contienen la señal ultrasónica del objeto de pruebas en escala de grises. Las imágenes generadas son evaluadas visualmente por médicos especialistas en imágenes ultrasónicas en modo B antes y después de aplicar el algoritmo adaptable.

Para determinar de forma cuantitativa la calidad de la imagen obtenida al aplicar el algoritmo adaptable de compensación de ganancia en función del tiempo, se elige del banco de imágenes generadas a partir de las señales ultrasónicas compensadas manualmente una imagen patrón que presenta las características deseadas por los médicos especialistas y se compara con las imágenes generadas al procesar la señal mediante el algoritmo adaptable obteniendo el error cuadrático medio (MSE), que es considerado una medida relativa de la calidad de la imagen.

Para la obtención de la imagen patrón se presentan dichas imágenes originales al azar y sin etiquetado a los médicos especialistas que asignan una puntuación de 1 a 3 correspondiente a baja, media y alta calidad en la percepción visual de los parámetros de saturación, contraste y preservación de bordes. Al final se suma la puntuación y se obtiene un total.

Posteriormente con base en la comparación de la imagen patrón con las imágenes compensadas de forma manual y las procesadas con el algoritmo de compensación adaptable se obtiene el índice de calidad para evaluar su funcionalidad.

8. DESARROLLO

8.1 Descripción del Objeto de Prueba en Escala de Grises.

El objeto de prueba en escala de grises forma parte del sistema de pruebas de Cardiff que fue desarrollado en la Unidad de Bioingeniería del Hospital Universitario de Gales por K. McCarty y W. Stewart. Su uso es adecuado para sistemas de imagen basados en el principio pulso-eco cuya frecuencia nominal se encuentra por debajo de los 6MHz.

Este objeto de prueba contiene pares de plantillas de gel. Una de ellos no presenta dispersión y tiene una baja atenuación en relación con el fondo de gel. La otra plantilla tiene mayor poder de dispersión y de atenuación en relación con el gel del fondo debido a la presencia de grafito (**Figura 14**).

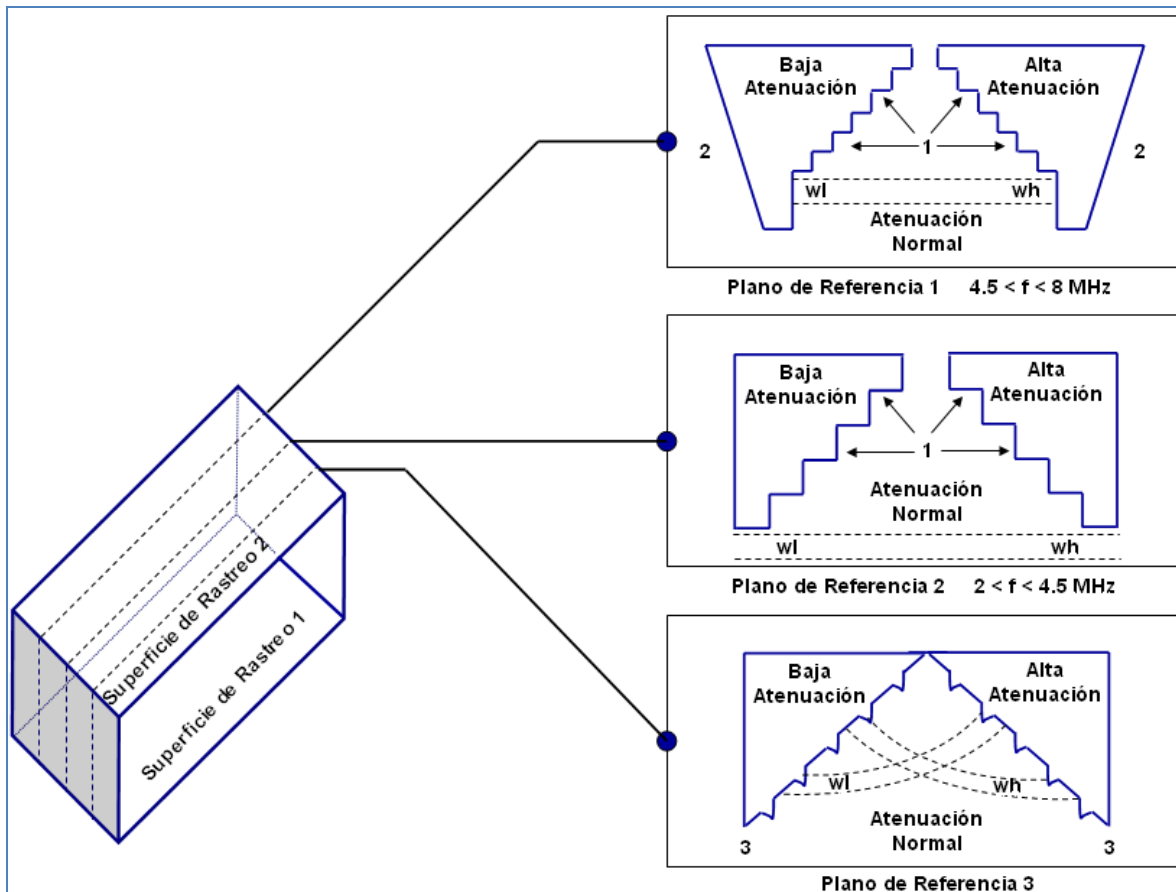


Figura 14. Objeto de Prueba para Escala de Gris.

Los parámetros acústicos significativos para el gel se presentan en la tabla III:

Tabla II. Parámetros Acústicos del Gel.

	Densidad (Kg/m³)	Velocidad del Sonido (m/s)
Gel de Baja Atenuación	1044	1539.8
Gel de Alta Atenuación	1107	1542.7

Las estructuras internas de este objeto de prueba están construidas de un polímero denominado Perspex (Polimetilmetacrilato) cuyas principales características son:

- Transparencia de alrededor del 93%. El más transparente de los plásticos.
- Alta resistencia al impacto, de unas 10 a 20 veces la del vidrio.
- Resistente a la intemperie y a los rayos ultravioleta. No hay un envejecimiento apreciable en 10 años de exposición exterior.
- Excelente aislante térmico y acústico.

Debido a su resistencia permite aplicar una mayor presión sobre la superficie de rastreo sin daño para el material. En condiciones normales de temperatura ambiente, simula con exactitud las características ultrasónicas encontradas en el tejido humano. La velocidad del sonido en este material es de 2743 m/s y la impedancia acústica es de $3.25 \times 10^6 \text{ kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}$.

Dadas las características del objeto de pruebas se justifica su elección para evaluar los principales artefactos en la imagen ultrasónica en modo B debidos a un ajuste inadecuado de la compensación de ganancia en función del tiempo, los cuales son originados principalmente por la atenuación del haz de ultrasonidos a medida que se propaga a través de un medio.

8.2 Adquisición y Caracterización de la Señal Ultrasónica.

Para poder analizar el efecto de la atenuación de la señal ultrasónica de radiofrecuencia se adquirieron 131 líneas de rastreo por cada cuadro para su digitalización con una resolución de 8 bits.

La señal ultrasónica de radiofrecuencia fue adquirida de un equipo marca Acuson modelo 128XP/10 con ayuda de una Workstation HP la cual tenía insertada una tarjeta de adquisición de datos de radiofrecuencia Pentland con una velocidad de transferencia de 20MS/seg.

Para ello se requirieron dos señales de sincronización: una que indica el inicio de un cuadro y otra que lleva a cabo la sincronía de cada una de las líneas. Con un reloj de frecuencia a 10 MHz se realizó la sincronía de las muestras. La **Figura 15** muestra la conexión entre el equipo de ultrasonido y la Workstation además de las señales auxiliares necesarias para adquirir los datos de la señal ultrasónica de radiofrecuencia.

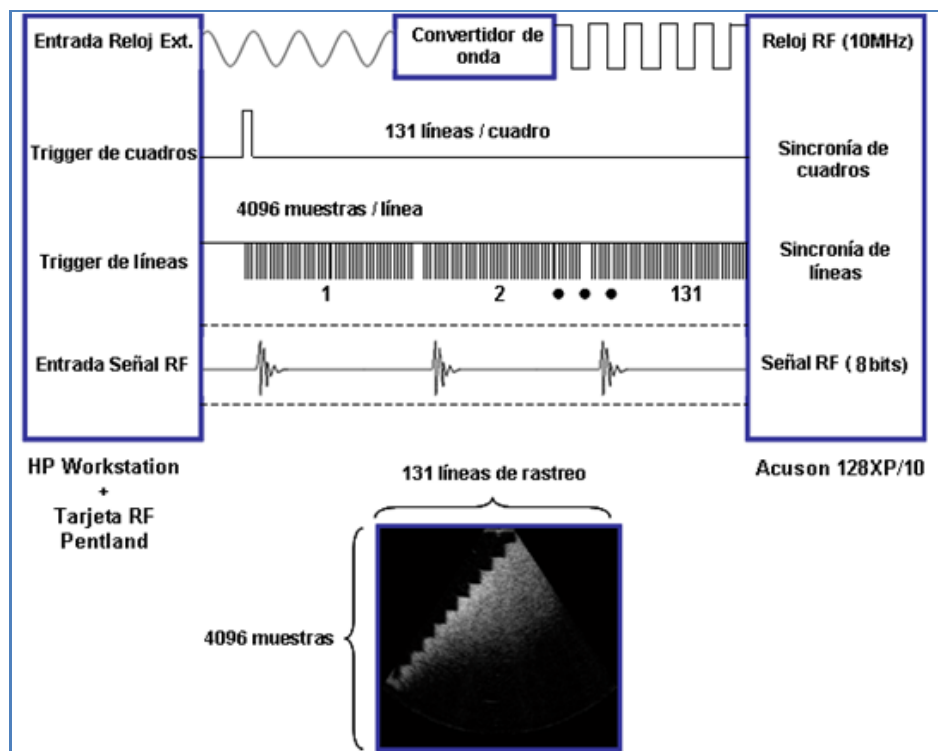


Figura 15. Conexión entre el sistema de sonografía Acuson 128XP/10 y la tarjeta de captura de datos de radiofrecuencia Pentland instalada en una workstation HP.

Los datos de la señal ultrasónica son adquiridos antes de la etapa de compresión logarítmica, de modo que los ajustes en la ganancia después de la etapa de adquisición no amplifican el ruido en la señal. La señal digitalizada es almacenada en archivos con extensión *.rf para su procesamiento fuera de línea.

8.3 Reconstrucción de la Imagen Ultrasónica en Modo B.

8.3.1 Modulación de la Señal Ultrasónica de Radiofrecuencia.

El haz ultrasónico presenta características semejantes a las de una señal de radio, por lo cual comúnmente se le denomina señal ultrasónica de radiofrecuencia, la cual es de alta frecuencia y por lo tanto es factible de modular. Se denomina modulación al efecto de añadir una señal de baja frecuencia a otra de alta frecuencia o portadora.

Hay tres métodos básicos de modular la portadora. Son la modulación en amplitud, la modulación en frecuencia y la modulación de fase. Debido a que la señal ultrasónica contiene un determinado número de muestras por línea de rastreo con una amplitud representativa de la distancia que viajó el haz, la modulación requerida es precisamente por amplitud. En la **Figura 16** se presenta una onda de radiofrecuencia (R.F.) pura, una señal de baja frecuencia (B.F.) y una onda modulada en amplitud por la señal de B.F.

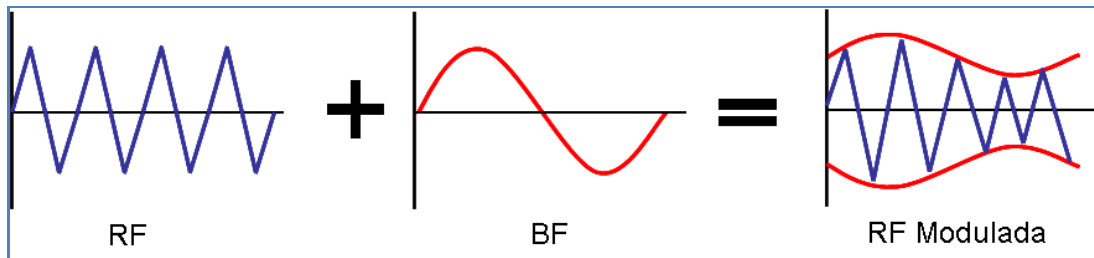


Figura 16. Modulación de una señal de radiofrecuencia. La amplitud de la señal de R.F. varía con la amplitud de la señal moduladora. Por otra parte la velocidad con que varía la amplitud de la señal de R.F. depende de la frecuencia de la señal de modulación. A la señal de R.F. se la llama portadora y a la de B.F. envolvente o moduladora.

8.3.2 Obtención de la Envolvente de la Señal a Partir de la Transformada de Hilbert.

Las señales recibidas resultan de la modulación en amplitud de una portadora cuya frecuencia angular ω_0 es la nominal del transductor, que en nuestro caso particular es de 4 MHz.

$$x(t) = A(t) \sin(\omega_0 t + \phi) \quad (5)$$

La mayoría de los algoritmos de procesamiento digital de señal se aplican sobre este tipo de señales, mientras que la información útil se encuentra en la envolvente $A(t)$.

Entre estos algoritmos encontramos los siguientes: focalización dinámica en arreglos, reducción de ruido estructural, diversos tipos de filtrado lineal y no lineal, técnicas de deconvolución y de correlación, etc. La salida de estos algoritmos es también una señal de radiofrecuencia de la que, finalmente, hay que extraer la envolvente.

El método utilizado se basa en calcular la envolvente como el valor absoluto de la señal analítica, que resulta de:

$$x_a(t) = \frac{[x(t) + jH(x(t))]}{2} \quad (6)$$

donde $H(\cdot)$ es la transformada de Hilbert, que se obtiene, bien mediante el cálculo de una FFT directa y otra inversa, o sometiendo a $x(t)$ a un filtro FIR en cuadratura de orden suficiente para obtener una buena aproximación en toda la banda pasante de la señal. La envolvente se obtiene, finalmente, calculando el módulo de la señal analítica resultante (una raíz cuadrada de una suma de cuadrados para cada valor de t). La **Figura 17** muestra la señal ultrasónica de radiofrecuencia y su respectiva envolvente obtenidas de la n -ésima línea de rastreo del objeto de pruebas en escala de gris.

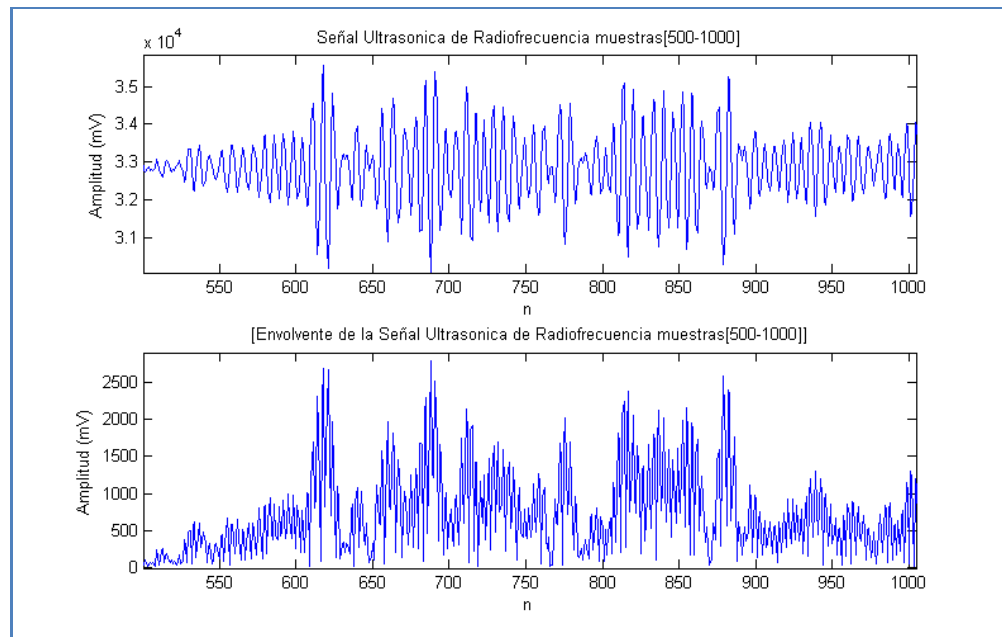


Figura 17. La modulación de la transformada de Hilbert de la señal de radiofrecuencia nos da la posibilidad de realizar la detección de la envolvente, la cual contiene la información de los niveles de gris de la imagen inmersa en la profundidad de penetración del haz ultrasónico, así como el desfase en las líneas de rastreo del transductor ultrasónico.

8.3.3 Mapeo e Interpolación de la Imagen Ultrasónica en Modo B.

La etapa de mapeo e interpolación tiene como propósito desplegar la imagen ultrasónica en Modo-B de manera que los datos que la forman son convertidos de coordenadas polares a cartesianas. La **Figura 18** muestra un esquema del proceso.

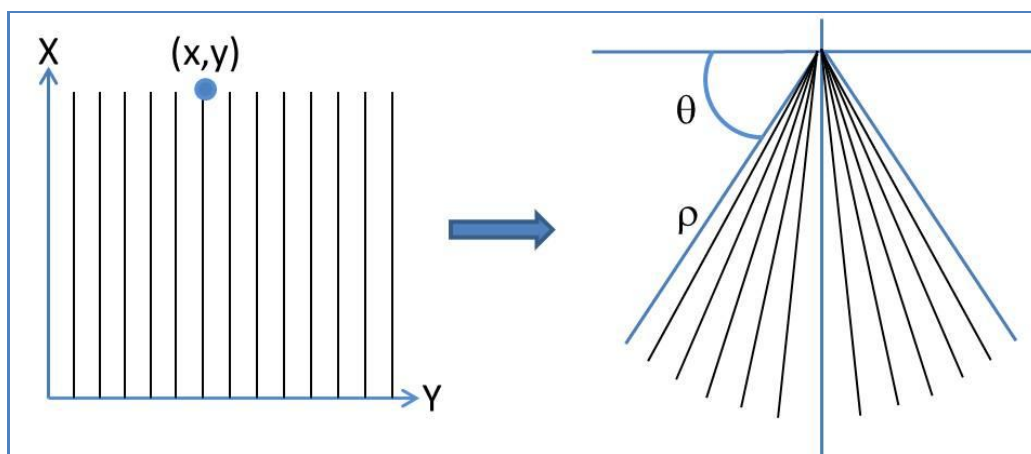


Figura 18. Conversión de coordenadas polares a cartesianas.

Las ecuaciones usadas en MATLAB que proporcionan los valores para el ángulo y el radio son:

$$\theta = \arctan^2(x, y) \quad (7)$$

$$\rho = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (8)$$

Este cálculo es llevado a cabo por un algoritmo de interpolación rápida implementado en lenguaje C, almacenando los resultados y ordenándolos. Cada línea de rastreo está compuesta por 4096 muestras, por lo tanto hay que realizar la conversión de cada punto para cada línea de rastreo, tarea para la cual se necesita un manejo de memoria eficiente, lo cual es una tarea más fácil de gestionar para el compilador de C que para el de MATLAB (Ver Anexo B).

8.4 Implementación del Algoritmo Adaptable de TGC.

El equipo de ultrasonido Acuson 128XP/10 cuenta con una serie de controles de ajuste manual de la TGC, que realizan este procedimiento en forma general para todas las líneas de rastreo. De este modo la adquisición de la señal se realizó utilizando intervalos de ganancia de 0 a 100 dB.

El algoritmo implementado considera que la ganancia aplicada a cada parte de una imagen está formada por dos componentes: el primer componente es obtenido usando la información proveniente de los ecos de cada una de las líneas de rastreo, mientras que el segundo componente se obtiene mediante un promedio de la información de los ecos de una región grande de la imagen. La combinación de los dos componentes se puede expresar mediante la siguiente relación:

$$H'_n(y) = \beta H_n(y) + (1 - \beta)H_0(y) \quad (9)$$

donde y es la profundidad medida desde el transductor a lo largo de la línea de rastreo, $H'_n(y)$ es la ganancia aplicada en la profundidad y de la n -ésima línea de rastreo, H_n es la función de ganancia calculada usando los datos de los ecos de la n -ésima línea de rastreo, H_0 es la función de ganancia calculada usando el promedio de los datos de los ecos de una región grande de la imagen, y β es el parámetro de adaptabilidad que toma valores en el intervalo de 0 a 1.

El sistema de TGC controlado por microcomputadora desarrollado por Pye, Wild y McDicken (1992), usa diferentes algoritmos de prueba y los clasifica de acuerdo al parámetro β .

1. Algoritmos en los cuales $\beta=1$: La ganancia puesta en un punto particular actúa solamente sobre la señal de eco local.
 2. Algoritmos en los cuales $\beta=0$: La ganancia puesta en un punto particular actúa sobre el nivel de la señal promedio medida a través del ancho de la imagen y sobre varios centímetros de profundidad.
 3. Algoritmos en los cuales β cambia dependiendo del valor relativo de H_n y H_o .
- Algoritmos en los cuales $\beta=1$.

Los algoritmos en este grupo actúan sobre la ganancia automática en forma similar a la de los receptores de radio. Para la n -ésima línea de rastreo, una función de ganancia G_n es calculada usando el nivel promedio de la señal en todos los puntos sobre la línea de rastreo para determinar el nivel de gris. H_n es formada entonces por medio de un proceso de suavizado de G_n :

$$H_n(y) = \frac{1}{w} \int_{y-\frac{w}{2}}^{y+\frac{w}{2}} G_n(y) dy \quad (10)$$

donde w es el ancho de la ventana de suavizado. La razón para aplicar el suavizado es debido a que la función de ganancia solo compensa para disminuciones generales en la amplitud del eco con profundidad y no remueve completamente el contraste entre los diferentes tipos de tejido.

- Algoritmos en los cuales $\beta=0$.

En estos algoritmos solo se genera una función de ganancia por imagen y esta es aplicada a todas las líneas de rastreo. La función de ganancia H_o es entonces formada por medio de un proceso de suavizado de G_o :

$$H_o(y) = \frac{1}{w} \int_{y-\frac{w}{2}}^{y+\frac{w}{2}} G_o(y) dy \quad (11)$$

- Algoritmos en los cuales β varía.

Los algoritmos en los cuales β varía intentan producir una imagen balanceada combinando una función de ganancia proveniente de la información de los ecos de una región grande de la imagen con una función de ganancia proveniente de la información de los ecos de cada línea de rastreo. De este modo una función de ganancia única puede ser colocada para cada parte de la imagen. El algoritmo utilizado para la elección del parámetro β sigue las siguientes reglas:

$$\text{Si } H_n(y) \geq H_0(y), \text{ entonces } H'_n(y) = H_0(y) \quad (12)$$

$$\text{Si } H_n(y) < H_0(y), \text{ entonces } H'_n(y) = 0.5H_n(y) + 0.5H_0(y) \quad (13)$$

8.5 Evaluación de la Calidad de la Imagen.

La calidad de una imagen médica puede ser objetivamente definida en términos de los resultados clínicamente relevantes en la rutinas tales como la detección de lesiones y clasificación, donde el médico especialista busca entre otras cosas la detección de una anomalía o estructura específica, la estimación de algún parámetro de interés, o la combinación de las anteriores.

De este modo, el criterio del médico especialista es hasta el momento el parámetro principal que determina que tanto una imagen es o no de calidad. Aunque este es el método más importante para la evaluación de los resultados en la calidad de la imagen, es posible mediante herramientas de procesamiento obtener métricas de algunos parámetros que nos definirían la calidad de la imagen, reduciendo el grado de subjetividad inherente al criterio de uno u otros especialistas.

Para poder definir algún indicador fiable de la calidad de la imagen, es necesario saber que entiende el experto por calidad. La satisfacción del experto al ver una imagen depende de muchos factores. Uno de los más importantes es el contenido de la imagen. Investigaciones realizadas en el ámbito de la calidad de la imagen mostraron que esta depende de muchos parámetros, como la visualización a distancia, el tamaño de pantalla, resolución, contraste, entre otros [Morgan, 2008]. Sin embargo para el propósito de evaluación del algoritmo, los parámetros que tienen mayor impacto debido a la compensación de ganancia son la saturación, el contraste y la preservación de bordes.

- **Contraste:** Diferencia en los niveles de brillo entre la imagen de la zona de interés y la del tejido circundante.
- **Saturación:** Por definición, la saturación de una imagen es el inverso de la cantidad de gris que contiene. Cuanto más alto sea el contenido de gris, menor será la saturación. En interfases que presentan un comportamiento ecogénico normal la presencia de niveles de gris cercanos al blanco es un indicativo de saturación.
- **Preservación de bordes:** Son las transiciones entre dos regiones de niveles de gris significativamente distintos, y suministran una valiosa información sobre las fronteras de los objetos y puede ser utilizada para segmentar la imagen

También es importante señalar que a menudo hay una diferencia entre la fidelidad (la reproducción exacta de la imagen original en la pantalla de despliegue) y la calidad percibida. Imágenes muy nítidas con alto contraste generalmente son mejor aceptadas por los médicos especialistas.

Para evaluar la calidad de la imagen procesada mediante el algoritmo adaptable de compensación de ganancia en tiempo se utilizó el banco de imágenes generadas a partir de la señal ultrasónica de radiofrecuencia. Este banco de imágenes compensadas manualmente se sometió al análisis de los médicos especialistas con el fin de obtener una imagen patrón que a su consideración caracteriza adecuadamente al objeto de pruebas.

Para la evaluación de la percepción visual de los especialistas, se propone un procedimiento de análisis de las imágenes compensadas manualmente bajo condiciones idénticas de iluminación, distancia visual y medio de despliegue en monitores de calidad diagnóstica. Inicialmente se presentan las imágenes en forma aleatoria, sin identificador ni etiquetas con el fin de elegir aquellas que bajo los parámetros de saturación, contraste y preservación de bordes reúnan las características de una imagen adecuada del objeto de prueba. La **Figura 19** muestra un ejemplo de la plantilla de evaluación de los parámetros de calidad del banco de imágenes compensadas manualmente.

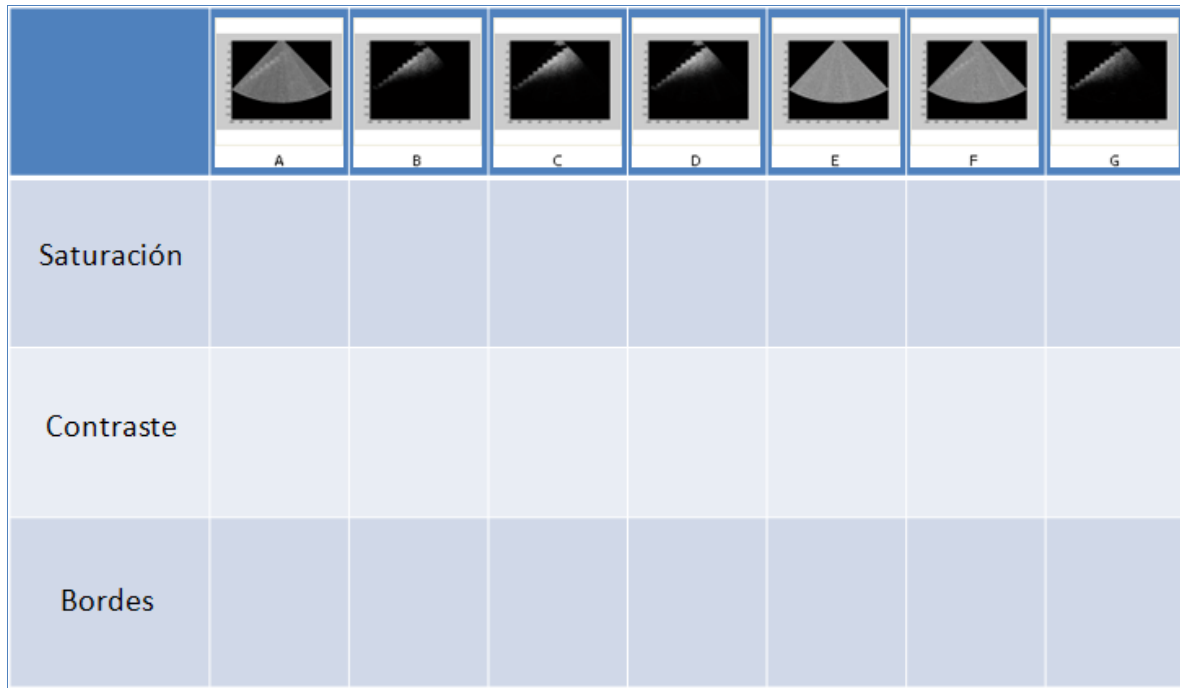


Figura 19. Banco de Imágenes del Objeto de Prueba a Escala de Gris Compensadas Manualmente.

La métrica de la calidad de la imagen propuesta para evaluar el algoritmo es el error cuadrático medio (MSE), que mide la calidad entre las imágenes original y procesada en una ventana de $M \times N$ píxeles. El MSE ha sido ampliamente utilizado para cuantificar la calidad de la imagen, sin embargo cuando se utiliza solo, no se correlaciona adecuadamente con la percepción de calidad. Se debe utilizar, por lo tanto, junto con otras métricas de calidad o en conjunto con la percepción visual de un especialista [Morgan, 2008].

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{y=1}^m \sum_{x=1}^n [s(x,y) - \tilde{s}(x,y)]^2 \quad (14)$$

donde m, n representan el largo y ancho de la imagen, $s(x,y)$ es la imagen original y $\tilde{s}(x,y)$ es la imagen derivada del procesamiento de la señal ultrasónica de radiofrecuencia a partir del algoritmo adaptable.

Un valor bajo de MSE, significa menos error en la imagen procesada con respecto a la imagen original.

9. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

9.1 Despliegue de la Señal Ultrasónica de Radiofrecuencia.

La **Figura 20** muestra la señal ultrasónica perteneciente a varias líneas de rastreo conteniendo 4096 muestras cada una con su respectiva amplitud expresada en mV., se pueden apreciar los diferentes trenes de pulso que aparecen en la señal, lo cual es muy importante para determinar el tiempo de llegada de la onda al transductor y tomando en cuenta que la velocidad de propagación es constante obtenemos de esta forma la profundidad a la cual viaja la onda ultrasónica.

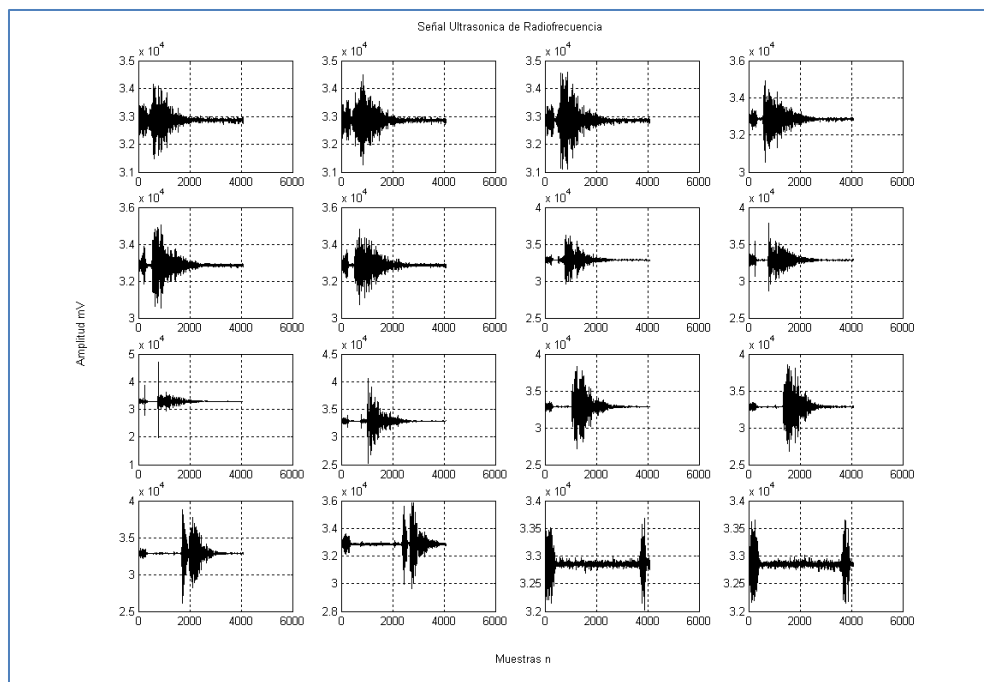


Figura 20. Señal Ultrasónica de Radiofrecuencia.

En las señales mostradas en la **Figura 20** podemos observar su amplio rango dinámico, por lo que fue necesario contar con un sistema de adquisición de la señal que permitiera su representación con al menos 8 bits. De este modo, en regiones considerablemente amplias de la imagen la intensidad de los ecos representada por la amplitud de la señal es mucho menor al intervalo de amplitudes dado por el sistema digital. Como consecuencia los bits más representativos son siempre cero en estas áreas. De igual forma, observamos que la señal ultrasónica de radiofrecuencia presenta una distribución aproximadamente gaussiana para intervalos cortos de la misma, pero debido a que la señal tiene un comportamiento no estacionario los parámetros de distribución pueden cambiar, sin embargo en regiones con baja ecogenicidad las variaciones son significativamente bajas.

9.2 Detección de la Envolvente de la Señal Ultrasónica de Radiofrecuencia.

Las imágenes por ultrasonido se forman con base en la envolvente de la señal. Al proceso de extracción de la envolvente se le denomina comúnmente como detección del ultrasonido. La primera etapa de este proceso es obtener una representación de la señal analítica a través de la transformada de Hilbert. La ventaja de esta operación es que es independiente de la frecuencia instantánea e independiente del modo de imagen (convencional vs. armónico), o cambios en las frecuencias centrales con el tiempo. (Por ejemplo, un fenómeno físico en el tejido que da lugar a un cambio de la frecuencia con la profundidad).

La **Figura 21** muestra el valor absoluto de la señal compleja resultante, que se utiliza como señal para la construcción de las imágenes.

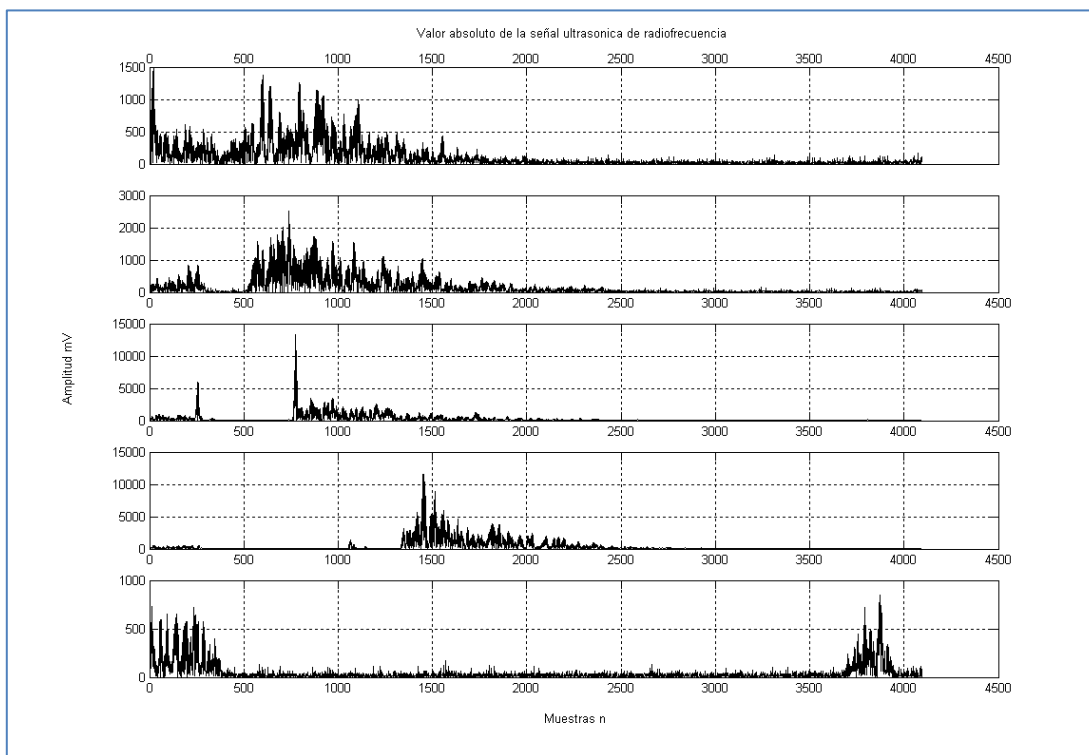


Fig 21. Envolvente de la Señal Ultrasónica.

La transformada de Hilbert permite obtener una representación más precisa del comportamiento temporal de la señal ultrasónica. La aplicación de la Transformada de Hilbert proporciona una representación de la envolvente (forma acústica) de la onda original. De este modo, la transformada de Hilbert se utilizó para la estimación del inicio y detección de la señal ultrasónica.

9.3 Compresión Logarítmica del Valor Absoluto de la Envolvente de la Señal Ultrasónica.

Como es sabido, el rango dinámico real de la señal ultrasónica depende del número de bits del convertidor analógico-digital, de la ganancia proporcionada por el amplificador, y de la profundidad de penetración. Se realizó una compresión de la señal para ajustarse al rango dinámico adecuado para el despliegue de la imagen (8 bits). Algunos parámetros de la función que realizan la compresión se pueden utilizar para ajustar la saturación y el brillo. La **Figura 22** muestra la señal comprimida logarítmicamente y la **Figura 23** muestra el efecto de la variación del rango dinámico de la señal sobre el despliegue de la imagen para 20, 40, 60, 80 y 100 dB.

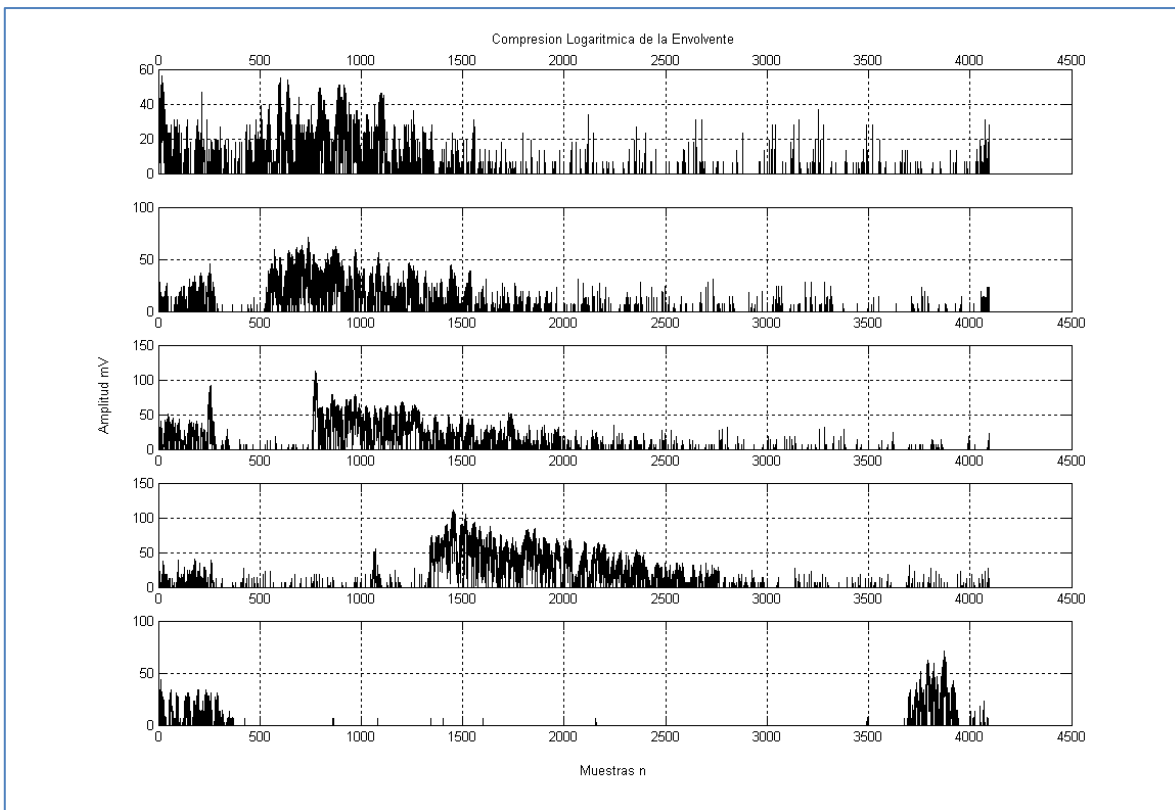


Fig 22. Compresión Logarítmica del Rango Dinámico de la Señal.

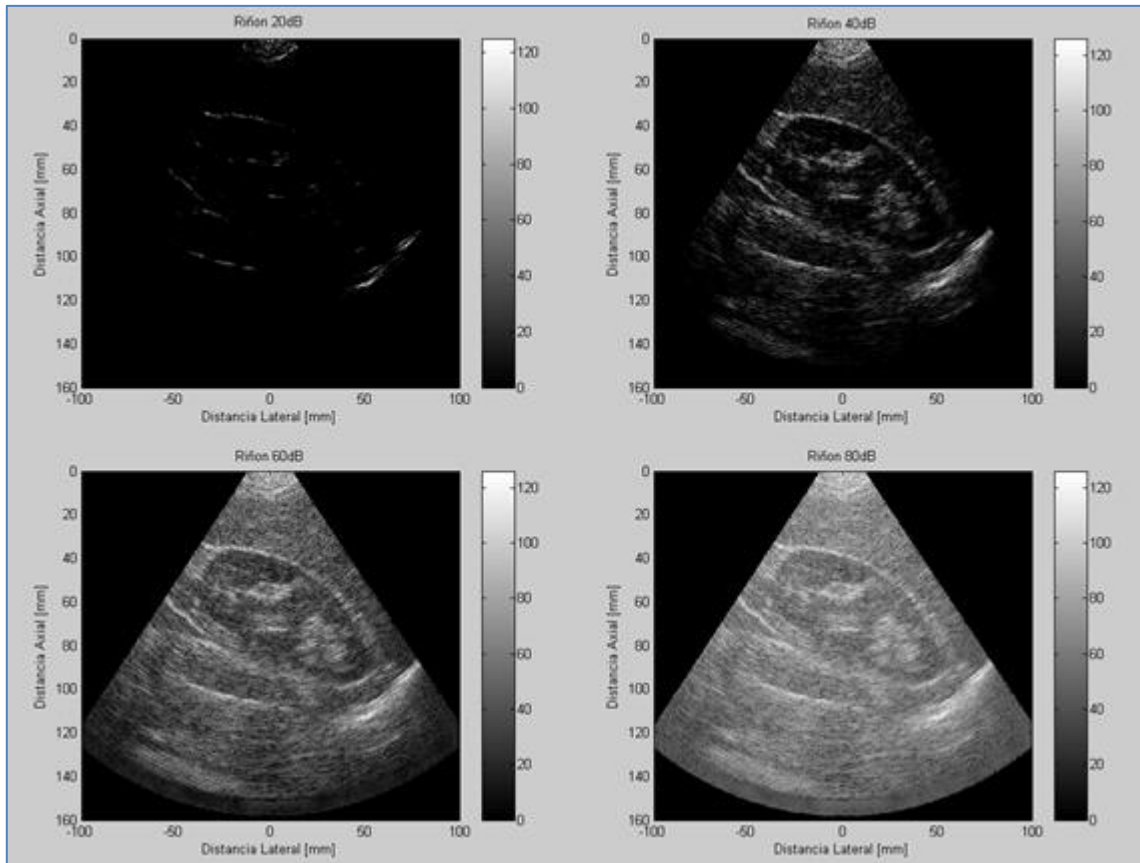


Fig 23. Efecto de la Variación del Rango Dinámico de la Señal.

La amplitud de la señal ultrasónica representada como intensidades en la escala de gris, puede ser modificada, de modo que al disminuir el rango dinámico, se obtiene una imagen más contrastada, reduciendo los ecos débiles. Un rango dinámico elevado suaviza la imagen, y aumenta la señal de los ecos débiles.

9.4 Despliegue de la Imagen Ultrasónica en Modo B y Selección de la Imagen Patrón.

Una vez caracterizada y detectada la señal ultrasónica se realizó el despliegue de la imagen en modo B a partir de la información de la intensidad de los ecos generados por las diferentes interfaces. El cambio de coordenadas y el procesamiento de los datos se implementaron a partir de un algoritmo de interpolación rápida de modo que es posible representar las imágenes tanto con señales de amplitud alta como baja, lo que mejora de forma importante la capacidad de visualizar estructuras semejantes representadas en la escala de grises.

Así la imagen desplegada en modo B nos muestra la localización espacial de cada punto, así como una representación en escala de grises de la ecogenicidad de las estructuras que reflejan parcialmente la señal. **La Figura 24** muestra una serie de imágenes del objeto de pruebas Cardiff en escala de gris compensadas manualmente. Este banco de imágenes se sometió al análisis de los médicos especialistas para determinar cuál de ellas cumplía con las características necesarias para ser considerada la imagen patrón. Esta imagen sirve para realizar la evaluación cuantitativa a partir de la comparación mediante el error cuadrático medio (MSE) con las imágenes obtenidas después del procesamiento adaptable.

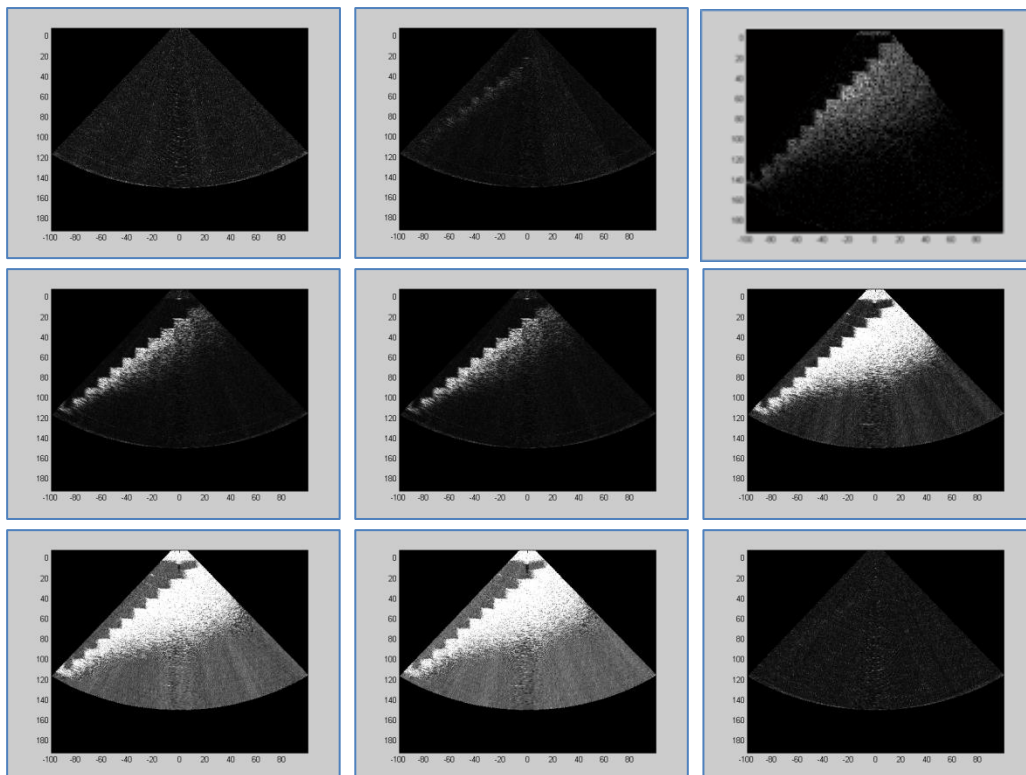


Fig 24. Banco de Imágenes del Objeto de Pruebas.

De acuerdo a las características deseadas por los médicos especialistas se definió a la imagen de la **Figura 25** como patrón de comparación. La evaluación determinó que esta imagen tiene un nivel adecuado de contraste que permite distinguir con claridad la interfase entre las zona de baja y normal atenuación presentes en la estructura escalonada. La zona cargada con gel de baja atenuación es bien presentada a pesar de mostrar un determinado nivel de saturación, el cual se debe principalmente a la ganancia inicial proporcionada. Los bordes de la estructura se presentan en general bien definidos en cada intervalo de profundidad, perdiéndose un tanto la resolución en el fondo.

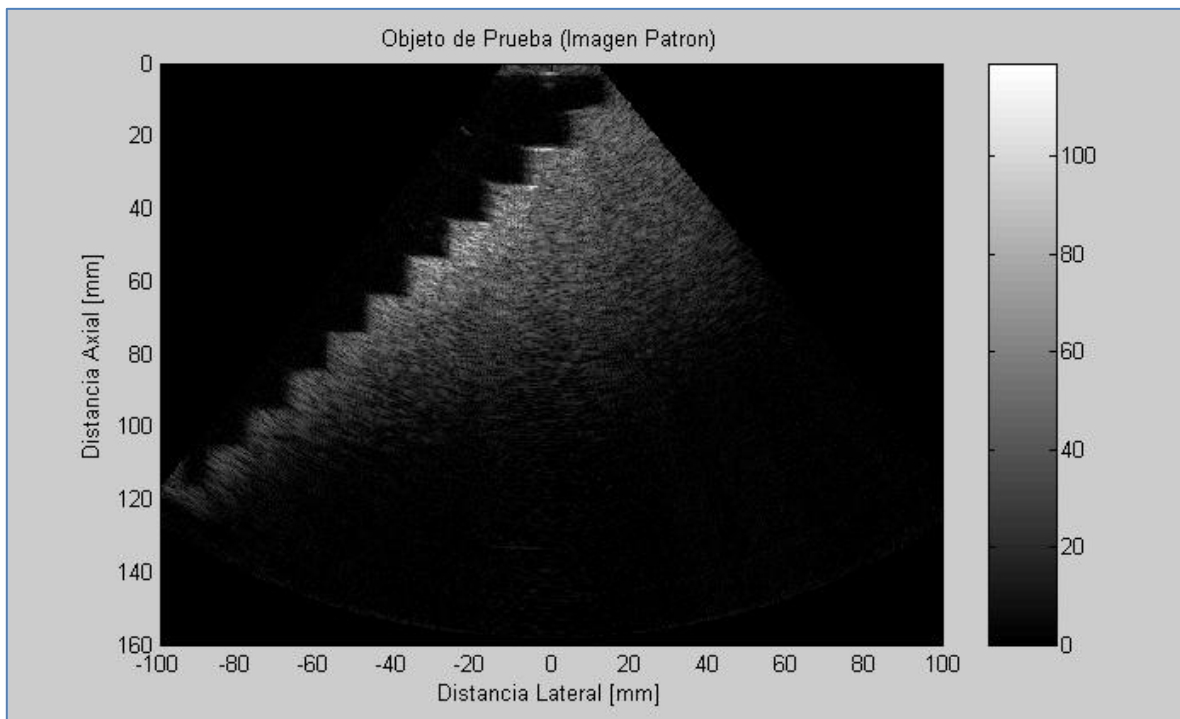


Fig 25. Imagen Patrón Compensada Manualmente.

Para la imagen patrón se consideraron ganancias de 40, 50, 60 y 70 dB en la curva de compresión logarítmica, de modo que se usó el mismo criterio para cada imagen obtenida a partir del algoritmo adaptable con el fin de comparar las imágenes procesadas bajo el error cuadrático medio.

9.5 Obtención de la Ganancia Local.

Para cada una de las líneas de rastreo, se realiza el cálculo de la ganancia con base en la información proveniente de la amplitud de los ecos de la propia línea, esto se realiza llevando el nivel de la señal en todos los puntos de la línea de rastreo al valor medio de gris. La **Figura 26** muestra el valor absoluto de la envolvente de la señal (azul) y la ganancia H_n (rojo) para algunas líneas de rastreo con una ventana de 10 mm.

Para llevar la señal al valor medio en la escala de grises se utilizó un promedio móvil sobre el conjunto de datos contenidos en la envolvente de la señal para crear la serie de promedios. De este modo, para el conjunto de 4096 muestras el primer valor de la serie del promedio móvil determina el tamaño de la ventana de muestras, por ejemplo podría ser el promedio de las primeras 64 muestras, luego el promedio de las muestras 2 a la 65, y así sucesivamente hasta el promedio de la muestra 4032 a la 4096.

La serie de promedios móviles se puede calcular para cualquier serie temporal y en el caso de la señal ultrasónica de radiofrecuencia no estacionaria, suaviza los ecos muy intensos en intervalos cortos, resaltando así los ecos débiles en intervalos largos de la señal.

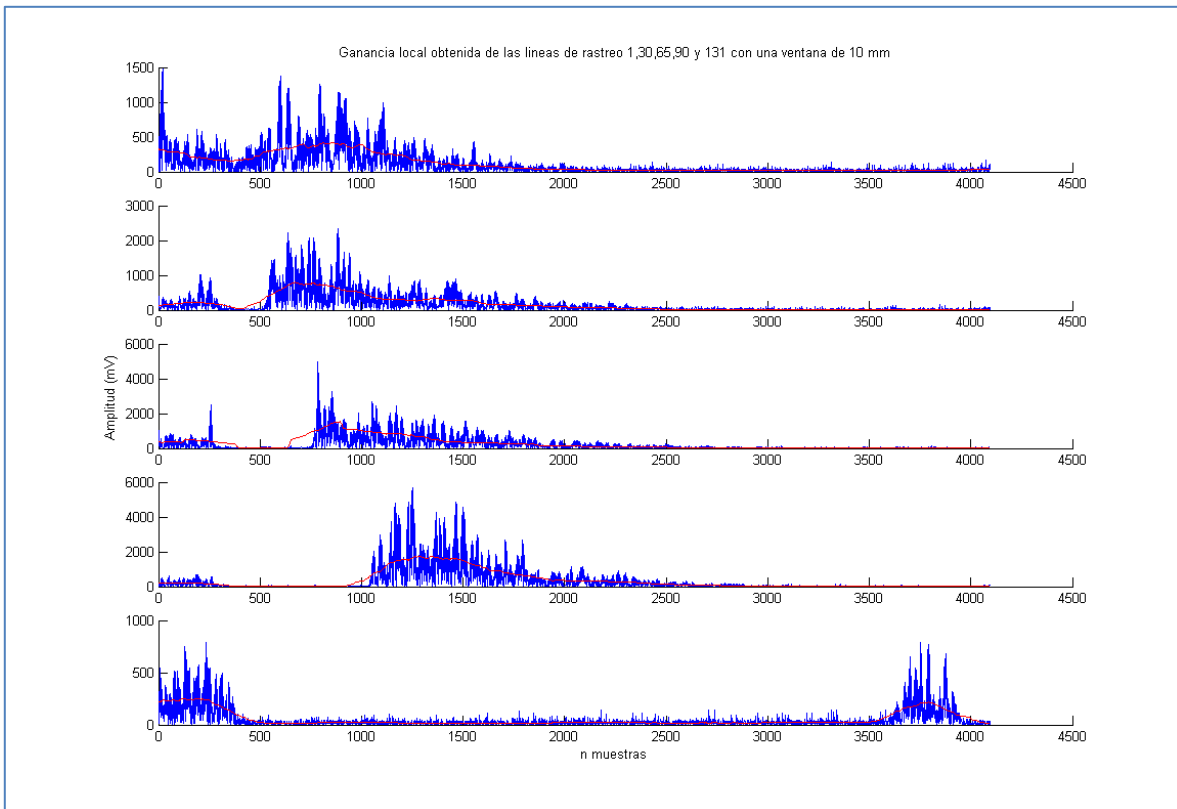


Fig 26. Ganancia Local Obtenida a Partir de la Información de los Ecos de Cada Línea de Rastreo.

A medida que se reduce el tamaño de la ventana de muestras, la señal se suaviza en menor medida, lo cual se ve reflejado en imágenes menos contrastadas. Después de probar con diferentes tamaños se observaron los mejores resultados con ventanas de 30-40 mm. Al aumentar el tamaño de la ventana, las estructuras más ecogénicas se presentan saturadas, tal y como se puede observar en la **Figura 27**.

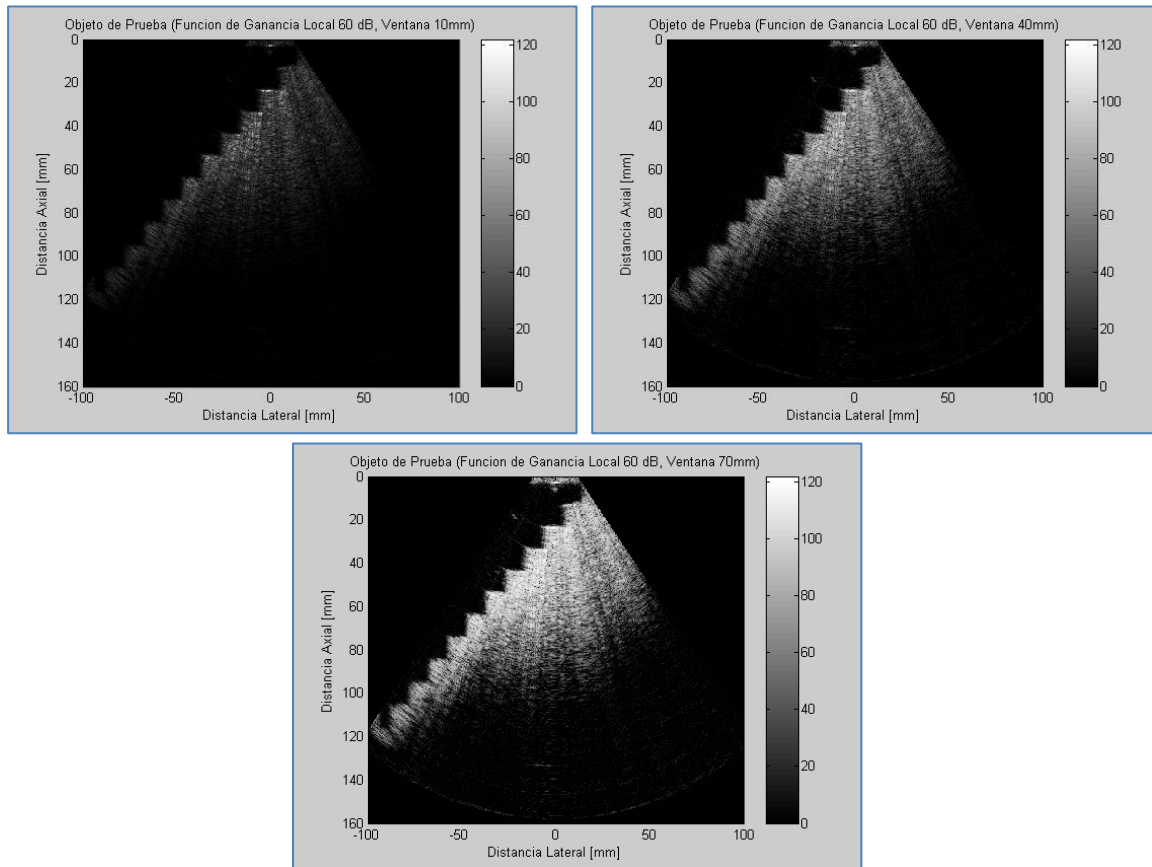


Fig 27. Efecto de la Variación del Tamaño de la Ventana en Imágenes con Ganancia Local Obtenidas a Partir de la Información de los Ecos de Cada Línea de Rastreo.

9.6 Obtención de la Ganancia Única.

Como se mencionó anteriormente, la ganancia única depende del nivel de la señal promedio medido a través de todo lo ancho de la imagen y sobre varios centímetros de profundidad. Sólo una función de ganancia es generada por imagen y esta se aplica a todas las líneas de rastreo. La **Figura 28** muestra la ganancia promedio obtenida para diferentes profundidades de acuerdo a una ventana de muestras.

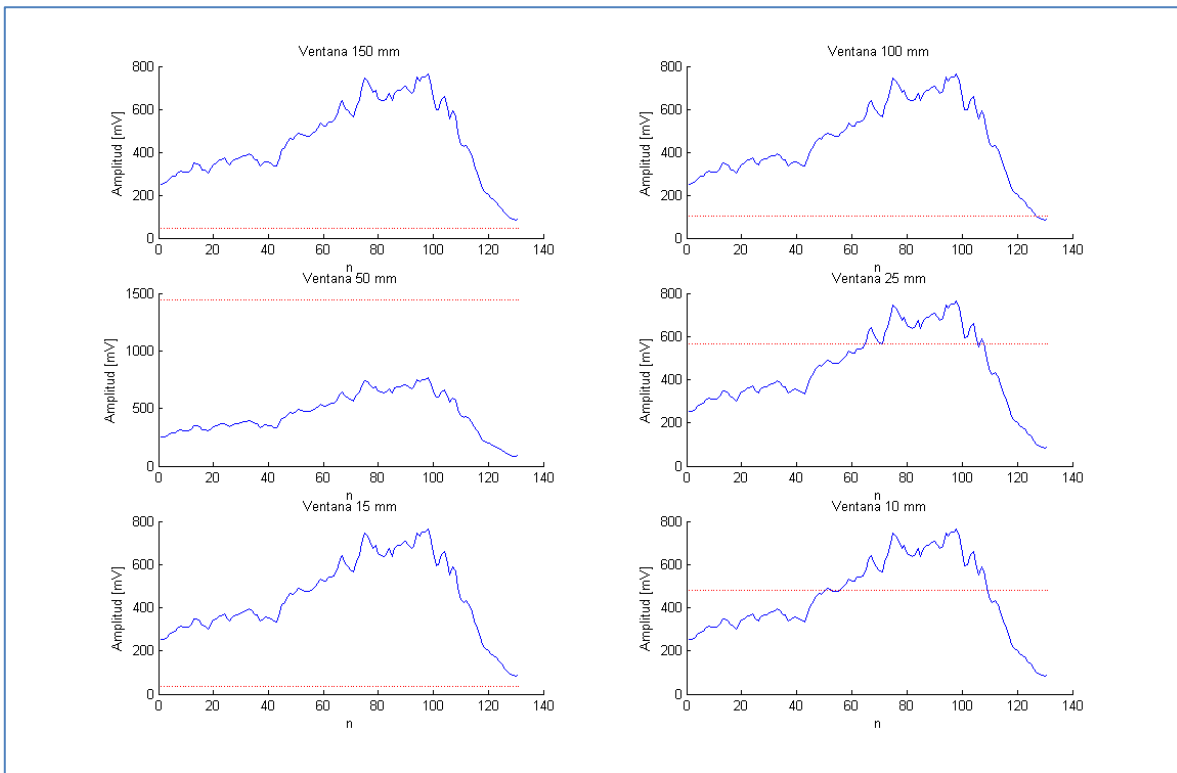


Fig 28. Ganancia Única Obtenida a Partir de la Información de los Ecos de Toda La Imagen a Diferentes Profundidades.

Aun para diferentes valores de ventana de suavizado, la ganancia no se pudo ajustar adecuadamente, esto se debe principalmente a que los ecos más intensos prevalecen y las imágenes resultantes aparecen muy saturadas. Entonces, invariablemente H_0 aumenta el contraste entre las diferentes regiones del objeto de prueba.

Con el fin de minimizar la ganancia de estructuras muy ecogénicas y resaltar la ganancia en estructuras anecoicas, el tamaño de ventana que produjo los mejores resultados fue de 30mm, tal y como se puede observar en la **Figura 29**.

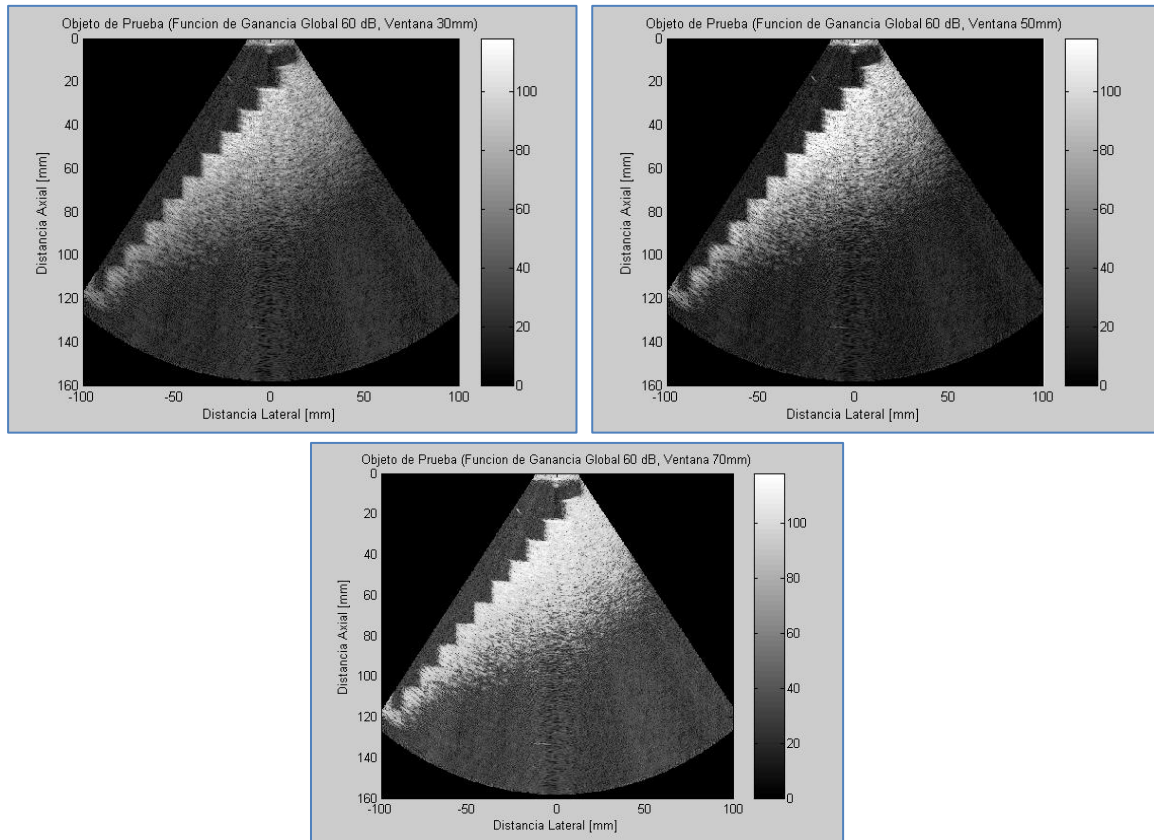


Fig 29. Efecto de la Variación del Tamaño de la Ventana en Imágenes con Ganancia Global Obtenidas a Partir de la Información de los Ecos de Toda la Imagen.

9.7 Obtención de las Imágenes Procesadas a Partir del Algoritmo Adaptable.

La variación del parámetro de adaptabilidad β nos permitió realizar un análisis del comportamiento del algoritmo. Como ya se ha mencionado H_o se obtiene usando la información de los ecos de toda la imagen y H_n se obtiene a partir de la información de los ecos de cada una de las líneas de rastreo.

Si $H_n(y) > H_o(y)$, entonces tenemos un nivel de señal local que está por abajo del promedio. Estas señales corresponden a regiones anecoicas. Cuando $\beta = 0$ el algoritmo tiende a minimizar la ganancia aplicada. Si $H_n(y) < H_o(y)$ entonces la señal local está por encima del promedio. La imagen de la **Figura 30a** perteneciente a la función de ganancia única presenta un nivel significativo de saturación en los escalones cargados de gel, en comparación con la imagen patrón, la región de baja atenuación (izquierda) se observa adecuadamente y los bordes de la estructura aparecen definidos en las diferentes profundidades.

Cuando $\beta = 1$, se lleva el nivel de la señal hasta un valor medio en gris, eliminando el contraste entre la señal y el fondo. En la **Figura 30b** se muestra una imagen procesada con el algoritmo usando una compensación de ganancia por cada línea de rastreo. Se puede observar la disminución significativa de la saturación en la estructura de escalones que divide las regiones de atenuación baja y normal. Se pierde un poco el contraste y los bordes en las regiones más profundas no están bien definidos.

Mediante la combinación de una fracción de H_n con una fracción de H_o se logra una compresión de la señal sin la eliminación de todo el contraste. Así, cuando $H_n(y) < H_o(y)$, la ganancia aplicada a la imagen proviene parcialmente de la información de los ecos en cada línea de rastreo y parcialmente de la información de los ecos de toda la imagen.

El valor $\beta = 0.5$ permite que los intervalos de mayor amplitud en la señal sean representados adecuadamente en la imagen, al mismo tiempo que se conserva suficiente contraste en presencia de intervalos de menor amplitud, pero aún por encima del nivel promedio de la señal. En la **Figura 30c** se muestra una imagen del objeto de pruebas procesada por el algoritmo adaptable. Aquí podemos observar una mejoría con respecto a las imágenes obtenidas anteriormente. El gel de baja atenuación presenta una disminución de ruido y no hay regiones de saturación en los escalones cargados de gel. Se conserva un contraste adecuado aún en las regiones más profundas.

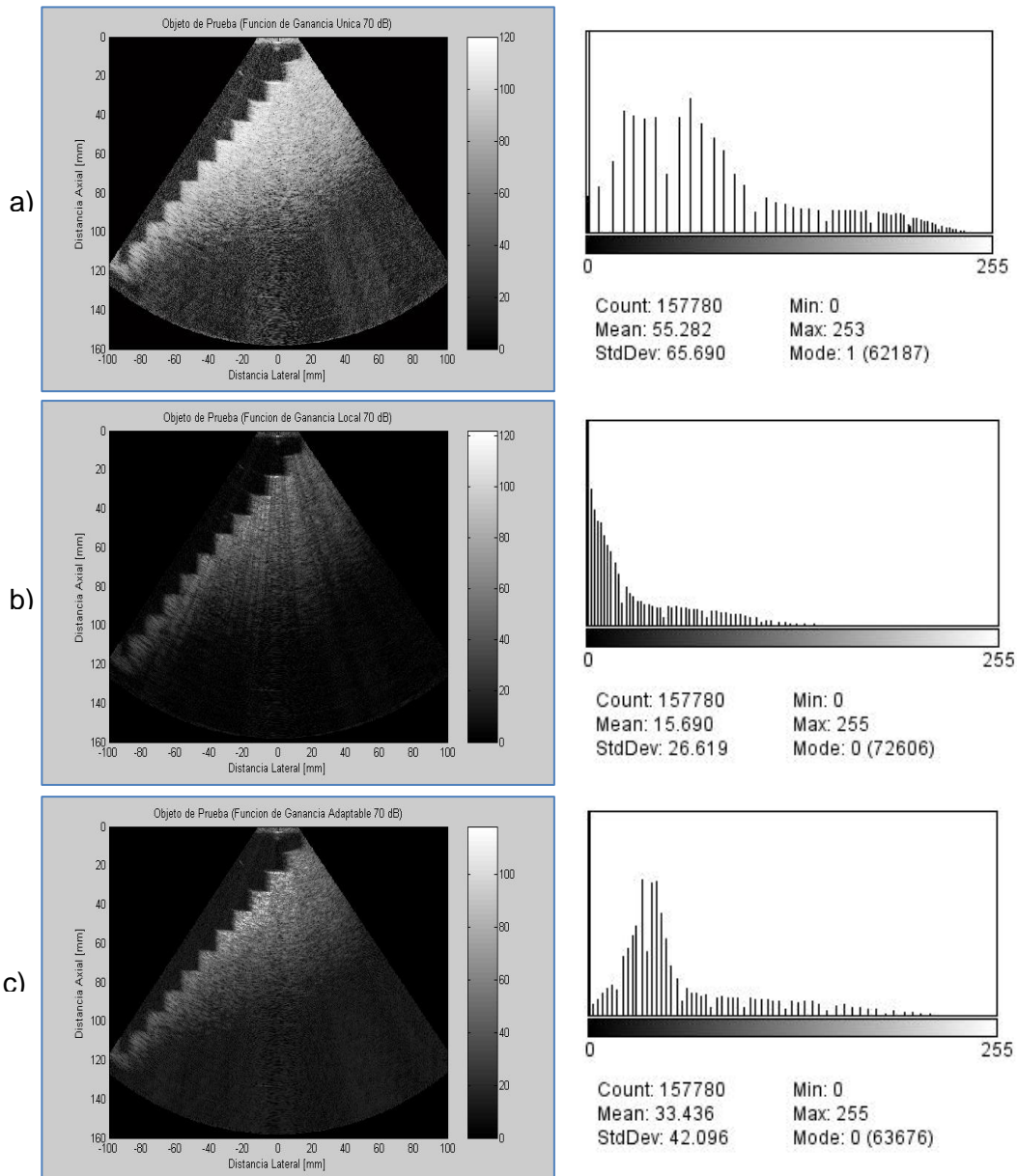


Fig 30. Imágenes Obtenidas al Variar el Parámetro de Adaptabilidad β .

9.8 Análisis a Partir del Error Cuadrático Medio.

El desempeño cuantitativo del algoritmo adaptable depende del valor del error cuadrático medio (MSE), que funciona como índice de calidad de la imagen al realizar una comparación entre la imagen patrón elegida por los médicos especialistas y las imágenes procesadas a partir de la variación del parámetro β . Mientras menor es el error mayor similitud tienen las imágenes comparadas.

Tabla III. MSE Ventana de 10mm

Ventana 10 mm			
Ganancia	Función		
	Única	Local	Adaptable
40 dB	309.6469	105.4972	76.4414
50 dB	195.6857	71.4361	30.0487
60 dB	269.7689	83.6959	51.0624
70 dB	347.8059	128.0145	95.4577

Tabla IV. MSE Ventana de 30mm

Ventana 30 mm			
Ganancia	Función		
	Única	Local	Adaptable
40 dB	289.8888	93.8073	67.7089
50 dB	185.8067	69.9963	20.0768
60 dB	240.9251	74.1257	40.0904
70 dB	330.4687	101.0313	80.1799

Tabla V. MSE Ventana de 50mm

Ventana 50 mm			
Ganancia	Función		
	Única	Local	Adaptable
40 dB	309.1894	107.4009	91.8898
50 dB	192.9526	81.1037	30.1103
60 dB	253.1935	90.4245	50.7534
70 dB	342.6311	132.2432	103.2010

Tabla VI. MSE Ventana de 70mm

Ventana 70 mm			
Ganancia	Función		
	Única	Local	Adaptable
40 dB	326.0219	131.8556	95.5021
50 dB	219.6193	92.0911	50.3583
60 dB	273.0123	119.7568	61.2684
70 dB	361.7575	150.3050	112.3239

Tabla VII. MSE Ventana de 90mm

Ventana 90 mm			
Ganancia	Función		
	Única	Local	Adaptable
40 dB	353.6000	149.2073	108.8177
50 dB	240.0359	103.1176	70.3540
60 dB	294.9540	130.3103	75.0887
70 dB	387.7363	160.7616	130.5287

Las **Tablas III-VII** muestran los resultados obtenidos al realizar el análisis cuantitativo a través del error cuadrático medio, que funciona como índice de calidad de las imágenes.

Podemos observar que para los diferentes tamaños de ventana los resultados obtenidos al comparar la imagen patrón con las imágenes procesadas con las diferentes funciones, el mejor desempeño en todos los casos es del algoritmo adaptable. Esto se debe a la presencia de una función diferente para cada parte de la imagen, derivado de una combinación de los datos provenientes de cada línea de rastreo con los datos provenientes de toda la imagen. De esta forma se contrarresta la pérdida de contraste presente al aplicar únicamente ganancias derivadas de la información de los ecos presentes en cada línea a la vez que se elimina la saturación provocada por una ganancia única.

La imagen compensada con una función de ganancia adaptable muestra un valor menor del error cuadrático medio en comparación con las imágenes compensadas con funciones única y local por separado. Para observar el efecto de la compresión logarítmica del rango dinámico de la señal posterior a la aplicación del algoritmo adaptable, se realizaron comparaciones del patrón con las imágenes procesadas para diferentes ganancias. El mejor desempeño se presentó con ganancias de 50dB y 60dB para todos los tamaños de ventana y tipo de función aplicada.

Los resultados del análisis cualitativo realizado a partir de la percepción visual de los especialistas, permite establecer que las imágenes procesadas mediante el algoritmo adaptable tienden a perder contraste sin que esto impida una visualización aceptable de las mismas. Mejoran significativamente en el parámetro de saturación en comparación con las imágenes generadas a partir de la compensación global, en la cual se eleva demasiado el nivel de saturación en las regiones ecogénicas pudiendo ocultar información importante en las regiones adyacentes. Por otro lado al compensar localmente disminuye considerablemente el contraste a mayores profundidades debido a que la imagen se forma a partir del nivel promedio de gris de la señal.

10. CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO.

A través de la adquisición y caracterización de la señal ultrasónica de radiofrecuencia se logró reconstruir de forma adecuada la imagen en modo B del objeto de pruebas en escala de grises. El procesamiento adaptable de la señal ultrasónica para compensar la ganancia en función de la profundidad permitió analizar las imágenes tanto cualitativa como cuantitativamente. De este análisis podemos establecer lo siguiente:

Cuando el parámetro de adaptabilidad β es igual a 1, se obtienen imágenes uniformes y con bordes bien preservados. Sin embargo, la calidad de la imagen no es la mejor porque se pierde el contraste entre las diferentes regiones del objeto de pruebas.

Con β igual a 0, se obtienen imágenes generalmente bien contrastadas, pero a menudo la información se pierde porque el nivel de se encuentra en saturación produciendo imágenes con zona muy brillantes en las plantillas cargadas con gel cuyo coeficiente de atenuación es normal.

Cuando β es igual a 0 para señales por debajo del nivel promedio e igual a 0.5 para señales arriba del promedio, el algoritmo aplica una función diferente para cada parte de la imagen, produciendo mejores imágenes por efecto de la combinación de una función de ganancia formada a partir de la información de los ecos de toda la imagen con una función de ganancia formada usando la información de los ecos de cada línea de rastreo.

Se realizaron variaciones en el tamaño de ventana de suavizado con el propósito de mejorar las imágenes provenientes del algoritmo adaptable, sin embargo, al reducir el tamaño de la ventana disminuyó aún más el contraste de la imagen. Aumentando el tamaño de la ventana mejoró el contraste, pero la amplificación de los ecos más intensos produjo imágenes saturadas.

El análisis cualitativo realizado por los médicos especialistas permitió establecer los parámetros importantes que debe contener la imagen para ser considerada de calidad. Al comparar los resultados de la percepción visual con el índice de calidad cuantitativo definido por el error cuadrático medio se observa una marcada preferencia de los especialistas por las imágenes muy contrastadas, tal y como las obtenidas al aplicar la función de ganancia única. Sin embargo la mayoría de las imágenes procesadas por el algoritmo adaptable fueron bien evaluadas, lo cual se corroboró con los valores obtenidos en el MSE. Por consiguiente, se puede establecer que el índice de calidad de las imágenes procesadas por el algoritmo adaptable presenta buenos resultados en términos de correlación de los valores obtenidos y la percepción visual de los expertos.

Se propone para trabajos futuros procesar señales provenientes de imágenes anatómicas así como la implementación del algoritmo adaptable en tiempo real.

En términos generales, el análisis e implementación del algoritmo descrito permite concluir que la TGC adaptable tiene un buen desempeño, y puede consecuentemente producir mejores imágenes que una función de TGC única ajustada de forma manual.

11. REFERENCIAS.

- Caballero, L.K., Barajas, J., Pujol, O., Salvatella, N., Radeva, P. "In-vivo IVUS Tissue Classification: a comparison between RF Signal Analysis and Reconstructed Images". Lecture notes in computer science, 2006; 4225:137-146.
- Christos, P. L., Constantinos, S. P. "Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging". Morgan & Claypool Publishers, 2008.
- DeClercq, Andre, and Maginness, Max G. "Adaptive Gain Control for Dynamic Ultrasound Imaging". 1975 Ultrasonics Symposium Proceedings, IEEE, 1975; 59-63.
- Escribano, F. J. "Imagen por Ultrasonidos". Capítulo de Diagnóstico Vascular No Invasivo. Hospital Universitario Vall dHebró, Barcelona, 2002.
- Hughes, David I., and Duck, Francis A. "Automatic Attenuation Compensation for Ultrasonic Imaging". Ultrasound in Medicine and Biology, 1997; 23,5:651-64.
- Hussey, Matthew. Basic Physics and Technology of Medical Diagnostic Ultrasound. New York: Elsevier, 1985.
- Inbar, Dan and Delevy, Moshe. U.S. Patent 4,852,576. "Time Gain Compensation for Ultrasonic Medical Imaging Systems". August 1989.
- Jensen, A. J., "Linear Description of Ultrasound Imaging Systems". Technical University of Denmark, 2001; 31-48.
- Jensen, A. J., "Ultrasound Systems for Blood Velocity Estimation. Lecture I on Basic Ultrasound Imaging". Technical University of Denmark, 2001.
- Karrer, H. Edward, and Dickey, Arthur M. "Ultrasound Imaging: An Overview." Hewlett-Packard Journal, October 1983; 3-6.
- Maginness, Maxwell G. "Methods and Terminology for Diagnostic Ultrasound Imaging Systems". Proceedings of the IEEE, April 1979; 67,4 :641-53.
- McCarty, K., Stewart, W. Ultrasound Test Objects - The "Cardiff Test System". Greyscale Test Object Documentation. Unit of the University Hospital of Wales, 1990.
- McDicken, W.N., Evans, D.H., Robertson, D.A.R. "Automatic Sensitivity Control in Diagnostic Ultrasonics". Ultrasonics, 1974; 173-6.
- McDicken, W.N. "Diagnostic Ultrasonics. Principles and Use of Instruments.", Churchill Livingstone Ed., 1991; 80.

- Melton, Jr., Hewlett E., Skorton, David J. "Rational Gain Compensation for Attenuation in Cardiac Ultrasonography ". Ultrasonic Imaging, 1983; 5:214-28.
- Mor-Avi, V. Akselrod, S." Digital Path-Dependent Re-compensation of Contrast-Enhanced Echocardiographic Images ". Ultrasound in Medicine & Biology, 1992; 831-842.
- Natarajan, S., "Automatic Gain Control for a Small Portable Ultrasound Device". Massachusetts Institute of Technology, 2001.
- O'Donnell, Matthew. "Quantitative Volume Backscatter Imaging ". IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, January 1983; 30,1:26-36.
- Pincu, Madeleine, et. al. "Attenuation Correction in Echocardiography ". Ultrasonic Imaging, 1986; 8:86-106.
- Pye, S.D., Wild, S.R. and McDicken, W.N. "Adaptive Time Gain Compensation for Ultrasonic Imaging ". Ultrasound in Medicine and Biology, 1992; 18,2:205-212.
- Poularikas, D. A., Ramadan, M. Z." Adaptive Filtering Primer with Matlab ". Taylor & Francis Group, 2006.
- Radovan, J., Torfinn, T., Jiri, J. "Ultrasound Attenuation Imaging ". Journal of Electrical Engineering, 2004; 55,7-8:180-187.
- Rubin, D. Yazbek, N. " Qualitative and Quantitative Effects of Harmonic Echocardiographic Imaging on Endo-cardial Edge Definition and Side-Lobe Artifacts ". Journal of the American Society of Echocardiography, 2000; 10:12-8.
- Venetsanopoulos, A. Cappellini, V. "Real-Time Image Processing ". Multidimensional Systems Techniques and Applications, S.G. Tzafestas Ed. Marcel Dekker Inc.,1986; 345-399.

12. ANEXO A.

Script MATLAB Adquisición, Procesamiento y Algoritmo Adaptable.

% Script de procesamiento de la señal ultrasónica de RF.

% Apertura de los archivos que contienen los datos referentes a la señal
% de radiofrecuencia de un equipo de ultrasonido Acuson 128 XP/10,
% utilizando un transductor sectorial de 4 MHz., el cual genera 131 líneas
% de rastreo con 4096 muestras cada una.

```
nl = 131; % Número de líneas de rastreo.  
nm = 4096; % Número de muestras por línea de rastreo.  
y = fopen('es52im.rf','rb','b'); % Apertura del archivo RF.  
[x] = fread(y,[nm nl],'ushort'); % Lectura de los datos contenidos en el archivo RF.  
fclose(y); % Cierre del archivo RF.
```

% Declaración de constantes utilizadas para desplegar la imagen ultrasónica
% en modo B.

```
fs = 2e+007; % Frecuencia de muestreo en Hz.  
c = 1540; % Velocidad del haz ultrasónico en m/s.  
start_depth = 0.0077; % Profundidad inicial de la imagen en m.  
end_depth = 0.20405; % Profundidad final de la imagen en m.  
angle = 0.010; % Ángulo entre líneas de rastreo en rad.  
image_size = 0.2; % Tamaño de la imagen en m.  
Nx = 512; % Tamaño de la imagen para el eje longitudinal en pixeles.  
Nz = 512; % Tamaño de la imagen para el eje axial en pixeles.  
scaling = 1; % Factor de escala entre la envolvente y la imagen.
```

% Cálculo del intervalo de muestreo.

```
delta_r = c/2/fs; % Intervalo de muestreo en m.
```

% Cálculo del ángulo de la primera línea de rastreo.

theta_start = -nl/2*angle; % Angulo de la primera línea de rastreo en rad.

% Cálculo de la envolvente de la señal de RF, la cual contiene la
% información referente a la amplitud de los ecos así como la distancia que
% se desplaza el haz ultrasónico. Estos datos son necesarios para
% reconstruir la imagen en modo B.

env = abs(hilbert(x)); % Envolvente de la señal ultrasónica de RF.

abs_env = abs(env-(mean(env(:))*ones(nm,nl))); % Magnitud de la envolvente.

% Compresión del rango dinámico y ajuste de la escala de gris a 128 niveles.

log = 20*log10(abs_env); % Definición de la curva de decaimiento logarítmico en dB.

log_env = (log-max(max(log)))/60*127+127; % Compresión del rango dinámico a 60 dB usando
% 128 niveles de gris.

env_int = uint8(log_env); % Formato de los datos de la señal en enteros de 8 bits sin signo.

% Construcción de las tablas para el mapeo de coordenadas polares a rectangulares e
interpolación de los datos.

% Parámetros de entrada:

%

% start_depth - Profundidad inicial de la imagen.

% image_size - Tamaño de la imagen.

% start_of_data - Profundidad inicial de los datos.

% delta_r - Intervalo de muestreo.

% N_samples - Número de muestras en una línea de la envolvente.

% theta_start - Angulo de la primera línea de rastreo.

% delta_theta - Ángulo entre líneas individuales.

% N_lines - Número de líneas adquiridas.

% scaling - Factor de escala entre la envolvente y la imagen.

% Nx - Tamaño de la imagen para el eje longitudinal en pixeles.

% Nz - Tamaño de la imagen para el eje axial en pixeles.

% Salida:

% Las Tablas son almacenadas en el programa en lenguaje C.

% Llamada a función:

```
make_tables(start_depth, image_size, ...  
start_depth, delta_r, size(env_int,1), ...  
theta_start, angle, size(env_int,2), ...  
scaling, Nz, Nx);
```

% Interpolación de la imagen ultrasónica en modo B.

% Parámetros de entrada:

% env_int - Envoltente de la señal comprimida logarítmicamente y

% con formato de entero de 8 bits sin signo.

% Salida :

% img_data - Imagen ultrasónica en modo B representada en una escala

% de gris de 128 niveles.

% Llamada a función:

```
img_data = make_interpolation(env_int);
```

% Despliegue de la imagen ultrasónica en modo B.

```
imagesc(((0:Nx-1)-Nx/2)/Nx*image_size*1000, ...  
(0:Nz-1)/Nz*image_size*1000-start_depth*1000, ...  
img_data)
```

```
colormap(gray)
```

```
axis([-100 100 0 160])
```

```
xlabel('Distancia Lateral [mm]');
```

```
ylabel('Distancia Axial [mm]');
```

```
title('Imagen Ultrasonica en modo B "Cardiff Test Objet");
```

```
colorbar
```

% Imágenes y Gráficas para análisis.

```
abs_env50=abs_env(:,50);
abs_env50ma=promovil(abs_env50,30);
abs_env50sm=(abs_env50-abs_env50ma);

figure(2)
subplot(4,1,1)
plot(abs_env50)
title('Magnitud de la envolvente de línea de rastreo 50')
subplot(4,1,2)
plot(abs_env50ma)
title('Promedio móvil de la magnitud de la envolvente de línea de rastreo 50')
subplot(4,1,3)
plot(1:4096,abs_env50,1:4096,abs_env50ma,'r')
title('Promedio móvil de la magnitud de la envolvente de línea de rastreo 50 con una ventana de
30 muestras')
subplot(4,1,4)
plot(abs_env50sm)
title('Magnitud de la envolvente de línea de rastreo 50 sin media')

figure(3)
subplot(2,2,1)
plot(x)
title('Gráfica de la señal de RF')
subplot(2,2,2)
imagesc(x)
title('Imagen obtenida a partir de la señal de RF')
colormap(gray)

subplot(2,2,3)
plot(abs_env)
title('Gráfica de la envolvente de la señal de RF')
subplot(2,2,4)
imagesc(abs_env)
title('Imagen obtenida a partir de la envolvente de la señal de RF')
colormap(gray)
```



```
figure(4)
subplot(2,2,1)
plot(env_int)
title('Gráfica de la envolvente de la señal de RF comprimida logarítmicamente')
subplot(2,2,2)
imagesc(env_int)
title('Imagen obtenida a partir de la envolvente de la señal de RF comprimida logarítmicamente')
colormap(gray)

subplot(2,2,3)
plot(img_data)
title('Grafica de la señal mapeada e interpolada')
subplot(2,2,4)
imagesc(img_data)
title('Imagen ultrasónica en modo B')
colormap(gray)
```

```
%***** Algoritmo adaptable *****%
```

```
% Calculo de la ganancia única para toda la imagen a través del promedio
% de todas las muestras.
```

```
n=length(abs_env);
Go=0;
for i=1:n
    Go=Go+ abs_env (i);
end
Go=Go/n;
% wo = 0;           % Tamaño de la ventana de suavizado.
% yo = 0;           % Profundidad
syms yo;           % Suavizado de la función de ganancia Go en función de y
Ho=(int(Go(yo); yo-(wo/2); yo+(wo/2))
Ho=Ho/wo
```

```

% Calculo de la ganancia para cada línea de rastreo para llevar
% la señal al nivel medio de grises a partir del cálculo del
% promedio móvil usando las 4096 muestras para cada línea de rastreo.
% Gn = promovil (abs_env,n);
function y = promovil(abs_env,or,type);
if nargin == 2
    if ~isstr(or) & length(or) == 1
        type = 'square'; % Tipo de ventana cuadrada
    else
        type = or;
        or = length(type);
    end;
end;

or = or + not(rem(or,2)); % Ancho de ventana
delta = ceil(or/2);

else
    win = type(:);
end;

N = sum(win); % Suma de las muestras en la ventana
Gn = conv(abs_env (:),win/N); % Calculo del promedio móvil
Gn(1:or) = N* abs_env (1:or)./cumsum(win(1:or)); % Corrección del primer y último valor
Gn(length(abs_env)-or+1:length(abs_env)) = N* abs_env (length(abs_env)- ...
or+1:length(abs_env))./[N;N-cumsum(win(1:or-1))];
Gn = abs_env (delta:length(y)-delta+1); % Ganancia local

% Ganancia aplicada a cada línea de rastreo de la imagen.

Hn=zeros(size(Gn));

for i=1:4096,
    Hn(i,:) = promovil(Gn(i,:),100);
end;

```

% Ajuste del factor de adaptabilidad beta.

```
if Hn >= Ho          % Beta = 0
    Hy = Ho
elseif Hn < Ho
    Hy = 0.5Hn + 0.5 Ho  % Beta = 0.5;
end
```

% Calculo del error cuadrático medio.

```
MSE_P_U=((1/prod(size(double(env_int))))*(sum(sum(((double(env_int)-double(IU)).^2))))
MSE_P_L=((1/prod(size(double(env_int))))*(sum(sum(((double(env_int)-double(IL)).^2))))
MSE_P_A=((1/prod(size(double(env_int))))*(sum(sum(((double(env_int)-double(IA)).^2))))
```

13. ANEXO B.

Mapeo e interpolación de la imagen ultrasónica en modo B.

```
/* Declaración de librerías incluidas en C */
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include <math.h>
#include <string.h>
#include <ctype.h>

/* Declaración de definiciones incluidas en el archivo mex.h */
#include "mex.h"

/* Definición de las constantes globales usadas por el programa */
#define Nz_max 1024 /* Número máximo de píxeles en la dirección x */
#define Nx_max 1024 /* Número máximo de píxeles en la dirección y */
#define Ncoef_max 4 /* Número máximo de coeficientes de ponderación */

/* Coeficientes para la ponderación de los datos de la imagen */
float weight_coef[Nz_max * Nx_max * Ncoef_max];
int N_values; /* Número de valores para calcular en la imagen */
int index_samp_line[Nz_max * Nx_max]; /* Índice para el número de muestras */
int image_index[Nz_max * Nx_max]; /* Índice para la matriz de la imagen */
boolean table_set_up = 0; /* Indicador de tabla */
double start_depth; /* Profundidad de inicial en metros */
double image_size; /* Tamaño de la imagen en metros */
double start_of_data; /* Profundidad de los datos en metros */
int N_samples; /* Numero de datos muestreados */
double delta_r; /* Intervalo de muestreo para los datos en metros */
double theta_start; /* Ángulo para la primera línea de rastreo en la imagen */
double delta_theta; /* Incremento angular entre líneas de rastreo */
int N_lines; /* Número de líneas de rastreo adquiridas */
double scaling; /* Factor de escalamiento entre la envolvente y la imagen */
int Nz, Nx; /* Tamaño de la imagen en píxeles */
```

```
/* Función que calcula las diferentes tablas de ponderación para la interpolación */
void make_tables (double start_depth, /* Profundidad para el inicio de la imagen en metros */
double image_size, /* Tamaño de la imagen en metros */
double start_of_data, /* Profundidad para el inicio de los datos en metros */
double delta_r, /* Intervalo de muestreo para los datos en metros */
int N_samples, /* Número de muestras de datos */
double theta_start, /* Ángulo para la primera línea de rastreo en la imagen */
double delta_theta, /* Incremento angular entre líneas de rastreo */
int N_lines, /* Número de líneas de rastreo adquiridas */
double scaling, /* Factor de escalamiento entre la envolvente y la imagen */
int Nz, /* Tamaño de la imagen en píxeles */
int Nx, /* Tamaño de la imagen en píxeles */
float * weight_coef, /* Tabla de ponderación */
int * index_samp_line /* Índice para el número de dato muestreado */
int * image_index, /* Índice para la matriz imagen */
int * N_values) /* Número de valores a calcular en la imagen */
int i,j; /* Contadores de ciclo */
double z,z2,x; /* Coordenadas de la imagen en metros */
double dz,dx; /* Incremento en las coordenadas de la imagen en metros */
double radius; /* Distancia Radial */
double theta; /* Ángulo en grados */
double samp; /* Número de muestra a interpolar */
double line; /* Número de línea a interpolar */
int index_samp; /* Índice para el número de dato muestreado */
int index_line; /* Índice para el número de línea de datos */
double samp_val; /* Sub-muestra para la interpolación */
double line_val; /* Sub-línea para la interpolación */
boolean make_pixel; /* Indica el valor del pixel usado en la imagen */
int ij_index; /* Índice dentro del arreglo */
int ij_index_coef; /* Índice dentro de los coeficientes del arreglo */
```

```
/* Definición del tamaño de la imagen */
dz = image_size/Nz;
dx = image_size/Nx;
z = start_depth;
ij_index = 0;
ij_index_coef = 0;
for (i=0; i<Nz; i++)
{
    x = -image_size/2;
    z2 = z*z;
    for (j=0; j<Nx; j++)
    {

/* Encuentra las muestras a seleccionar dentro del arreglo de la envolvente */
radius = sqrt(z2+x*x);
theta = atan2 (x,z);
samp = (radius - start_of_data)/delta_r;
line = (theta - theta_start)/delta_theta;
index_samp = floor(samp);
index_line = floor(line);

/* Prueba si las muestras seleccionadas se encuentran fuera del arreglo */
make_pixel = (index_samp >= 0) && (index_samp+1 < N_samples)
&& (index_line >= 0) && (index_line+1 < N_lines);
if (make_pixel)
{
    samp_val = samp - index_samp;
    line_val = line - index_line;

/* Calculo de los coeficientes */
weight_coef[ij_index_coef ] = (1-samp_val)*(1-line_val)*scaling;
weight_coef[ij_index_coef + 1] = samp_val *(1-line_val)*scaling;
weight_coef[ij_index_coef + 2] = (1-samp_val)* line_val *scaling;
weight_coef[ij_index_coef + 3] = samp_val * line_val *scaling;
```

```

index_samp_line[ij_index] = index_samp + index_line*N_samples;
image_index[ij_index] = (Nx-j-1)*Nz + i;
ij_index++;
ij_index_coef = ij_index_coef + 4;
}
x = x + dx;
}
z = z + dz;
}
*N_values = ij_index;
printf ("Table has now been set-up, %d x %d, %d %d values\n",Nz,Nx,ij_index,*N_values);
}

/* Función que realiza la interpolación de la imagen actual */
void make_interpolation (unsigned char *envelope_data, /* Detección de la envolvente */
int N_samples, /* Numero de datos en una línea envolvente */
int *index_samp_line, /* Índice para el número de datos muestreados */
int *image_index, /* Índice para la matriz imagen */
float *weight_coef, /* Tabla de ponderación */
int N_values, /* Número de valores a calcular en la imagen */
unsigned char *image /* Imagen resultante */
int i; /* Contadores de ciclo */
int ij_index_coef; /* Índice de los coeficientes dentro del arreglo */
unsigned char *env_pointer; /* Apuntador a los datos de la envolvente */
float *weight_pointer; /* Apuntador a los coeficientes de ponderación */

ij_index_coef = 0;
for (i=0; i<N_values; i++)
{
weight_pointer = &(weight_coef[ij_index_coef]);
env_pointer = &(envelope_data[index_samp_line[i]]);
image[image_index[i]]
= weight_pointer[0] * env_pointer[0]
+ weight_pointer[1] * env_pointer[1]
+ weight_pointer[2] * env_pointer[N_samples]
+ weight_pointer[3] * env_pointer[N_samples+1] + 0.5;
}

```

```

    ij_index_coef = ij_index_coef + 4;
}
}

/* Función invocada por Matlab para realizar la llamada de las subrutinas */
/* que realizan la interpolación y la definición de la tabla para la imagen */
void mexFunction (int nlhs, mxArray *plhs[],
                  int nrhs, const mxArray *prhs[])
int main_code; /* Código que determina el procedimiento llamado */
              /* 1 - Definición de la tabla */
              /* 2 - Interpolación de la imagen */
unsigned char *envelope_data; /* Apuntador al detector de envoltorio y al dato comprimido */
int          dimension[2]; /* Dimensión del arreglo resultante */

/* Revisión del número apropiado de argumentos */
if (nrhs == 0)
    mexErrMsgTxt("Error 1: Llamada incorrecta al código fast_int mex");

/* Obtención del código de la función */
main_code = floor(mxGetScalar (prhs[0]) + 0.5);
/* Extensión hacia las funciones de interpolación y construcción de tabla */
switch (main_code)
{

/* Construcción de la tabla para la interpolación de la imagen */
    case 1:{
        if ((nrhs<2) && (nlhs<1))
            mexErrMsgTxt("Error 5: Demasiados parámetros de entrada para hacer la tabla ");
        else
            {

/* Decodifica las variables para la tabla */
start_depth = mxGetScalar (prhs[1]); /* Profundidad para el inicio de la imagen en metros */
image_size = mxGetScalar (prhs[2]); /* Tamaño de la imagen en metros */
start_of_data = mxGetScalar (prhs[3]); /* Profundidad para el inicio de los datos en metros */
delta_r = mxGetScalar (prhs[4]); /* Intervalo de muestreo para los datos en metros */

```



```
/* Número de muestras en una línea de la envolvente */
N_samples = floor(mxGetScalar (prhs[5]) + 0.5);
theta_start = mxGetScalar (prhs[6]);          /* Ángulo para la primera línea en la imagen */
delta_theta = mxGetScalar (prhs[7]);          /* Ángulo entre líneas individuales */
N_lines = floor(mxGetScalar (prhs[8]) + 0.5); /* Número de líneas adquiridas */
scaling = mxGetScalar (prhs[9]);              /* Factor de escala entre la envolvente y la imagen */
Nz = floor(mxGetScalar (prhs[10]) + 0.5);     /* Tamaño de la imagen en píxeles */
Nx = floor(mxGetScalar (prhs[11]) + 0.5);     /* Tamaño de la imagen en píxeles */

/* Llamada al procedimiento que construye la tabla */

    make_tables (start_depth, image_size, start_of_data, delta_r, N_samples,
                 theta_start, delta_theta, N_lines, scaling, Nz, Nx,
                 weight_coef, index_samp_line, image_index, &N_values);
    table_set_up = 1;
}
break;
}

/* Interpolación de la imagen */
case 2:{
    if (table_set_up != 1)
        mexErrMsgTxt("Error 3: Crear primero la tabla con la función make_table antes de
                      realizar la interpolación.");
    else
        if ((nrhs<2) && (nlhs<1))
            mexErrMsgTxt("Error 4: Demasiados parámetros de entrada o salida para realizar la
                          interpolación");
    else

/* Decodificación de las variables antes de la llamada */
envelope_data = (unsigned char *) mxGetPr (prhs[1]); /* Detección de la envolvente */

/* Crea el arreglo donde se guarda la imagen */
    dimension[0]=Nz;
    dimension[1]=Nx;
```

```
plhs[0] = mxCreateNumericArray(2, dimension, mxUINT8_CLASS, mxREAL);
make_interpolation (envelope_data, N_samples,
                    index_samp_line, image_index, weight_coef, N_values,
                    (unsigned char *) mxGetPr(plhs[0]));
    }
    break;
}
default: {mexErrMsgTxt("Internal Error 2: Código principal incorrecto en fast_int.");
    break;
}
}

return;
```

14. GLOSARIO

Absorción: Proceso que contribuye a la atenuación del haz ultrasónico a partir de la pérdida de energía y conversión en calor por efecto de la fricción del haz con las moléculas del medio.

Anecoico: Característica de una estructura que no produce ecos internos.

Atenuación: Es la disminución de la amplitud e intensidad de la onda ultrasónica al viajar a través de un medio. La atenuación se produce a partir de los efectos combinados de absorción, reflexión y dispersión.

Beamforming: Proceso para direccionar y enfocar un haz ultrasónico a partir del uso de múltiples ondas.

Ecogénico: Propiedad de algunos tejidos y estructuras de reflejar el ultrasonido, permitiendo generar imágenes a partir de la intensidad de los ecos.

Frame Rate: Es el número de veces por segundo que se rastrea para construir una imagen. El tiempo entre la transmisión y recepción determina el frame rate, a mayor intervalo de tiempo entre el pulso transmitido y el eco recibido menor es el frame rate.

Ganancia: Es el grado de amplificación que sufren los ecos provenientes de una interfase.

Impedancia Acústica: Es la reflexión que se produce cuando las ondas del ultrasonido atraviesan un medio particular dependiendo de la densidad del mismo.

Interfase: Conjunto de ecos intensos que delimitan la frontera de los tejidos, causada por la diferencia entre la impedancia acústica de dos estructuras adyacentes. En esta interfase una porción del pulso ultrasónico es reflejado y otra porción es dispersada.

Punto Focal: Es el punto de un haz de ultrasonido focalizado que tiene la mayor intensidad cuando se mide en un medio no atenuado. En términos prácticos es donde hay mayor resolución.

Rango Dinámico: Es el intervalo de amplitud de la señal extendida desde la más alta señal no saturada hasta la menor señal claramente discernible por encima del ruido. Se expresa en decibeles. Un rango dinámico bajo implica imágenes de gran contraste, mientras que un rango dinámico alto plantea un mejor uso de la escala de grises.

Resolución: Es el parámetro de un sistema de imágenes por ultrasonido que describe su capacidad para detectar interfaces muy próximas y muestra los ecos presentes como objetos distintos y separados. Cuanto mayor sea la resolución, mejor es la calidad de una imagen.

Saturación: Ocurre cuando las señales recibidas superan el límite de amplitud del sistema.

TGC: Compensación de la ganancia para contrarrestar la atenuación del haz ultrasónico mediante la amplificación no lineal de los ecos en función de la profundidad. A mayor profundidad menor ganancia aplicada y viceversa.

Zona Focal: Es la porción del haz que se extiende axialmente a cada lado del punto focal en la cual la amplitud del eco estándar no se reduce a más de 6 dB. En términos prácticos es la zona donde la resolución es óptima.