

# PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

## FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA  
**UNIVERSIDAD**  
**CATÓLICA**  
DEL PERÚ

### Adquisidor de datos ultrasónicos de baja y mediana frecuencia

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

**EDSON IGOR YUPANQUI ALIAGA**

**ASESOR: Roberto J. Lavarello Montero**

Lima, Noviembre del 2013

## Resumen

El uso de las imágenes médicas en el diagnóstico clínico es cada vez mayor. Dentro de todas las técnicas que existen para generar imágenes del interior del cuerpo, el ultrasonido es una de las que más se utilizan. Pero los equipos que trabajan con ultrasonido poseen precios elevados. Por eso, lo que se busca es desarrollar tecnologías que permitan trabajar con ultrasonidos a un menor costo.

Existe un trabajo de tesis previo, pero actualmente el equipo que se desarrolló, no se encuentra en funcionamiento. Por eso, el objetivo de la presente tesis es rediseñar, construir y verificar el funcionamiento de un circuito receptor de señales de ultrasonido que toma como base este trabajo previo.

Básicamente se buscó incrementar las potencialidades de este equipo previo como son la frecuencia de muestreo, la resolución de bits y la capacidad de almacenamiento del mismo. También se verificará que el ancho de banda de la señal de entrada del circuito sea de por lo menos 10 MHz y se obtenga una ganancia de 20 a 40 dB.

# ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 1: ACERCA DE LAS IMÁGENES MÉDICAS</b>	<b>2</b>
1.1. Imágenes médicas	2
1.2. Técnicas de imágenes médicas	2
1.2.1. Radiología	2
1.2.2. Medicina nuclear	3
1.2.3. Resonancia magnética	3
1.2.4. Ultrasonido	3
1.3. Marco problemático	4
<b>CAPÍTULO 2: ACERCA DEL ULTRASONIDO</b>	<b>6</b>
2.1. Estado del arte	6
2.2. Modelo teórico	8
2.3. Objetivos	9
2.3.1. Objetivo principal	9
2.3.2. Objetivo específico	10
<b>CAPÍTULO 3: DISEÑO DEL ADQUISIDOR DE DATOS ULTRASÓNICOS</b>	<b>11</b>
3.1. Consideraciones del diseño	11
3.2. Diagrama de bloques	12
3.3. Sistema Electrónico	13
3.3.1. Acondicionador	13
3.3.1.1. Limitador de voltaje	13
3.3.1.2. Amplificación	13
3.3.1.3. Filtros	14
3.3.2. Digitalizador	16
3.3.2.1. Conversor análogo digital	16
3.3.2.2. Buffer de almacenamiento temporal	18
3.3.2.3. Microcontrolador	18
3.4. Principio de funcionamiento del sistema	21

3.5.	Software del sistema	23
3.5.1.	Software del microcontrolador	23
3.5.2.	Diagrama de flujo del software del microcontrolador	23
3.5.3.	Software de la computadora	24
3.5.3.1.	Consideraciones previas	24
3.5.3.2.	Características y funcionamiento	25
<b>CAPÍTULO 4: PRUEBAS</b>		<b>27</b>
4.1.	Pruebas de amplificador	27
4.2.	Prueba del digitalizador con generador de señales	30
4.3.	Pruebas del digitalizador con PULSER	34
4.4.	Pruebas con el digitalizador y amplificador en conjunto	37
<b>CONCLUSIONES</b>		<b>41</b>
<b>RECOMENDACIONES</b>		<b>42</b>
<b>FUENTES</b>		<b>43</b>
<b>ANEXOS</b>		

# INTRODUCCIÓN

Actualmente, los médicos y personal de salud, utilizan diversas técnicas de imágenes clínicas para poder ayudarse a diagnosticar cualquier tipo de enfermedades en sus pacientes. Las más conocidas son la técnica de radiografía, resonancia magnética, ultrasonido y medicina nuclear.

De todas las técnicas mencionadas, el ultrasonido es muy usado actualmente para dicho fin. Esto se debe a que esta técnica no usa energía ionizante para la generación de las imágenes. Por otro lado, los equipos han evolucionado de tal manera que ahora se pueden obtener imágenes de alta calidad usando esta técnica.

El diagnóstico mediante ultrasonido se usa en diversas especialidades de la medicina como la ginecología, obstetricia y cardiología. Esto se debe a que se trata de una técnica no invasiva que permite generar imágenes del interior del cuerpo. Además, no existe riesgo para el paciente porque como se mencionó, no se lo somete a ningún tipo de energía ionizante. Esto es esencial para evitar alterar el desarrollo normal de los fetos en formación en las mujeres embarazadas.

Sin embargo, esta técnica no es barata. Dentro de los escáneres y equipos para la generación de las imágenes medicas, los de ultrasonido son los de menor costo. Pero aún así los sistemas clínicos tienen precios elevados. Esto suele ser un limitante para que algunos centros de atención que limitados en presupuesto, no puedan acceder a las bondades de este tipo de diagnósticos.

# CAPÍTULO 1

## ACERCA DE LAS IMÁGENES MÉDICAS

### 1.1. Imágenes médicas

Actualmente, para poder realizar un adecuado diagnóstico, los médicos necesitan “ver” la causa de las dolencias de sus pacientes. Para ello se apoyan en técnicas que les permite generar imágenes del cuerpo sin tener que recurrir a la cirugía o algún otro método invasivo [9], [12]. Las imágenes generadas contienen información del sector de interés del cuerpo. Estas luego serán analizadas por el especialista para poder dar acertadamente un diagnóstico y así poder proponer el tratamiento adecuado [9].

### 1.2. Técnicas de imágenes médicas

Se llaman así a las diversas modalidades que existen para generar las imágenes médicas [12]. La diferencia principal está en el tipo de energía que usan para dicho fin. Algunas usan energía ionizante como los rayos X o gamma; otras en cambio usan ondas mecánicas de alta frecuencia o aprovechan las propiedades magnéticas de determinadas moléculas presentes en el organismo [13]. Existen diversas técnicas para generar imágenes médicas, de las cuales las más conocidas son la radiología, la medicina nuclear, la resonancia magnética y el ultrasonido [14].

#### 1.2.1. Radiología

Es actualmente el procedimiento más usado y difundido para la generación de imágenes del cuerpo. Se caracteriza básicamente por usar radiación electromagnética ionizante (Rayos X) y la diferencia de densidad de los tejidos para generar las imágenes deseadas [12] [13], [14].

### 1.2.2. Medicina nuclear

En esta técnica, primero al paciente se le inyecta o se le hace ingerir una sustancia radioactiva apropiada que de acuerdo a la biología del organismo, se depositará en una determinada zona. Con esto, la imagen que se obtiene representa la zona donde se depositó la sustancia radioactiva en el cuerpo [13], [14].

### 1.2.3. Resonancia magnética

Es una de las técnicas de reciente aparición. Se caracteriza porque no expone al paciente a radiación electromagnética. Esta técnica usa la propiedad de la resonancia magnética nuclear para generar las imágenes. En este caso, los núcleos atómicos del hidrogeno presente en el cuerpo absorben y emiten energía que generalmente son ondas de radio, a una frecuencia muy precisa las cuales son detectadas por una antena [13], [14].

### 1.2.4. Ultrasonido

También conocido como ecografía, esta técnica usa transductores eléctricos a acústicos para generar ondas de sonido de alta frecuencia (1MHz a 10MHz generalmente) las que son recibidas por el transductor. Estas ondas reflejadas son procesadas para obtener las imágenes deseadas [8], [9], [11], [12], [13], [14].



a) Escáner de medicina nuclear



b) Escáner de radiografía



c) Escáner de resonancia magnética



d) Escáner de ultrasonido

**Figura 1.1: Diversos escáneres usados para generar Imágenes Médicas. [15], [16], [17], [18].**

### 1.3. Marco problemático.

De las técnicas descritas anteriormente, tanto la radiología como la medicina nuclear implican un riesgo para el paciente debido a que lo exponen a radiación directa. Esta exposición, aunque es muy poca y por muy corto tiempo, a largo plazo puede producir daños en el paciente [9], [10], [12], [13], [14].

Por otro lado, las técnicas por resonancia magnética y ultrasonido no exponen a los pacientes a energía ionizante lo que las hace más seguras [13], [14]. Sin embargo, los equipos de resonancia magnética son muy complejos y voluminosos por lo que su costo suele ser muy elevado [9], [10].

En el mundo y en especial el Perú, muchas personas viven en ambientes rurales y los centros médicos de estos lugares muchas veces no poseen recursos para poder obtener estos equipos debido al alto costo que implica el adquirirlos y darles mantenimiento. Es entonces que se hace necesario desarrollar nuevas tecnologías, más económicas, seguras y que se acomoden al ámbito rural donde se van a usar.

Es en esta problemática, que surge la idea de utilizar el ultrasonido como alternativa para los ambientes rurales debido a que esta técnica no usa

energía ionizante como los otros métodos. Además, los equipos que trabajan con ultrasonido son mucho más baratos, pequeños y robustos comparados con los otros. Sin embargo, a pesar de ser relativamente baratos, aún tienen un costo elevado. Es por eso que se necesita desarrollar tecnología orientada a aplicaciones rurales porque se necesita instrumentación adicional a bajo costo. Se va a empezar con un sistema de un solo transductor para sentar base y después trabajar con arreglos que es lo que se da en la práctica clínica.

Para el presente trabajo, existe un trabajo de tesis previo [11], cuya electrónica actualmente no se encuentra en funcionamiento y el cual se mejorará. El sistema planteado en el presente trabajo se basa en este trabajo previo.



## CAPÍTULO 2

### ACERCA DEL ULTRASONIDO

#### 2.1. Estado del arte

La generación de imágenes con ultrasonido para uso clínico está muy usada y difundida actualmente en el ámbito médico, con cerca del 25% de exámenes realizados anualmente (2003) [3], lo que la ubica sólo detrás de las radiografías. Una de las principales ventajas del ultrasonido es que no expone a los pacientes a energía ionizante, Además los equipos que operan con ultrasonido son más robustos y pequeños lo que los hace más baratos en comparación con otros tipos de equipos y permite su fácil movilidad y maniobrabilidad dentro del ambiente clínico [12], [13], [14]. Esta técnica también ayuda a hacer diagnósticos clínicos rápidamente y en tiempo real [12].

La técnica del ultrasonido se basa en usar un transductor eléctrico a mecánico (piezoeléctrico) [10], [11]. Este transductor convierte los pulsos eléctricos en señales acústicas que se propagan a través del cuerpo en la zona a analizar. Estas señales al interactuar con los órganos del cuerpo producen ecos los cuales son detectados por el transductor [10], [11]. Luego, el transductor se encarga de recibir estos ecos y convertir las señales acústicas recibidas en señales eléctricas, las cuales posteriormente son digitalizadas y enviadas a una computadora para ser procesadas y obtener las imágenes respectivas.

Dentro de las muchas aplicaciones de las imágenes por ultrasonido tenemos el ultrasonido obstétrico que lo que busca es generar imágenes de los fetos en formación. Estas imágenes son hechas desde diferentes ángulos para así poder tener una mejor visión del feto. Esto permite detectar oportunamente diversas anomalías durante su desarrollo prenatal. Este método de generación de imágenes es seguro porque no involucra el uso de radiación

que puede alterar el desarrollo del feto como es el caso de los Rayos X [4], [9], [11].

Otra aplicación es la ecocardiografía que mediante ultrasonidos, brinda información acerca de la forma, el tamaño y la fuerza del corazón así como el movimiento y grosor de sus paredes y el funcionamiento de sus válvulas [2], [6], [9]. También existen aplicaciones de ultrasonido de alta frecuencia (20MHz) las cuales son usadas en dermatología, oftalmología y en estudios intravasculares [5], [10], [19].

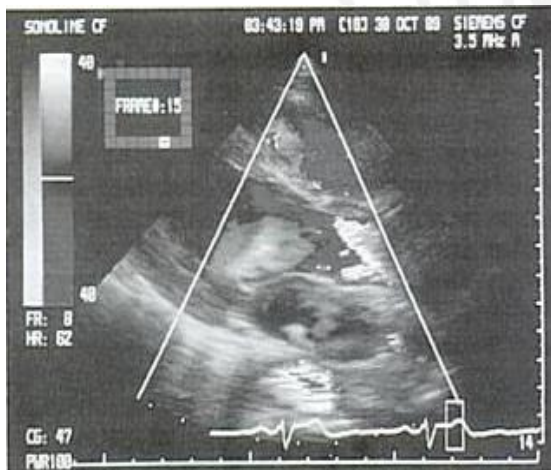


Figura 2.1: Ecocardiografía. [13]



Figura 2.2: Imagen de un feto. [4]

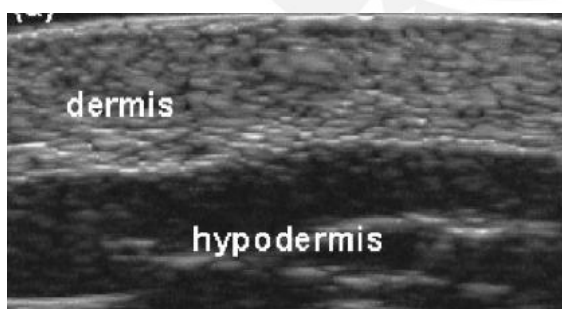


Figura 2.3: Imagen de la piel. [5]

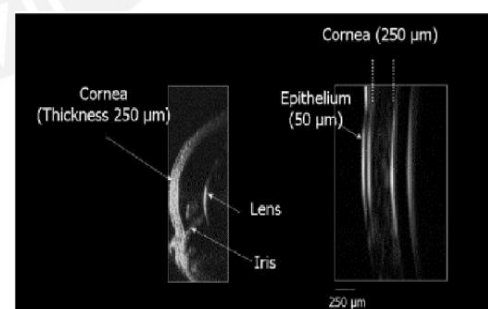


Figura 2.4: Imagen de córnea. [5]

## 2.2. Modelo teórico

Para poder desarrollar nuevos equipos médicos orientados a la generación de imágenes por ultrasonido, se debe desarrollar tarjetas receptoras capaces de digitalizar señales provenientes de transductores ultrasónicos. Debido a que la señal recibida es muy pequeña, el sistema receptor deberá contar con una etapa previa de amplificación. En la etapa de digitalización, el sistema contará con un conversor análogo-digital (ADC) para la digitalización de la señal de entrada. También contará con una memoria de almacenamiento temporal para no perder los datos que el ADC envíe mientras este toma las muestras. Finalmente, el microcontrolador es el que controlará a la memoria FIFO y enviará toda la información que éste reciba del ADC, a la computadora.

Para la etapa de amplificación se tienen que considerar tres etapas adicionales. La primera es un circuito protector, cuya función es limitar el voltaje que ingrese a la tarjeta a un nivel máximo. Esto es para evitar que los sobrepicos de voltaje que se generan en el transductor dañen el resto de los componentes. La segunda etapa es la amplificación propiamente dicha la cual consta de un arreglo de OPAMPs en cascada. Con esto se busca elevar a la señal de entrada de pocas decenas de milivoltios a niveles apreciables de voltaje que luego serán digitalizados. La última etapa está conformada por los filtros. Estos limitarán el espectro de frecuencias que se recibe a la banda deseada y así evitar posibles interferencias.

La etapa de digitalización se logra mediante un conversor análogo-digital (ADC). Este se encarga de convertir la señal analógica de entrada a bits para que más adelante pueda ser procesada por una computadora.

Toda la información que el ADC proporcione, se almacenará temporalmente en la memoria FIFO mientras dure la toma de datos. Una vez finalizado este proceso, la información será enviada a la memoria del microcontrolador.

El microcontrolador que controla tanto al conversor análogo-digital (ADC) como a la memoria FIFO, tiene la tarea de enviar las respectivas señales de control a ambos periféricos para que exista sincronía durante la toma de

datos. El microcontrolador también se encarga de enviar los datos de la FIFO a la computadora.

Como se mencionó en el capítulo 1, el presente trabajo trata de mejorar lo hecho años atrás en un trabajo de tesis previo. En dicho trabajo, se tiene un amplificador de ganancia 40 dB; pero no se tiene acceso a la etapa intermedia de 20 dB y lo que se quiere es poder acceder a esta etapa. También se requiere de un atenuador para así poder tener una salida regulable de la señal.

La tesis anterior cuenta con un ADC de 12 bits. Pero debido al amplio rango dinámico del ultrasonido como por ejemplo para medir la velocidad de flujo de la sangre o en el caso de la elastografía por radiación acústica, las señales involucradas son muy pequeñas y los 12 bits de resolución a veces no son suficientes para reconstruir adecuadamente estas señales. Por ello se aumentará la resolución incrementando el número de bits del ADC.

El trabajo anterior, también cuenta con una memoria de almacenamiento temporal con capacidad de almacenamiento de 2048 palabras de 16 bits por palabra. Lo que se requiere es poder obtener una mayor cantidad de datos con los cuales trabajar.

Finalmente, el trabajo anterior opera a una frecuencia de 20 MHz con lo que el ADC proporciona 20MSPS. Esto cumple con el límite mínimo de Nyquist para muestrear una señal de frecuencia central de 10 MHz. En el presente trabajo de tesis se buscará aumentar esta frecuencia de trabajo y poder obtener más muestras para la señal.

## **2.3. Objetivos**

### **2.3.1. Objetivo principal**

Diseñar, construir y verificar una tarjeta de adquisición de datos recibidos por transductores ultrasónicos en el rango de 1MHz hasta 10MHz.

### 2.3.2. Objetivos específicos

- Verificar experimentalmente que el amplificador construido provea un ancho de banda a -3dB de 10 MHz, además de una ganancia de 20 a 40 dB.
- Diseñar el digitalizador para incrementar sus parámetros principales como son la frecuencia de muestreo a 40MHz, el número de bits a 14 y la capacidad de almacenamiento de datos a 4096.
- Permitir la comunicación del dispositivo desarrollado con una computadora para el posterior almacenamiento y reconstrucción de la señal en la misma.



## CAPÍTULO 3

# DISEÑO DEL ADQUISIDOR DE DATOS ULTRASÓNICOS

### 3.1. Consideraciones del diseño

Como se mencionó en el Capítulo 2, la tarjeta electrónica del adquisidor de datos a desarrollar, consta de 2 partes fundamentales, el acondicionamiento de la señal de entrada y la digitalización de la misma.

Para la etapa de acondicionamiento, debemos tener en cuenta primero que la señal que se va a recibir es muy pequeña, debido a la atenuación que sufre la onda cuando se envía a través del cuerpo y regresa al transductor. Por eso, se debe diseñar un circuito que sea capaz de amplificar lo suficiente la señal de entrada para que se pueda trabajar adecuadamente en la parte de digitalización. Otro aspecto importante a tener en cuenta es que los transductores ultrasónicos funcionan como emisor y receptor. Para poder emitir los pulsos ultrasónicos, los transductores generan un pulso eléctrico que superan los 100V pico. Este nivel de voltaje es perjudicial para los circuitos que se usarán ya que estos solo trabajan hasta un máximo de 5V. Por eso, para prevenir esto, se colocará un circuito limitador de voltaje como protección a la entrada de los amplificadores. Por otra parte, se utilizarán filtros en la salida de los amplificadores para limitar el ancho de banda a la región en la que se desea trabajar.

Para la etapa de digitalización, debemos tener en cuenta primero el número de bits con el que se va a digitalizar la señal. Si se trabaja con menos de 12 bits (8 o 10 bits), la resolución será muy pobre [11]. Por eso, para efectos de ultrasonido, se recomienda trabajar como mínimo con 12 bits de resolución [11]. También se debe tener en cuenta la frecuencia a la que se tomarán las muestras; para el caso de la presente tesis, el rango de frecuencias con las que trabajan las señales de entrada está entre 1MHz a 10MHz. Por lo tanto,

la frecuencia mínima a la que se debería trabajar cumpliendo el criterio de Nyquist, será de 20MHz. También se debe tener en cuenta un buffer que almacenará temporalmente los datos enviados por el ADC. Finalmente, se usará un microcontrolador, para extraer la información del buffer y enviarlo a la computadora.

### 3.2. Diagrama de bloques

A continuación se muestra el diagrama de bloques del digitalizador planteado.

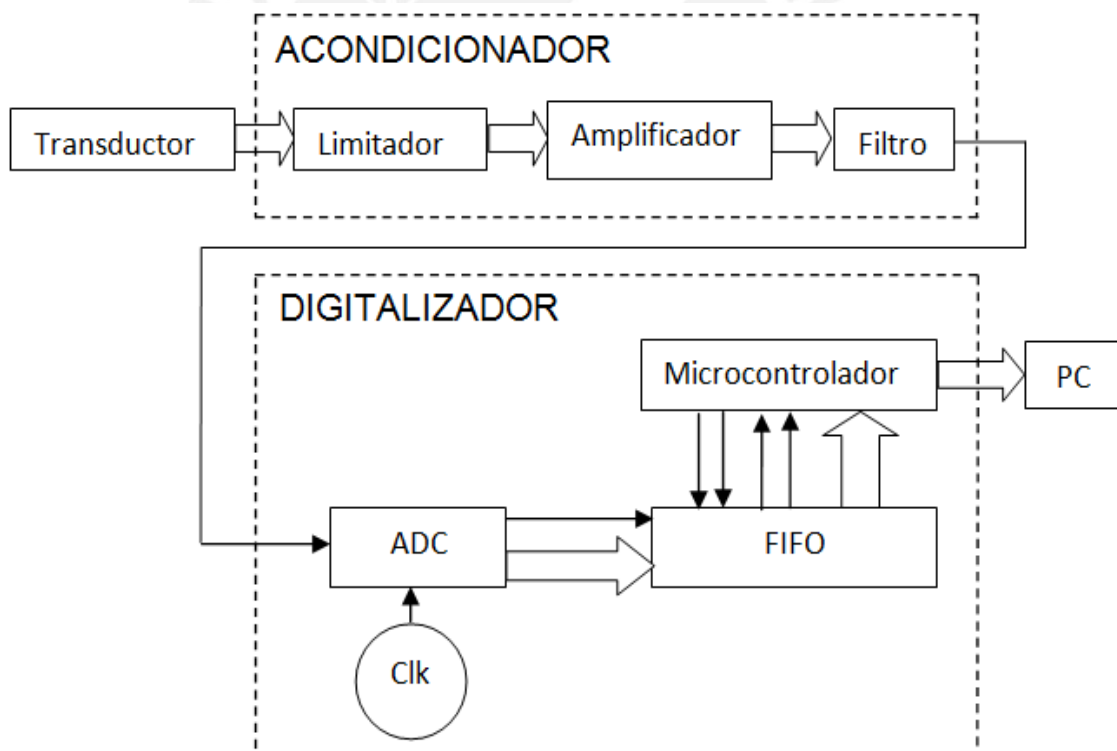


Figura 3.1: Diagrama de Bloques del Sistema Planteado

### 3.3. Sistema electrónico

Como se mencionó en el Capítulo 2, el sistema propuesto consta de 2 bloques principales; el acondicionador y el digitalizador. Para el diseño del acondicionador se consideraron las siguientes partes:

- Limitador de voltaje
- Amplificador
- Filtros

Para el diseño del digitalizador se consideraron las siguientes partes:

- Conversor análogo digital
- Buffer de almacenamiento temporal
- Microcontrolador

#### 3.3.1. Acondicionador

El acondicionador cuenta con las siguientes partes.

##### 3.3.1.1. Limitador de voltaje

Como se mencionó anteriormente, los transductores ultrasónicos generan picos de tensiones que superan los 100V. Esto es un problema debido a que los circuitos integrados con los que se trabaja pueden soportar como máximo 5v. Tener tensiones por encima de este límite los deterioraría irremediablemente. Por eso antes de colocar cualquier componente, se colocará un arreglo de diodos Zener para fijar el voltaje en la entrada. Así, se limita el voltaje a un máximo de 5v con lo que se evitarán daños en las etapas posteriores del circuito.

##### 3.3.1.2. Amplificación

Se indicó en la parte anterior que el eco recibido por el transductor es muy pequeño (orden de los milivoltios). Por eso, se la amplificará a niveles más altos, para su posterior digitalización. Para tal fin, se usó el amplificador operacional de la Texas Instruments OPA699. Las características más importantes de este OPAM se detallan en la siguiente tabla.

Tabla 3.1: Parámetros del OPA699

Parámetro	Valor	Unidades
Voltaje de alimentación	+/- 5	V
Mínima ganancia de operación estable	+4	-
Impedancia de entrada	3.5	MΩ
Capacitancia de entrada	1	pF
Ancho de banda @ Ganancia = 10	100	MHz
Impedancia de salida en lazo cerrado	0.8	Ω

Para esta etapa se usaron 2 de estos dispositivos conectados en cascada. Además, cada uno está en configuración no inversora con ganancia de +10. Esto se hizo para poder trabajar también con la etapa intermedia de la señal. A parte de los amplificadores, también se hizo un atenuador seleccionable a  $\frac{3}{4}$ ,  $\frac{1}{2}$  y  $\frac{1}{4}$  para poder regular la amplitud de la señal de entrada.

### 3.3.1.3. Filtros

La señal que se toma a la entrada, viene acompañada de interferencia. Por eso, se requiere de una etapa de filtrado de la señal de entrada para limitarla al rango en el cual se va a trabajar que va de 1MHz a 10MHZ. Para la presente tesis, se usó un filtro pasa altos pasivo de primer orden para reducir la interferencia provocada por señales de baja frecuencia y de la línea de alimentación. También se usó un filtro pasa bajos pasivo de primer orden para reducir la interferencia de alta frecuencia en el convertor ADC.

A continuación se muestra el diagrama esquemático del acondicionador.

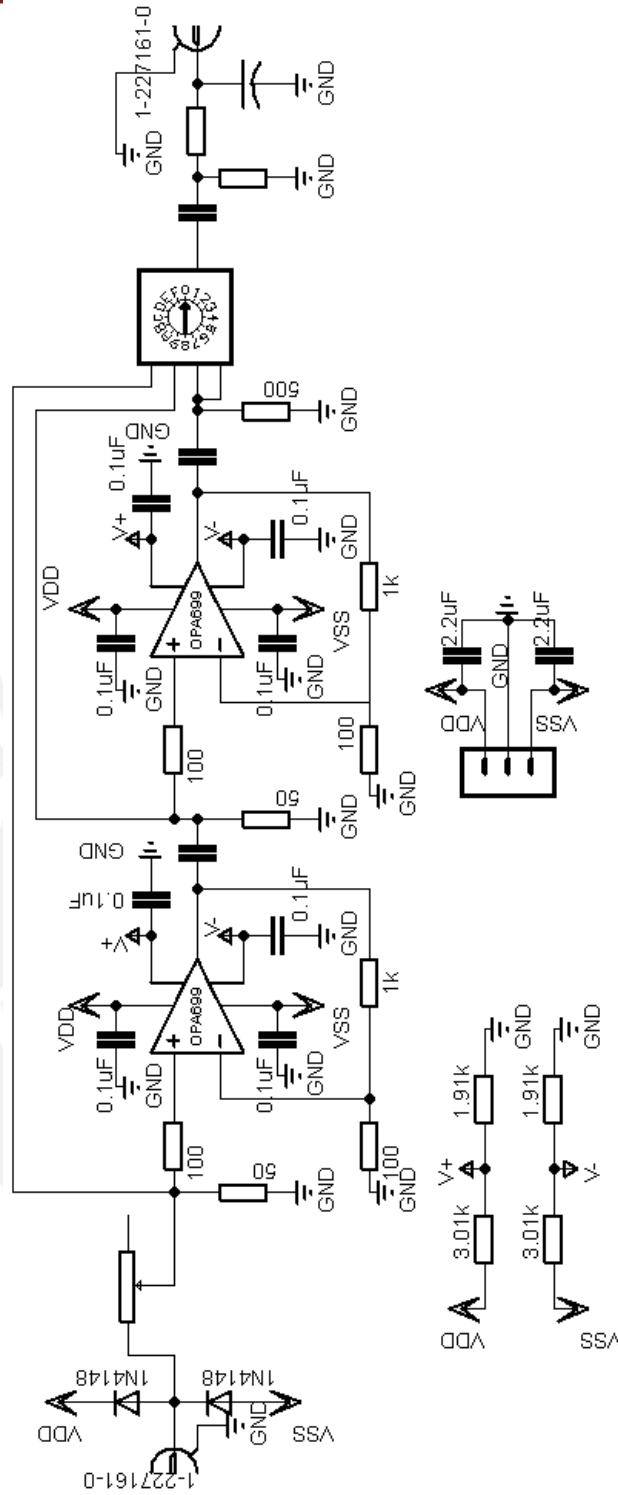


Figura 3.2: Diagrama esquemático del acondicionador

### 3.3.2. Digitalizador

El digitalizador cuenta con las siguientes partes.

#### 3.3.2.1. Conversor análogo digital

Este componente se encarga de digitalizar apropiadamente la señal de entrada. Como se mencionó en la parte 3.1, la frecuencia a la que se necesita muestrear la señal debe ser de por lo menos el doble de acuerdo al criterio de Nyquist. Pero trabajar a este límite no garantiza una buena calidad de la información, por lo que para el presente trabajo, se usará el doble de esta frecuencia; es decir 40MHz.

En la parte 3.1, también se recomendó trabajar como mínimo con 12 bits de resolución [11]. Por eso, el sistema diseñado trabajará a 14 bits. Esto para no tener problemas al momento de la reconstrucción de las señales.

De acuerdo a los criterios anteriores, para esta parte se eligió el ADC de la Analog Devices AD6644. Este ADC puede muestrear a 40 MHz, posee 14 bits de resolución y un rango dinámico de 100 dB. A continuación se detallan las características más importantes de este ADC.

Tabla 3.2: Parámetros del AD6644

Parámetro	Valor	Unidad
Número de canales	1	-
Resolución	14	Bits
Frecuencia de muestreo	15 – 40	MHz
Ancho de banda de la señal de entrada	250	MHz
Alimentación analógica	5	V
Alimentación digital	3.3	V
Relación señal a ruido @ Frecuencia = 15.5 MHz	74	dB
Amplitud de la señal de entrada	2	Vp-p
Código de salida	Complemento a 2	-

Otro aspecto importante de este ADC es que posee entrada diferencial (AIN y –AIN), y entrada de reloj diferencial (Encode y -Encode). Por eso, para un óptimo desempeño, se usaron los circuitos recomendados en la hoja de datos del ADC. Para la entrada se usó el AD8138 de la Analog Devices. Este componente es un driver de ADC que se caracteriza por tener salida diferencial.

Tabla 3.3: Parámetros del AD8138

Parámetro	Valor	Unidad
Ancho de banda de la señal de entrada	265	MHz
Alimentación	+/- 5	V

Para obtener la señal de reloj, se usó el transformador RF de montaje superficial ADT4-1WT. Este componente al igual que el anterior, era recomendado por la hoja de datos del ADC el cual se usó para la generación de la señal diferencial de Encode y –Encode que se necesitan para el adecuado funcionamiento del circuito. Las características de este componente a 50 MHz se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 3.4: Parámetros del transformador ADT4-1WT

Parámetro	Valor	Unidad
Relación	4	$\Omega$
Frecuencia	50	MHz
Perdida de inserción	0.8	dB
Desbalance de fase	0.26	Grados
Desbalance de amplitud	0.01	dB
Pérdida de retorno	22.05	dB

### 3.3.2.2. Buffer de almacenamiento temporal

En la parte 3.3.2.1, se eligió un ADC que trabaja a 40MHz. Por eso, el buffer de almacenamiento temporal que se elija debe ser capaz de almacenar datos a esa velocidad. También, debe poder recibir los 14 bits que envíe el ADC además de tener la capacidad suficiente como para guardar todos los datos enviados mientras dure la toma de datos que son más de 50us. De acuerdo a esto, se eligió la memoria FIFO de la Texas Instruments SN74V245. A continuación se detallan las características más importantes de esta memoria.

Tabla 3.5: Parámetros del SN74V245

Parámetro	Valor	Unidad
Capacidad	4096	Palabras
Longitud de palabra	18	Bits
Alimentación	3.3	V
Velocidad máxima de acceso	10	Ns

Cabe recalcar que esta memoria posee banderas que indican el estado de la memoria; HF para medio lleno, FF para memoria llena, EF para memoria vacía entre otros. Además cuenta con pines de control como Reset, 2 entradas de reloj, una para lectura y otra para escritura y habilitadores de los relojes de lectura como de escritura (WEN, REN). Estos dos relojes pueden ser síncronos u operar a diferentes frecuencias. Además cuenta con pines para expansión y así aumentar la capacidad de almacenamiento.

### 3.3.2.3. Microcontrolador

Para poder realizar el control de todas las partes anteriormente mencionadas, además de enviar y recibir información de la PC, es necesario un microcontrolador. Este componente debe permitir comunicación con PC, poseer una gran cantidad de pines para poder recibir los datos además de las banderas que envíe la FIFO. También deberá manejar las señales de control de los dispositivos.

En base a la experiencia personal de trabajos previos realizados, se optó por un microcontrolador de la familia Atmel. Este es el Atmega644P que posee los periféricos de USART, Puertos paralelos entre otros que se usarán para el sistema. Sus principales características se detallan a continuación.

Tabla 3.6: Parámetros del ATMEGA644P

Parámetro	Valor	Unidades
<b>Voltaje de alimentación</b>	1.8 - 5.5	V
<b>Corriente de alimentación</b>	9	mA
<b>Número de puertos</b>	4	-
<b>Número de pines por puerto</b>	8	-
<b>Pines de interrupción externa</b>	32	-
<b>Frecuencia de operación</b>	1-20	MHz
<b>Número de USART</b>	2	-

Este procesador, funcionará con un cristal de 10MHz. Cabe mencionar que a pesar de que tanto el ADC como la FIFO trabajen a 40 MHz, no habrá inconvenientes porque el microcontrolador solo se encargará de sincronizar a ambos componentes mediante las señales de control necesarias. Luego cuando la FIFO esté llena, se procederá a leer dato por dato y enviarlo a la computadora. Finalmente, en el microcontrolador no realizará ningún tipo de procesamiento a los datos, porque dicho procesamiento se llevará a cabo en la computadora. Los pines asignados para la FIFO se detallan a continuación.

Tabla 3.7: Tabla de asignación de pines del ATMEGA644P

Pin del ATMEGA	Pin de la FIFO
PC7	-RS
PC6	-OE
PC5	-LD
PC4	-REN
PC3	RCLK
PC2	-WEN
PC1	LED
PC0	TRIGGER
PD7	-EF
PD6	-PAE
PD5	-PAF
PD4	-FF
PD3	-HF
PD2	-RXO
PD1	TX
PD0	RX
PA7 – PA0	Q8 – Q15
PB7 – PB0	Q0 – Q7

Finalmente, para poder enviar la información a la computadora, se usará el FT232 de FTDI Chip. Este es un conversor USB a serial UART bastante común y fácil de usar. Se eligió este circuito integrado para el envío de datos porque ya se tenía conocimiento de su funcionamiento por trabajos previos; además que es fácil de adquirir en el mercado local. Este tiene la capacidad de manejar el protocolo USB además de poseer los registros necesarios para la transmisión. Los parámetros más importantes del FT232 se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 3.8: Parámetros del FT232

Parámetro	Valor	Unidad
Voltaje de alimentación	3.3 – 5	V
Velocidad de transmisión	300 - 3000	Baudios
Capacidad del buffer de recepción	128	Bytes
Capacidad del buffer de transmisión	256	Bytes

### 3.4. Principio de funcionamiento del sistema

El sistema de adquisición de señales ultrasónicas diseñado, funciona de la siguiente manera:

La señal que se recibe por el transductor será amplificada por el circuito de acondicionamiento para poderla trabajar adecuadamente en la etapa de digitalización. En el caso de que existan sobrepicos de tensión, estos serán enclavados a un voltaje fijo por el limitador que se encuentra en la misma entrada. Después de pasar por esta etapa, la señal pasa a la entrada del ADC. En esta parte, el ADC tiene una señal de encode y -encode generada por un oscilador de 40MHz. Debido a esto, la señal será muestreada a dicha frecuencia. El ADC también posee un pin llamado Data Ready (DRY) que indica cuando hay un dato listo en los pines de salida del mismo. Este pin será usado como señal de reloj para que la memoria FIFO sepa en qué momento tomar los datos. La memoria FIFO irá almacenando estos datos hasta que se llene por completo. Una vez llena, mediante sus banderas de estado, le indicará al microcontrolador que ya puede tomar los datos del mismo. El microcontrolador entonces empezará a leer los datos uno por uno de la memoria desde el primero que ingreso hasta el último dato tomado y los irá enviando a la computadora. Cuando la memoria este vacía, automáticamente se desactiva el modo de lectura, y se enciende el led que indica que el envío de datos está completo. A continuación se muestra el diagrama esquemático de cada parte del sistema planteado.

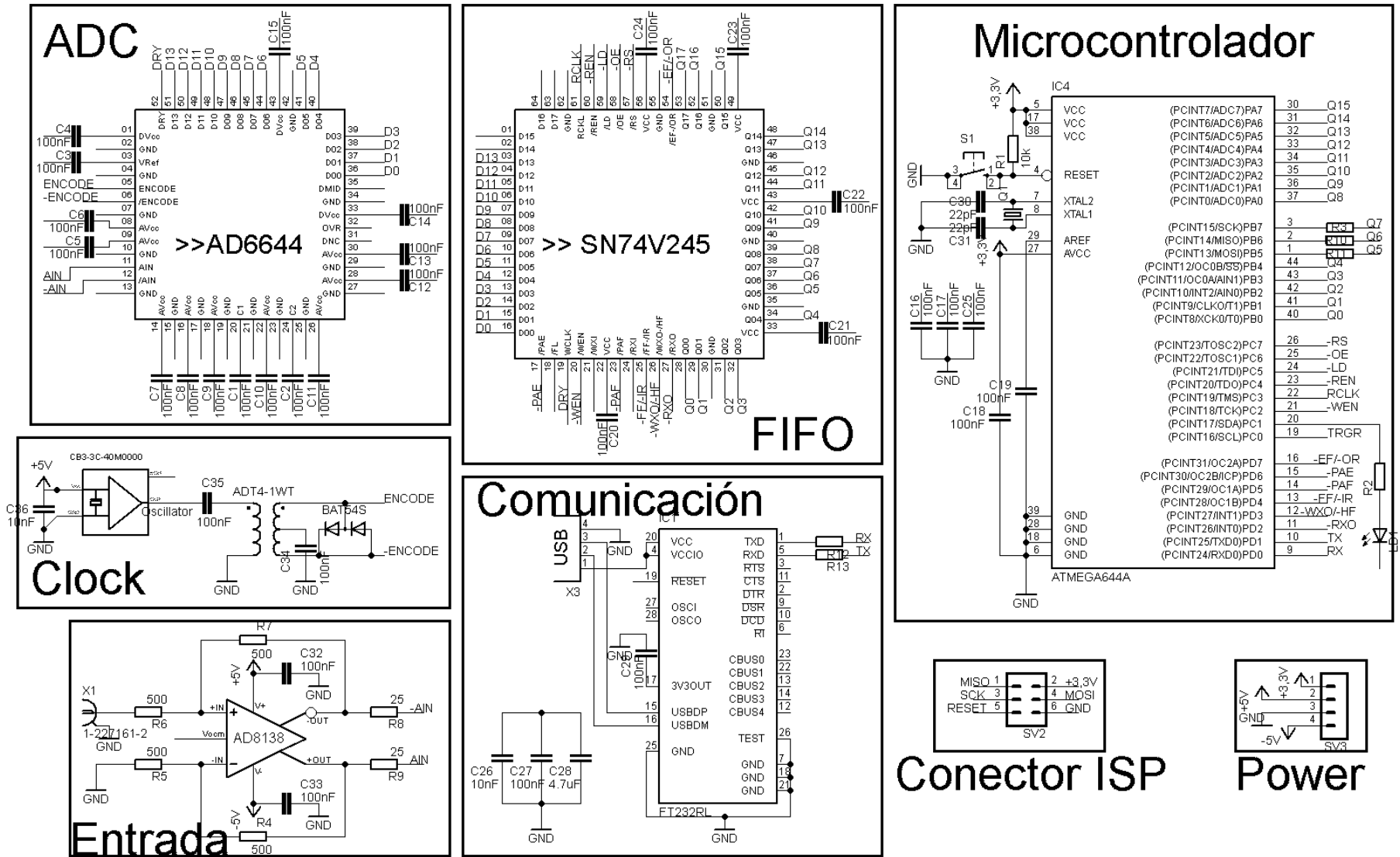


Figura 3.3: Diagrama de bloques del circuito planteado

### 3.5. Software del sistema

Para que el sistema funcione conforme a lo requerido, se desarrolló un programa para el microcontrolador. Este programa debe poder manejar las señales de control de la memoria FIFO elegida. También, para probar que el sistema funcione, se desarrolló un programa en la computadora para la reconstrucción de las señales de entrada.

Cabe recalcar que el programa desarrollado para la computadora es un programa de prueba y no un software final. Este programa envía señales de control al microcontrolador para iniciar la toma de datos; recibe estos datos y finalmente muestra la gráfica reconstruida de la señal de entrada.

#### 3.5.1. Software del microcontrolador

Como se describió en la parte anterior, el microcontrolador tiene que recibir los comandos enviados por la computadora para iniciar la toma de datos, manejar las señales de control de la FIFO para configurar los diferentes estados de la misma y leer los datos que esta almacena.

El microcontrolador debe esperar a que las banderas de la memoria, indiquen que esta está llena. Una vez leído este estado, el microcontrolador procederá a generar el reloj de lectura de la FIFO que le permitirá extraer el dato de 14 bits por los puertos A y B. Esta información será enviada a la computadora para que posteriormente pueda ser graficada y mostrada.

#### 3.5.2. Diagrama de flujo del Software del microcontrolador

En la figura 3.4 se muestra el diagrama de flujo del programa principal que se programará en el microcontrolador. Este programa permite el manejo de la FIFO, permite acceder a los datos que en ella se almacenan y además permite la comunicación con la computadora para el envío de los datos obtenidos.

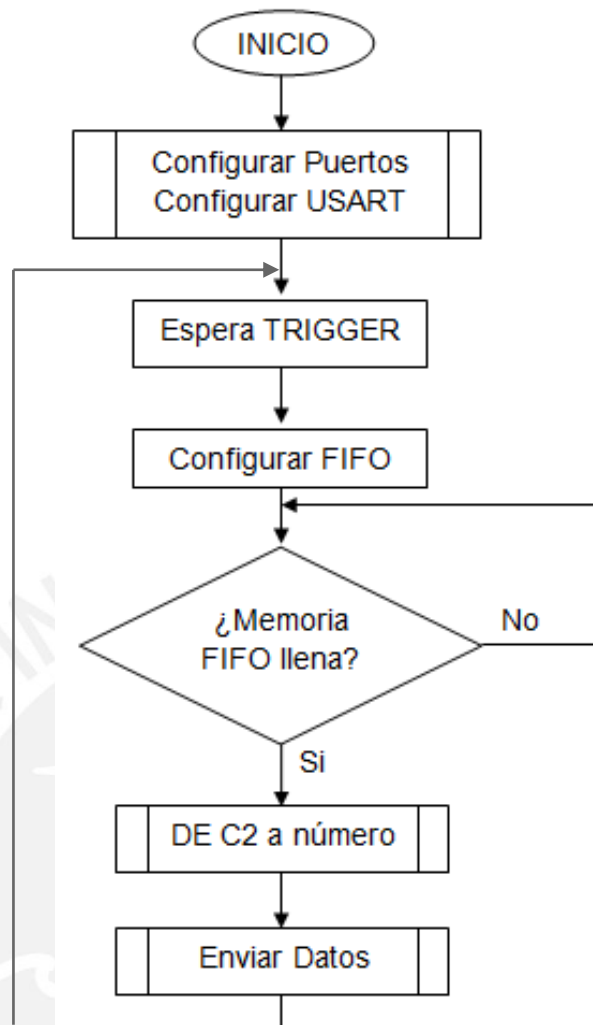


Figura 3.4: Diagrama de flujo del programa principal

### 3.5.3. Software de la computadora

El software desarrollado para la computadora, recibe los datos vía serial, los almacena y muestra la gráfica respectiva.

#### 3.5.3.1. Consideraciones previas

El presente software, fue desarrollado a modo de prueba. Con el mismo se hicieron las pruebas respectivas del sistema. El software desarrollado, puede iniciar el ciclo de toma de datos y recibir los mismos de la tarjeta. También este software puede graficar las señales que se reciban y

mostrar la gráfica en la pantalla. El software se desarrolló en el entorno de Visual Basic 2010 Express. Este software cuenta con herramientas variadas para crear cuadros de textos, botones, además permite el manejo de puerto serial, entre otros. Todo esto permite que una interfaz gráfica sea fácil de desarrollar. A continuación se muestra la imagen de la interfaz desarrollada.

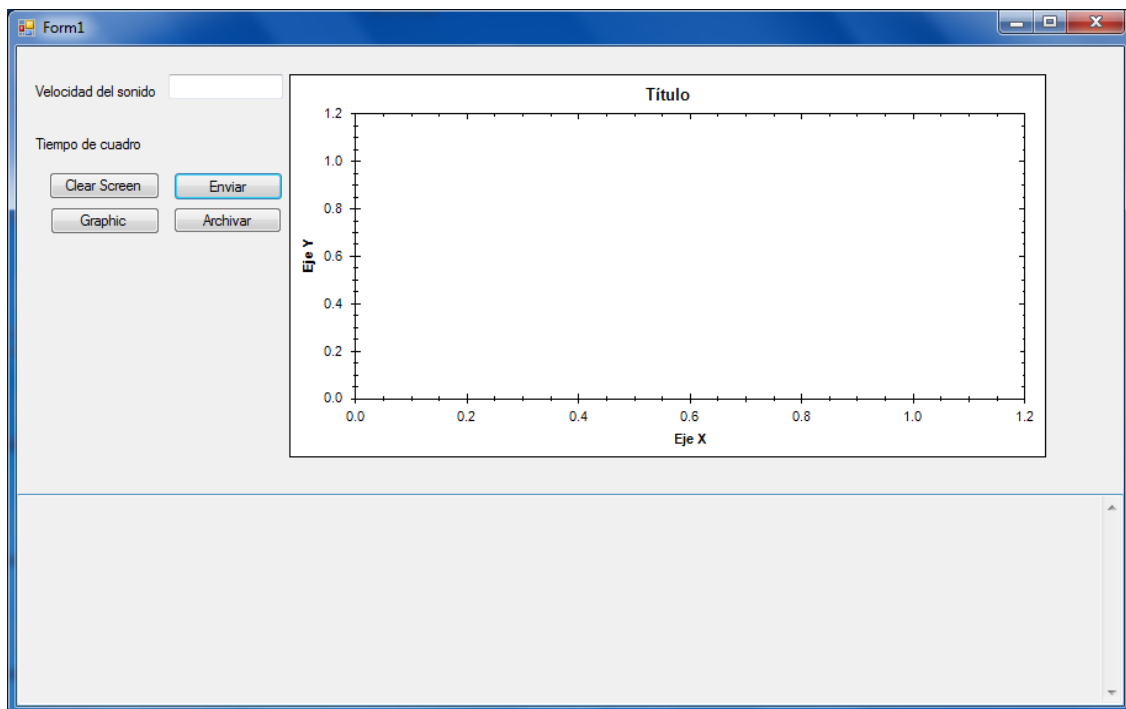


Figura 3.5: Ventana del software de prueba

### 3.5.3.2. Características y funcionamiento

La interfaz desarrollada tiene las siguientes partes. En la parte izquierda de la figura 3.5, se encuentran un juego de botones que realizan diferentes acciones.

- El primer botón llamado “Clear screen”, realiza el limpiado de la ventana y la prepara para una siguiente toma de datos.
- El segundo botón llamado “enviar”, realiza el envío del dato colocado en el cuadro de texto de la parte superior.
- El tercer botón “Graphic”, se encarga de generar y mostrar la gráfica correspondiente a los datos tomados y almacenados previamente.

- El cuarto botón llamado “Archivar”, se encarga de procesar los datos que se reciben por el puerto serial para que posteriormente se grafiquen.

Como se mencionó anteriormente, el software desarrollado es simple tanto en su interfaz como también en su uso. Para ponerlo en funcionamiento, el usuario primero debe conectar la tarjeta al computador mediante un cable USB. También deberá conectar la tarjeta al generador mediante un cable BNC-BNC. Luego, en la computadora hacer correr el software. Para iniciar la toma de datos se debe presionar en el botón de “enviar” que se ubica en la parte superior izquierda de la ventana. Con esto, la tarjeta empezará a tomar los datos y posteriormente a enviarlos. Después de la toma, los datos serán guardados en un arreglo tipo Cadena en la computadora. Mientras se reciben los datos, en la parte inferior de la ventana se irán visualizando los mismos en un cuadro de texto. El usuario sabrá el momento en que se terminó la recepción de datos cuando el Led de la tarjeta se encienda. Después de esto, el usuario debe presionar el botón “Archivar”. Este botón genera un arreglo que será usado para graficar los datos. Para graficar los datos recibidos, se usó la librería Zedgraph disponible en red y de uso libre. Esta librería ya cuenta con las herramientas necesarias para dicho fin. Finalmente se presiona el botón “Graphic” para generar la gráfica correspondiente a la señal recibida. La gráfica se visualizará haciendo un clic en la ventana gráfica.

# CAPÍTULO 4

## PRUEBAS

### 4.1. Pruebas del amplificador.

Como se mencionó en la parte 3.3.1.2, el acondicionador tiene configuración en cascada, con ganancia de +10 en cada una. A continuación se muestran las graficas del amplificador probado con una onda senoidal en un barrido de frecuencias.

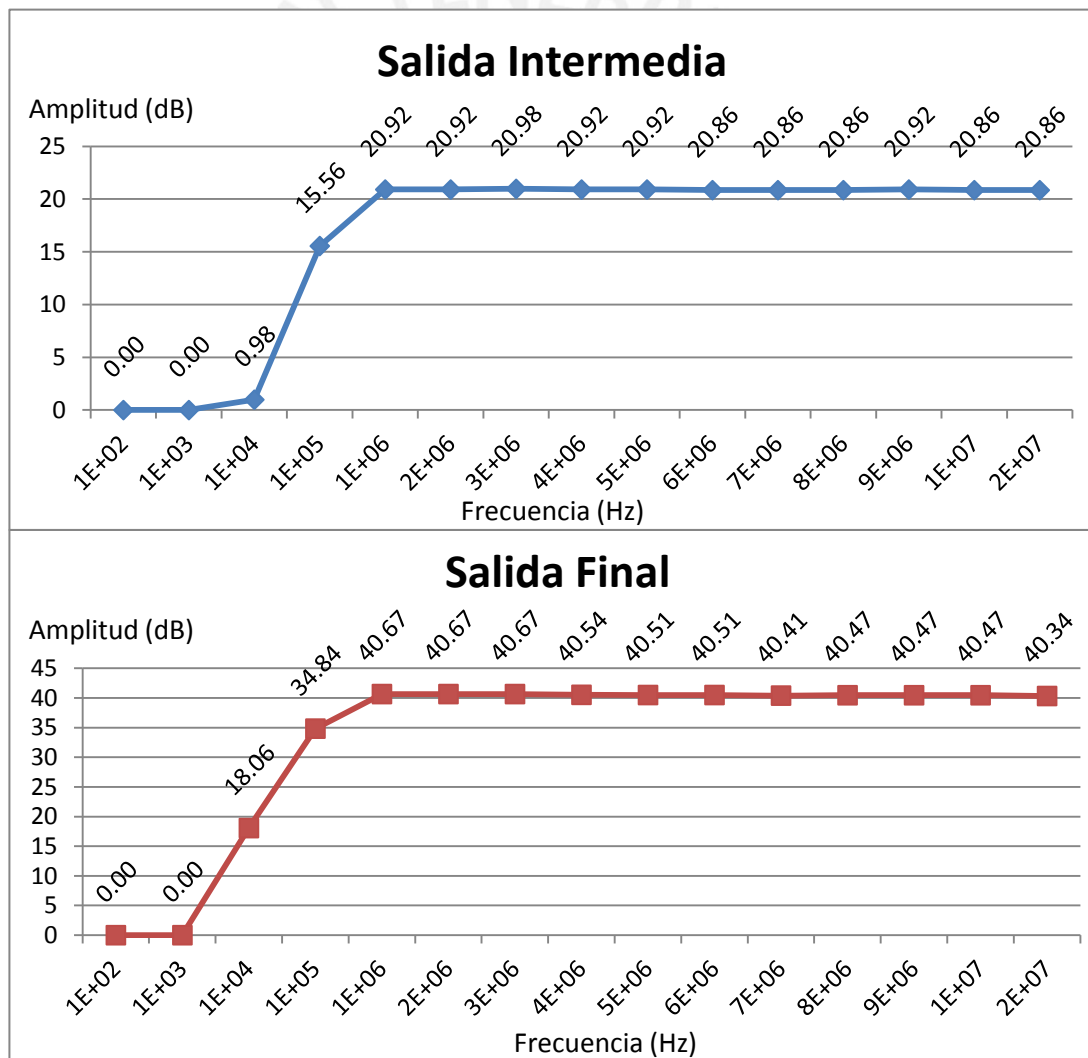


Figura 4.1: Prueba con un barrido de frecuencias desde 100 Hz hasta 20 MHz (Se usó el circuito de la figura 3.2)

Se pudo observar que la señal de salida del amplificador llega hasta los 2.7 V aproximadamente para un rango de frecuencias entre 1 MHz hasta 20 MHz. También se puede observar en la etapa intermedia que la amplitud llegó a 0.278 V aproximadamente y que se mantiene constante en el mismo rango. El OPAMP satura a 4.5 V por lo que si la señal que entra es de 50 mV pico-pico, la señal de salida se recorta en su parte superior e inferior. Para este ensayo, se usó el generador de señales Fluke PM5193. Con este generador se pueden obtener amplitudes bastante bajas y más estables que si se usara un divisor resistivo. En las frecuencias menores a 1 MHz, se observa una atenuación en los voltajes de salida. Esto se debe al filtro pasa altos que tiene la tarjeta. También se puede observar en la tabla, que a una frecuencia de 10 MHz, en el voltaje intermedio y el de salida, la señal no ha caído en amplitud sino que se mantiene, lo que nos indica que el ancho de banda del amplificador supera los 10 MHz en ambas etapas.

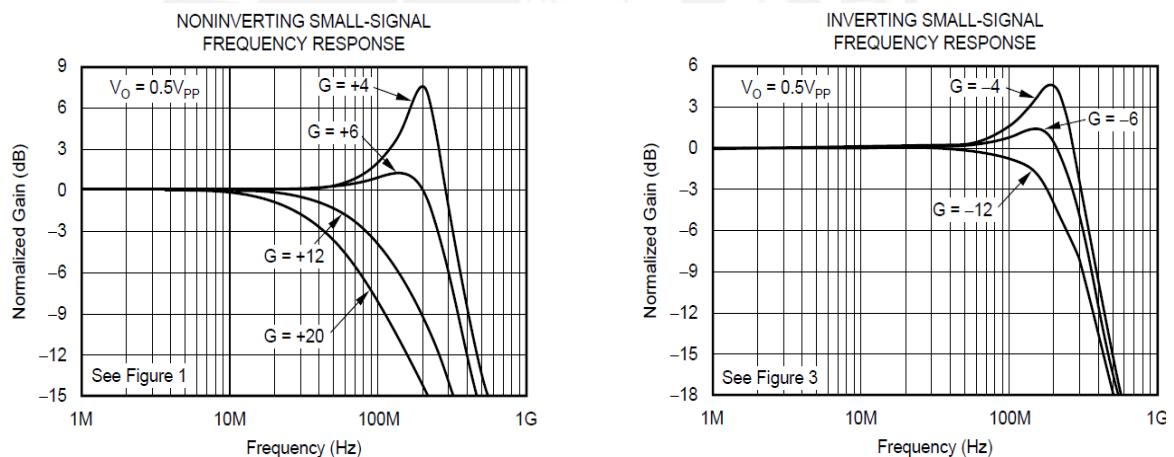


Figura 4.2: Ancho de banda del OPA699 en configuración inversora y no inversora a diferentes ganancias [Tomado de la hoja técnica del OPA699 de la Texas Instruments]

En la figura 4.1, se puede observar que el ancho de banda a una ganancia normalizada de -12 para la configuración inversora está alrededor de los 180 MHz. Esto indica que para una ganancia de -10, para la misma configuración, el ancho de banda será de aproximadamente 200 MHz. Además se puede observar que la ganancia es plana en el rango de 1MHz

hasta 50MHz aproximadamente. En contraste, para la configuración no inversora el ancho de banda a una ganancia de +12 es aproximadamente 80MHz, y se esperaría que para una ganancia de +10 éste sea de 100MHz en el mejor de los casos. También se observa que para la ganancia de +10, la región plana de la ganancia va desde 1MHz hasta 30 MHz en el mejor de los casos.

El acondicionador en su diseño tiene un potenciómetro como atenuador para la señal de entrada. Esto se hizo con el propósito de poder regular la amplitud de la señal. Pero esto generaba que a la salida del amplificador se obtenga una oscilación. Se cambió este potenciómetro por un selector con un divisor resistivo para tener una atenuación discreta de los  $\frac{3}{4}$ ,  $\frac{1}{2}$  y  $\frac{1}{4}$  de la amplitud de la señal de entrada y verificar si se producía o no la oscilación. Pero los resultados fueron los mismos. El incorporar un potenciómetro o un divisor resistivo alteró el comportamiento del circuito y lo volvió inestable algo que no ocurría si se usaba sin el atenuador.

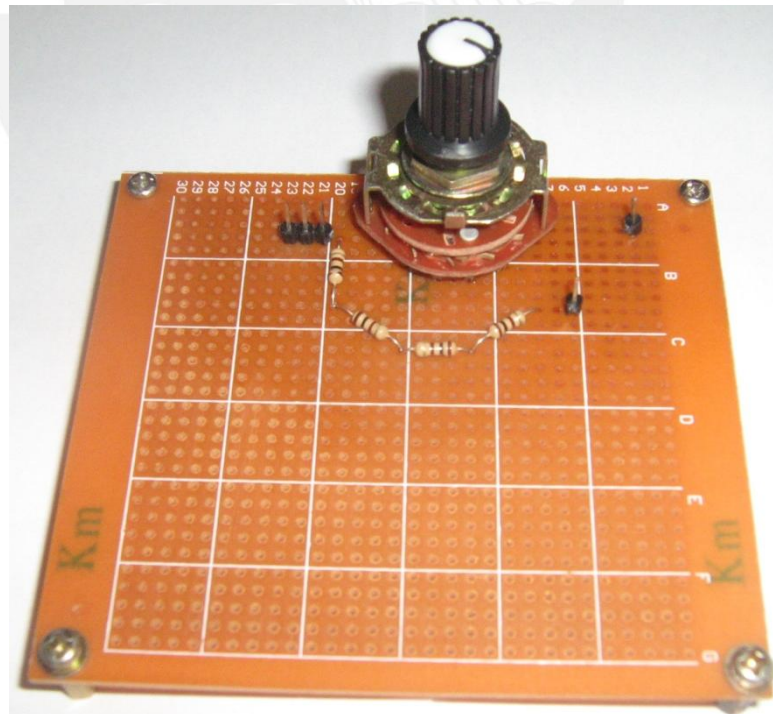


Figura 4.3: Atenuador implementado con un selector y un divisor resistivo.

## 4.2. Prueba del digitalizador con generador de señales

Para probar el sistema desarrollado y verificar el funcionamiento de la tarjeta de digitalización además de que el software desarrollado genere la gráfica adecuada de acuerdo a la entrada; se simuló la entrada usando el generador de señales BK PRECISION 3011B. Este generador posee 3 tipos de salida que son senoidal, triangular y cuadrada. El sistema diseñado logró digitalizar y reconstruir adecuadamente las señales en cada caso. Cabe recalcar que la frecuencia a la cual se realizaron los experimentos de la figura 4.2 fue de 2 MHz que es la máxima frecuencia de salida que se puede obtener con este generador.

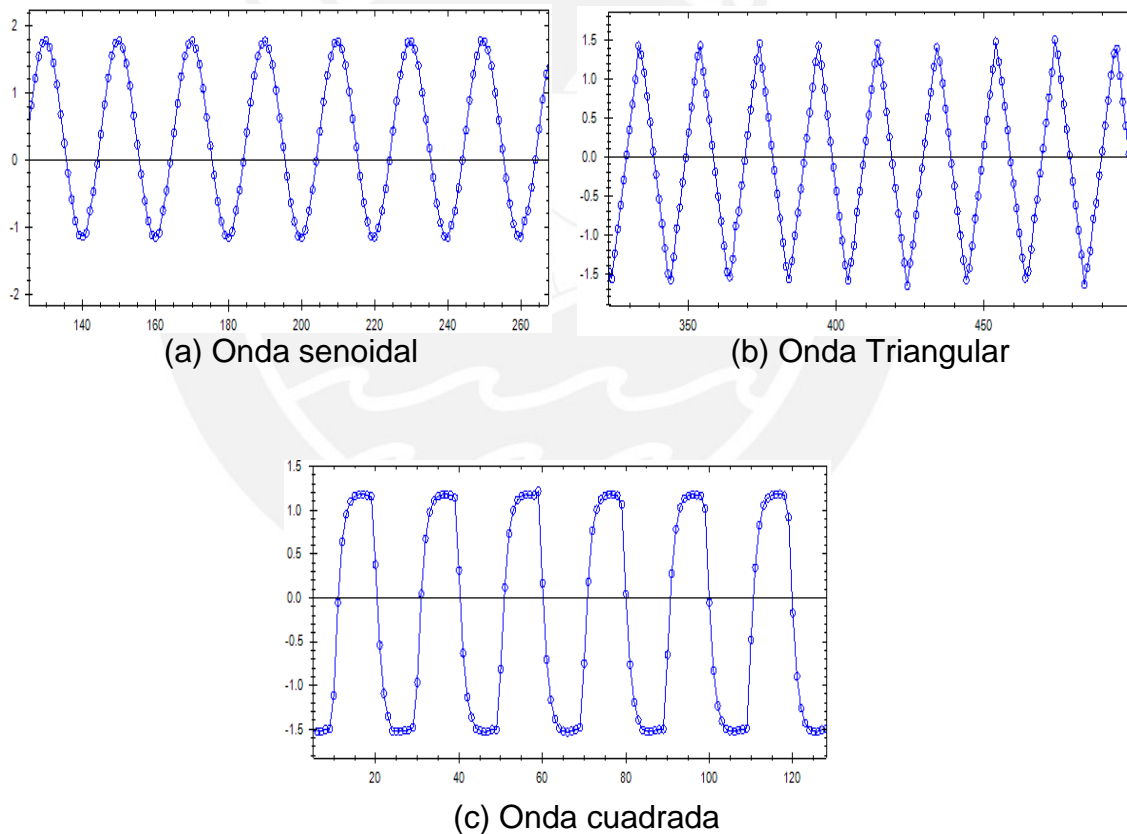
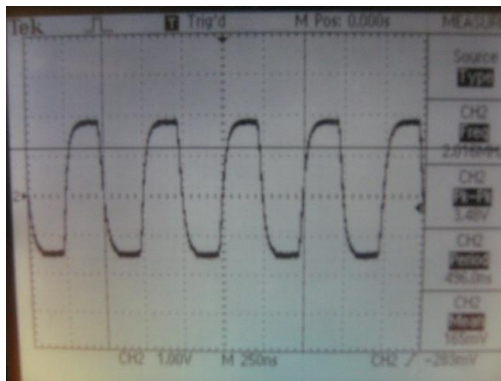
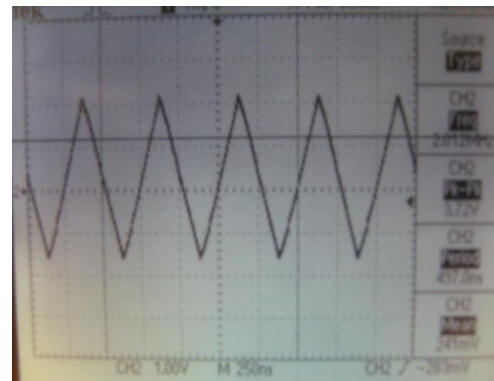


Figura 4.4: Ondas reconstruidas con el sistema desarrollado a una frecuencia de 2 MHz.

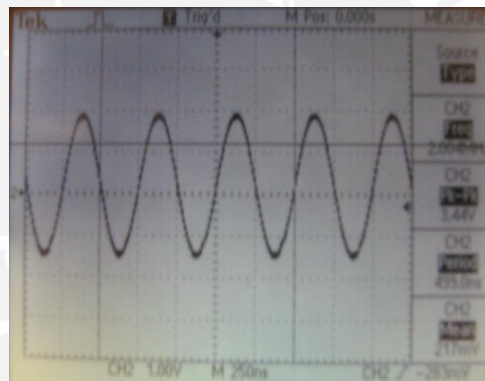
Imágenes tomadas del Osciloscopio TEKTRONIX TDS 220.



(a) Onda cuadrada



(b) Onda triangular



(c) Onda senoidal

Figura 4.5: Imágenes de las formas de onda de la parte superior obtenidas con el osciloscopio TEKTRONIX TDS 220.

También se obtuvieron resultados para una frecuencia de 4 y 8 MHz. Para esto, se usó un generador BK PRECISION 4017 que puede alcanzar una frecuencia de 10MHz.

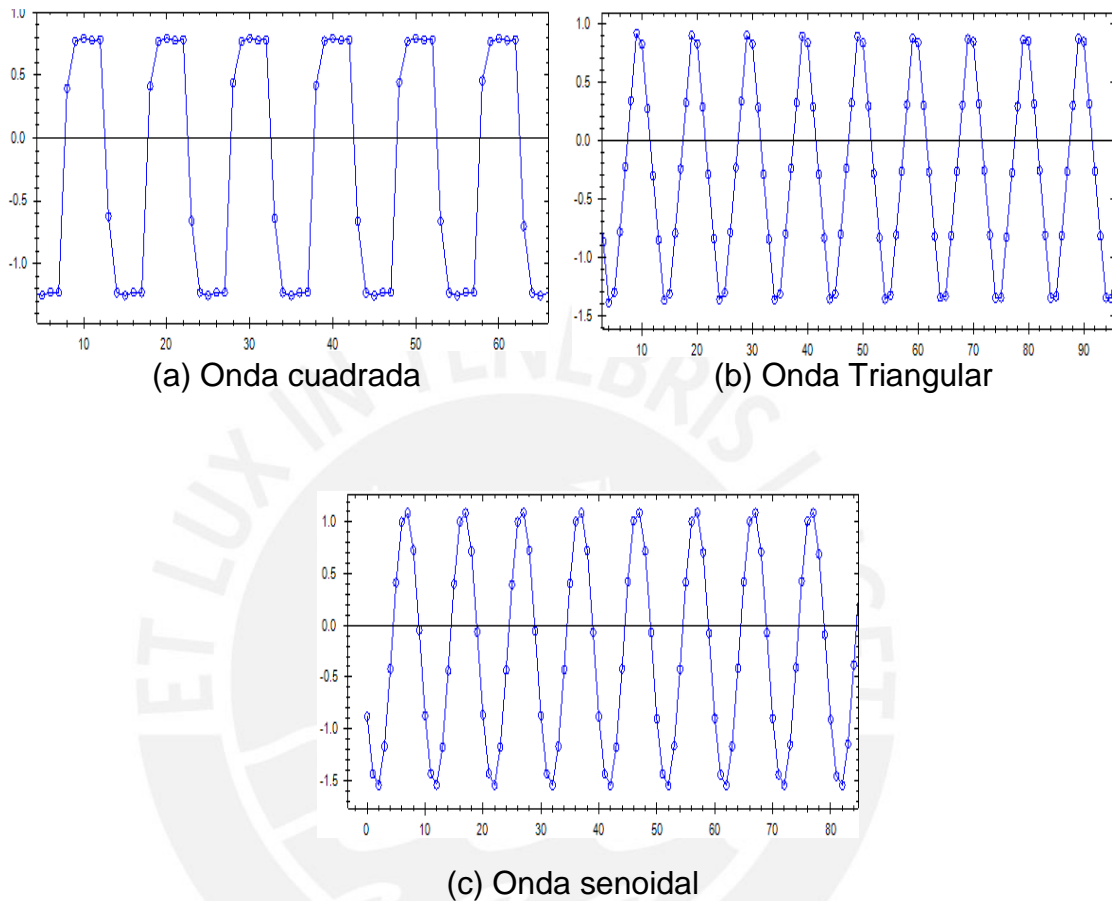


Figura 4.6: Ondas reconstruidas con el sistema desarrollado a una frecuencia de 4 MHz.

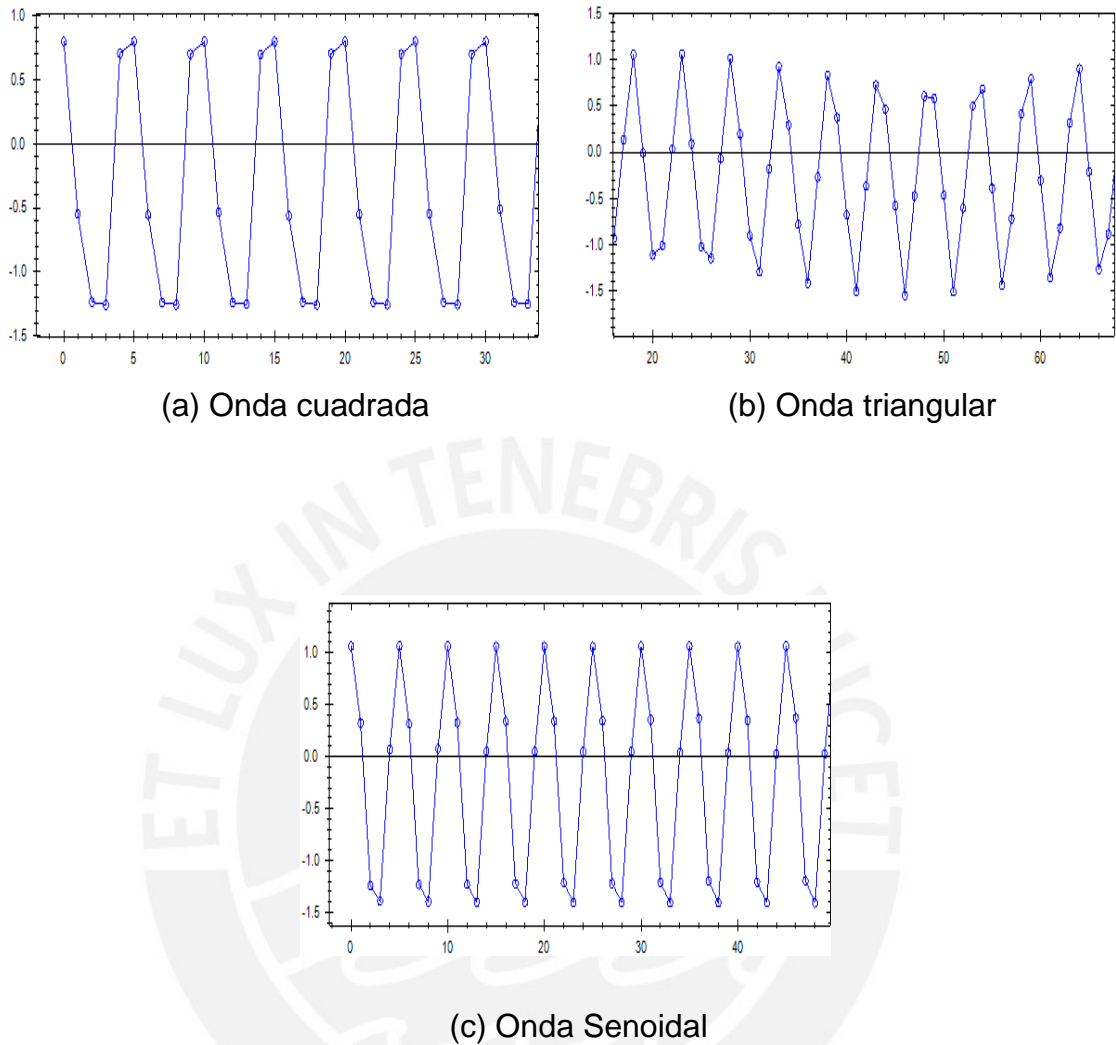


Figura 4.7: Ondas reconstruidas con el sistema desarrollado a una frecuencia de 8 MHz.

Como se puede observar en este caso, la forma de la señal de entrada se ve deformada al momento de la reconstrucción. Esto es porque se tomaron 5 muestras por cada periodo de onda, respecto al caso anterior en el cual se tomaron 20 muestras por periodo de onda. Esto implica que con menos muestras por periodo, la forma de la onda reconstruida se pierde. En los anexos se pueden observar más ensayos a diversas frecuencias.

### 4.3. Pruebas del digitalizador con PULSER

Para realizar estas pruebas, se utilizó el Pulser/Receiver OLYMPUS PANAMETRICS – NDT 5800 y los transductores ultrasónicos también OLYMPUS PANAMETRICS – NDT V314 de 2.25 MHz y V306 de 1.0 MHz. Las pruebas se realizaron con ambos transductores en un recipiente con agua desionizada y a diferentes profundidades del transductor.

La señal ultrasónica que se tiene en la entrada es un pulso. Este pulso se debe reconstruir adecuadamente mediante el software desarrollado para verificar el funcionamiento del sistema.

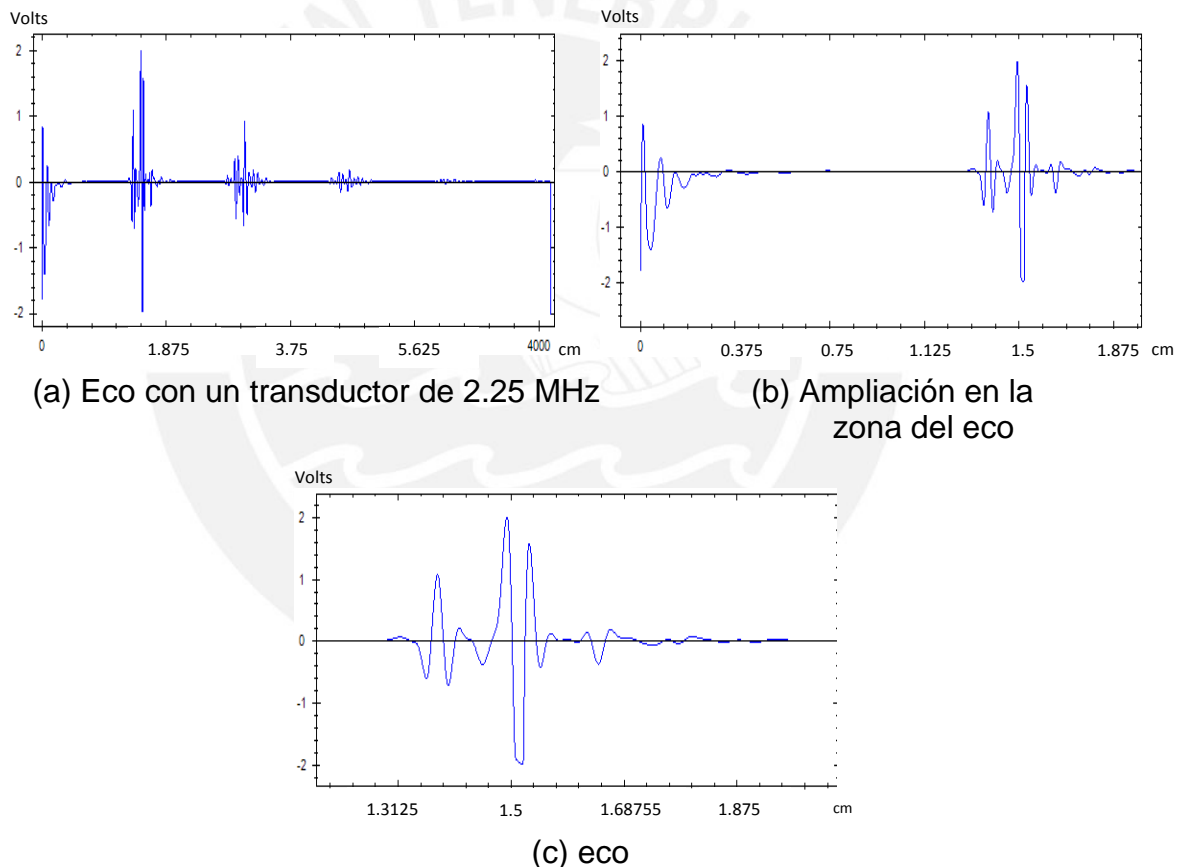


Figura 4.8: Eco ultrasónico obtenido con el transductor aproximadamente a 2 cm del reflector, en un rango de profundidades de (a) 0 a 7.5 cm, (b) 0 a 2 cm y (c) 1 a 2 cm.

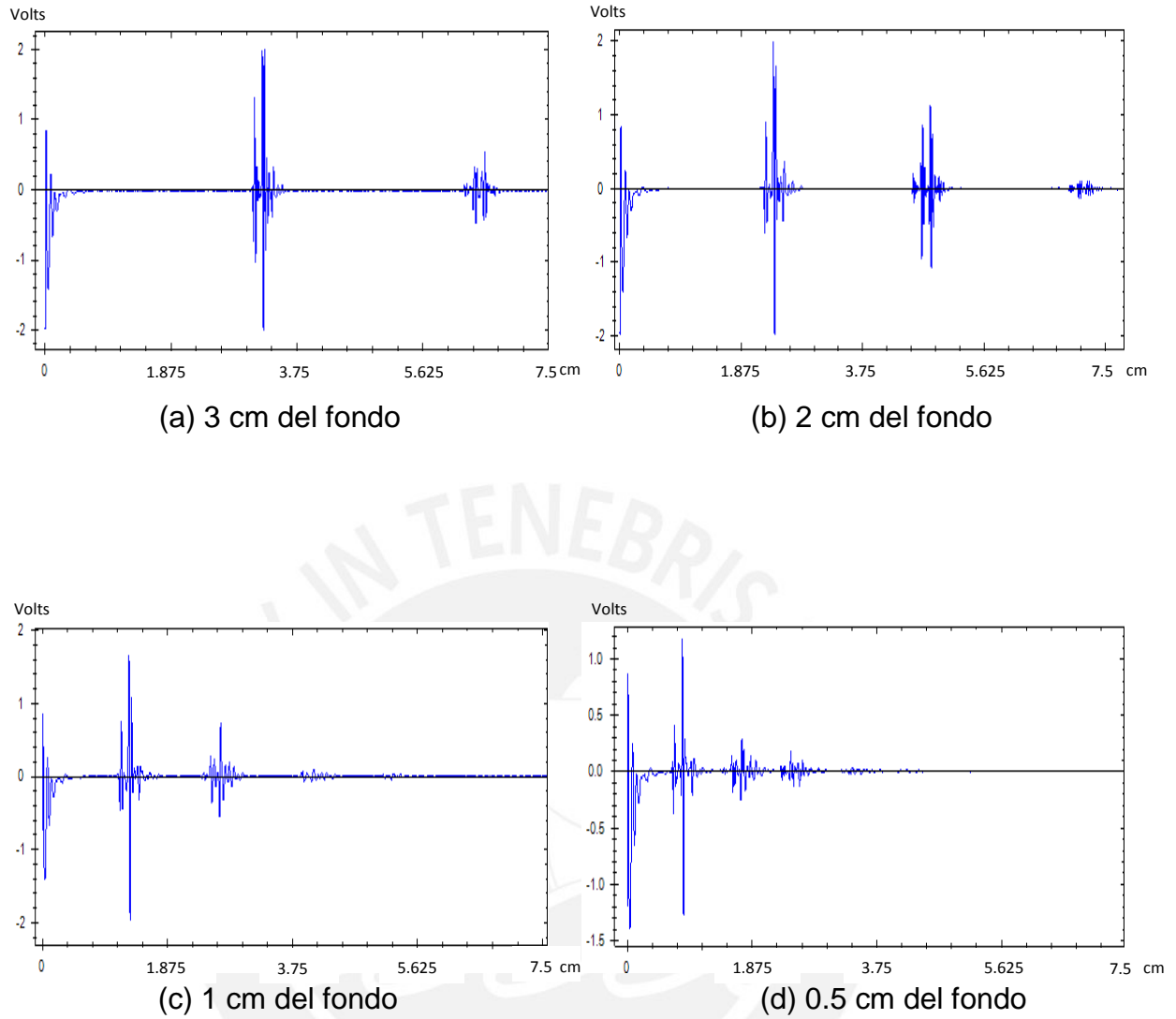
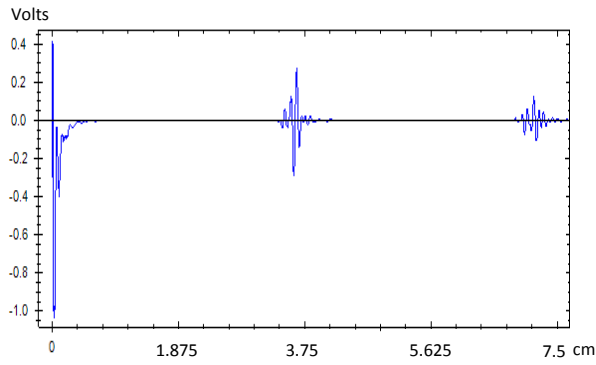
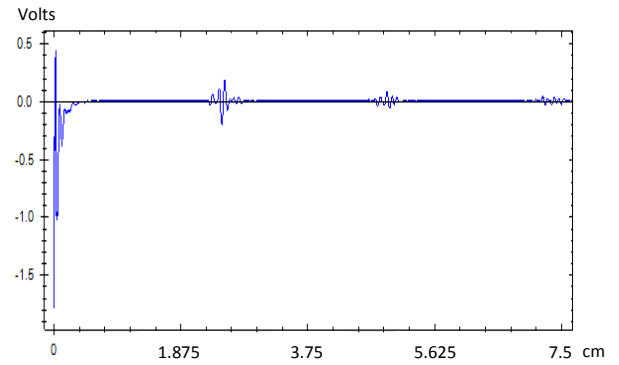


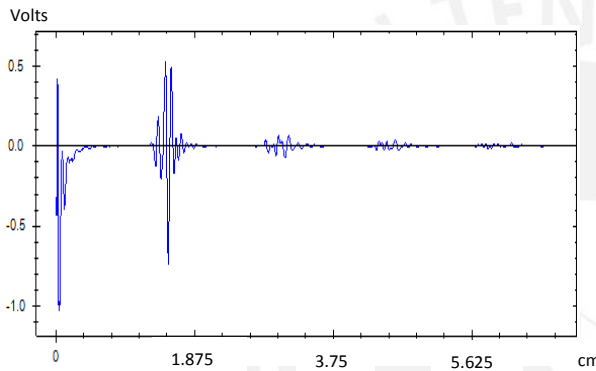
Figura 4.9: Ecos ultrasónicos tomados usando el transductor OLYMPUS PANAMETRICS – NDT – V314 de 2.25 MHz.



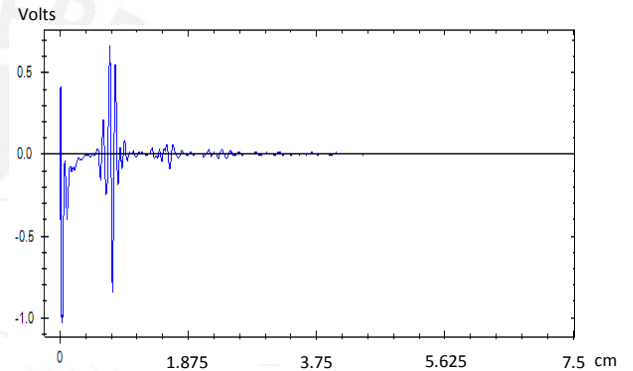
(a) 3 cm del fondo.



(b) 2 cm del fondo.



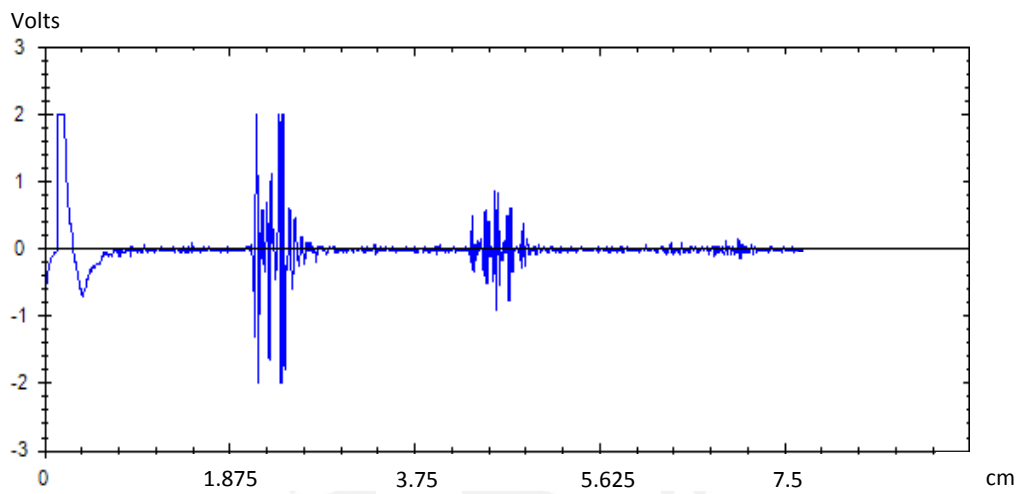
(c) 1 cm del fondo.



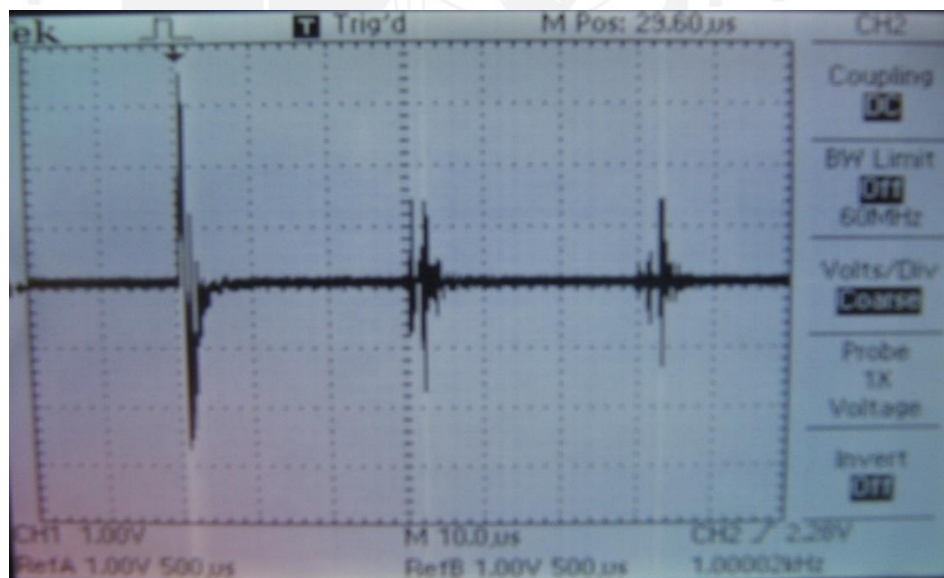
(d) 0.5 cm del fondo.

Figura 4.10: Ecos ultrasónicos tomados usando el transductor OLYMPUS PANAMETRICS – NDT – V306 de 1 MHz.

#### 4.4. Pruebas con el digitalizador y amplificador en conjunto.

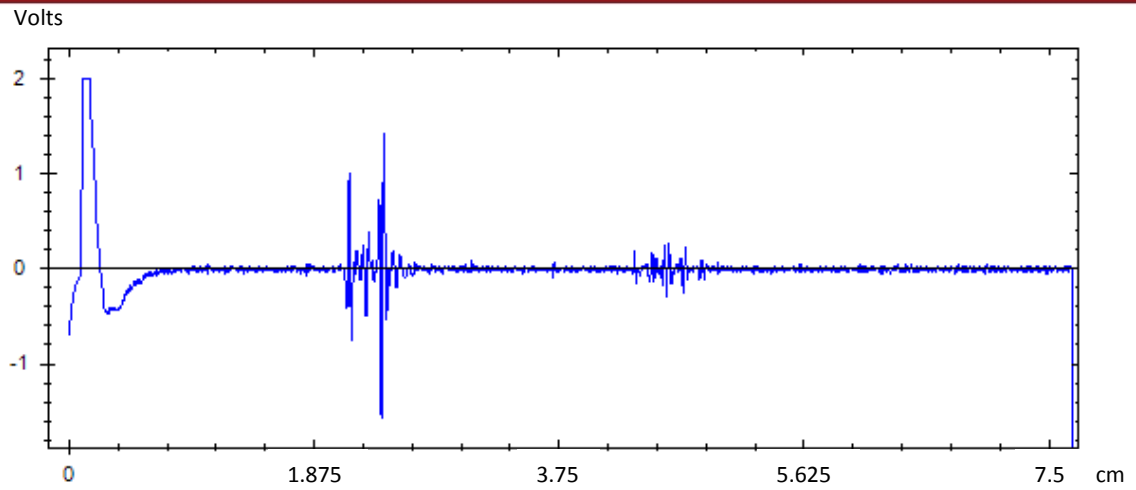


(a) Gráfica reconstruida

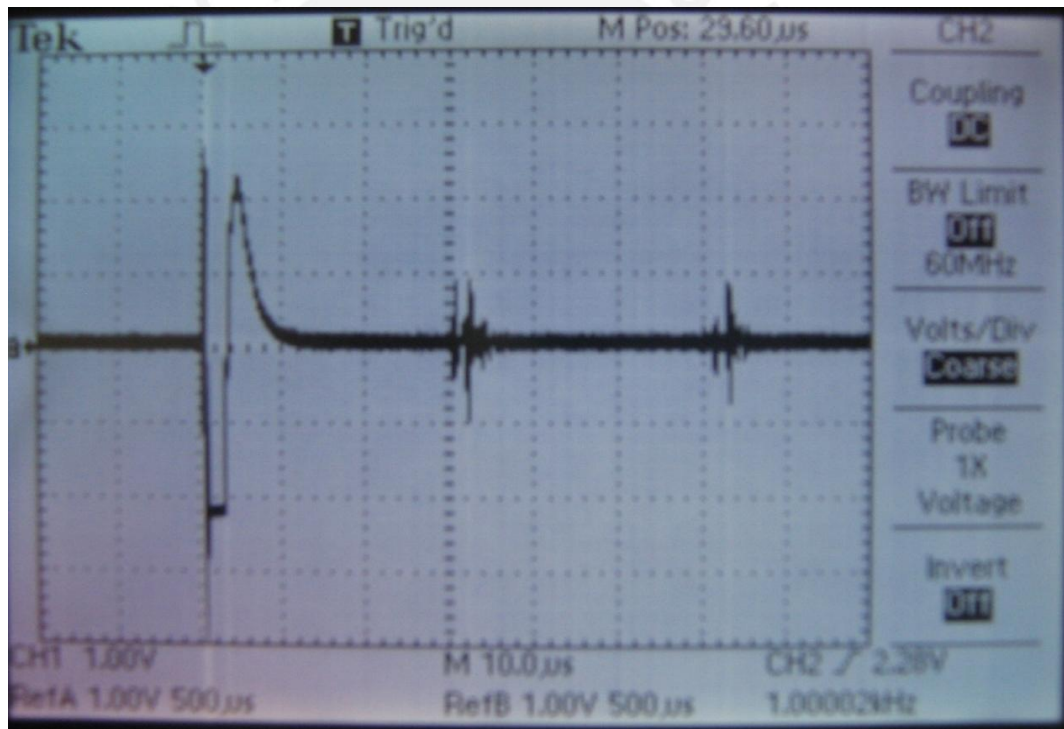


(b) Señal de entrada en el digitalizador

Figura 4.11: El generador de pulsos tiene 30 dB de atenuación. Se utilizó el transductor de 2.25 MHz. A una profundidad el fondo de 2 cm.

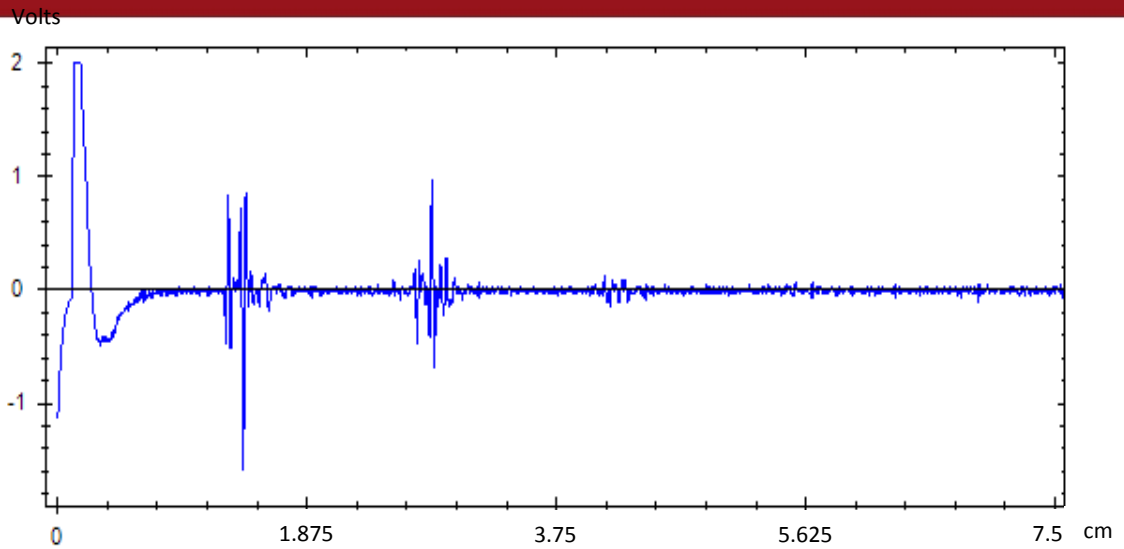


(a) Gráfica reconstruida

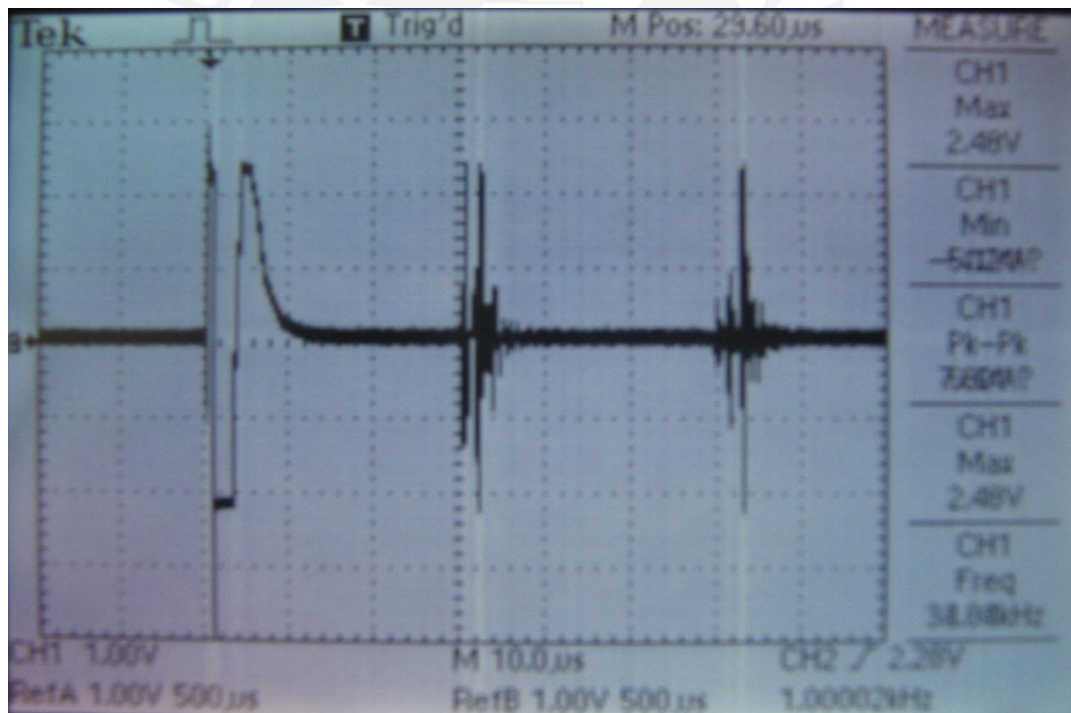


(b) Señal de entrada en el digitalizador

Figura 4.12: El generador de pulsos tiene 40 dB de atenuación. Se utilizó el transductor de 2.25 MHz. A una profundidad de 2 cm del fondo.

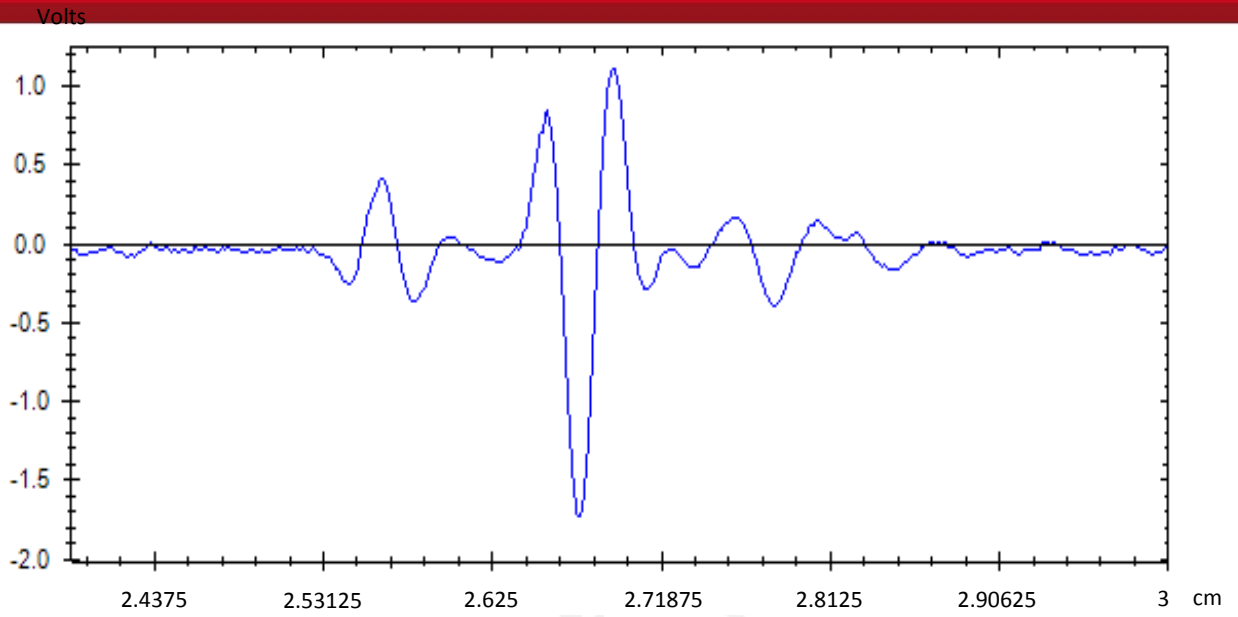


(a) Gráfica reconstruida

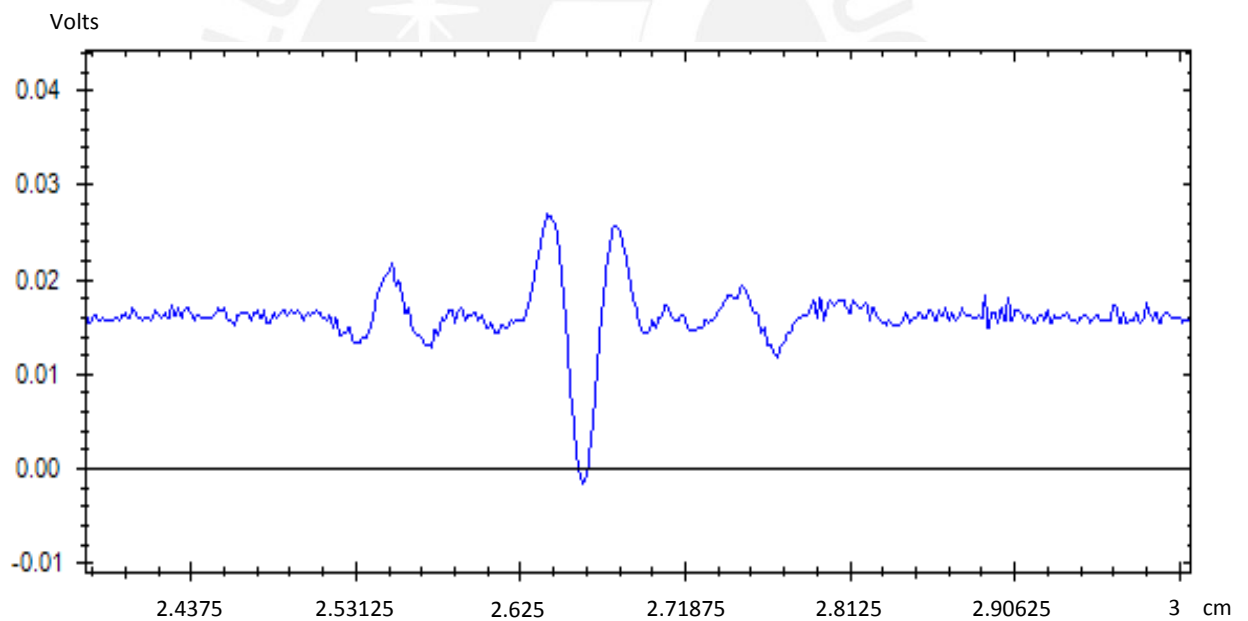


(b) Señal de entrada en el digitalizador

Figura 4.13: El generador de pulsos tiene 40 dB de atenuación. Se utilizó el transductor de 2.25 MHz. A una profundidad el fondo de 1 cm.



(a) Eco digitalizado usando el Amplificador diseñado



(b) Eco digitalizado sin usar el amplificador diseñado

Figura 4.14: La figura b es la señal atenuada 50 dB obtenida directamente del generador OLYMPUS 5800. La figura a es la señal que se obtiene al usar el Amplificador diseñado.

## CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos, se puede concluir que el sistema desarrollado puede digitalizar una señal ultrasónica de entrada.

La etapa de acondicionamiento del circuito cumple con los requerimientos pedidos. La amplificación se logra hasta los 40 dB y se obtiene un ancho de banda de más de 10 MHz (Figura 4.1).

En la etapa de digitalización, la tarjeta nos permite obtener los datos ultrasónicos con una frecuencia de muestreo de 40 MHz y resolución de 14 bits. Pero si la frecuencia de la señal es muy elevada (10 MHz), la reconstrucción de la misma no será adecuada como se observó al reconstruir una señal de 8 MHz.

Se logró que el sistema pueda comunicarse con una computadora y enviar todos los datos que obtiene a la misma.

Se logró desarrollar un software de prueba en la computadora para verificar que efectivamente los datos que toma la tarjeta se corresponden con la señal de entrada.

## RECOMENDACIONES

En el acondicionador, las etapas de amplificación están en cascada como se mencionó en el presente trabajo. Se observó que cuando se colocaba el atenuador a la entrada, el sistema oscilaba. Para prevenir esto, se podría optar por colocar buffers entre cada etapa de 10 y en la entrada con el fin de hacer estable el sistema.

En caso de requerir de más espacio de almacenamiento para los datos ultrasónicos, al sistema planteado se le puede agregar otra memoria FIFO como la que se usó, debido a que la misma tiene pines para expansión y de esta manera lograr el doble de capacidad de almacenamiento. Otra opción, sería usar memorias de acceso aleatorio, porque poseen mayor capacidad de almacenamiento y además permiten acceder a la información nuevamente.

En el caso de querer desarrollar procesamiento en la misma tarjeta, para aplicaciones en tiempo real, se recomienda reemplazar el microcontrolador usado por uno más potente como un DSP. En este caso, el procesador usado es de propósito general y como máximo puede funcionar a una frecuencia de 20 MHz con cristal externo. En cambio, un DSP puede fácilmente superar los 50 MHz.

Finalmente, si se desea un software que corra en cualquier computadora, se recomienda generar un archivo ejecutable del mismo. Visual Basic 2010 Express no puede generarlo por ser una versión libre. Una alternativa sería adquirir la versión completa del Visual Basic o en todo en todo caso, se puede usar JAVA para desarrollar una interfaz más completa de la misma. También se recomienda agregar filtros digitales para corregir la señal, porque esto no se consideró en la presente tesis.

## FUENTES

- [1] CHRISTENSEN, Douglas.  
1988 *Ultrasonic Bioinstrumentation*. New York: John Wiley & Sons.
- [2] FUNDACION ESPAÑOLA DEL CORAZÓN  
2011 "Ecocardiograma". *Fundación Española del Corazón*. 2011. Consulta:  
16 de Abril de 2011.  
  
<<http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/metodos-diagnosticos/ecocardiograma.html>>
- [3] FORSBERG, Flemming.  
2003 "Ultrasonic biomedical technology; marketing versus clinical reality".  
*Ultrasonics*. 2003, Volumen 42, No 1-9, pp. 17-27.
- [4] MARGARET, Mcnay, John FLEMING  
1999 "Forty years of obstetric ultrasound 1957–1997: From a-scope to three  
Dimensions". *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1999, Volumen 25,  
No. 1, pp. 3-56.
- [5] BRIDAL, Lori, Jean-Michel CORREAS, Amena SAÏED, Pascal  
LAUGIER  
2003 "Milestones on the Road to Higher Resolution, Quantitative, and  
Functional Ultrasonic Imaging". *Proceedings of the IEEE*. 2003,  
Volumen 91, No. 10, pp. 1543-1561.
- [6] EDLER, Inge, Kjell LINDSTROM  
2004 "The history of echocardiography". *Ultrasound in Medicine and  
Biology*. 2004, Volumen 30, No. 12, pp. 1565-1644.
- [7] W. D. Richard, D. M. Zar, R. Solek,  
2008 "A low-cost B-mode USB ultrasound probe," *Ultrasonic Imaging*. 2008,  
vol. 30, no. 1, pp. 21-28.
- [8] M. I. Fuller, K. Ranganathan, S. Zhou, T. N. Blalock, J. A. Hossack, W.  
F. Walker.  
2008 "Experimental system prototype of a portable, low-cost, C-scan  
ultrasound imaging device," *IEEE Transactions on Biomedical  
Engineering*. 2008, volumen 55, no. 2, pp. 519-530.

- [9] NOBLE, Alison, Djamal Boukerroui.  
2006 "Ultrasound Image Segmentation: A survey", *IEEE Transactions On Medical Imaging*. 2006, Volumen 25, No. 8, pp. 987 – 1010.
- [10] LOCKWOOD, G.R, D.H. Turnbull, D.A. Christopher, F.S. Foster.  
1996 "Beyond 30 MHz: applications of high frequency ultrasound imaging". *Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 1996, Volumen 15, Issue: 6, pp. 60-71.
- [11] INGUNZA M. Roberto, Jorge VALVERDE V.  
2002 *Diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales ultrasónicas para transductores industriales*. Tesis de Ingeniería, Facultad de Ciencias e ingeniería, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, 2002.
- [12] PRINCE L, Jerry, Jonathan M. LINKS  
2006 *Medical Imaging Signals and Systems*. New Jersey: Pearson Prentice Hall.
- [13] CARRION, Pedro, Juan RÓDENAS, José Joaquín RIETA  
2006 *Ingeniería Biomédica. Imágenes Médicas*. Primera edición. Murcia: Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha. Consulta: 29 de Noviembre de 2012.  
  
<<http://books.google.com.pe/books?id=0KrUsKrVdOYC&printsec=frontcover&dq=Ingenier%C3%ADa+biom%C3%A9dica:+Im%C3%A1genes+m%C3%A9dicas+download&hl=en&sa=X&ei=wCi4UMPNFKet0AGd34C4Cg&ved=0CDMQ6AEwAA#v=onepage&q&f=false>>
- [14] PASARIELLO, Gianfranco, Fernando MORA  
1995 *Imágenes Médicas. Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación*. Primera edición. Venezuela: Equinoccio Ediciones de la Universidad Simón Bolívar. Consulta: 29 de Noviembre de 2012.  
  
<<http://books.google.com.pe/books?id=Ah-qmV3wrs0C&printsec=frontcover&dq=Ingenier%C3%ADa+biom%C3%A9dica:+Im%C3%A1genes+m%C3%A9dicas+download&hl=en&sa=X&ei=wCi4UMPNFKet0AGd34C4Cg&ved=0CDYQ6AEwAQ#v=onepage&q&f=false>>

- [15] FISIOCATESSEN BLOG  
2011 “Medicina nuclear”. Consulta: 29 de Noviembre de 2012.  
  
< <http://fisiocatessen.blogspot.com/2011/11/la-medicina-nuclear.html> >
- [16] GRUPO TECNE  
2009 “La Resonancia Magnética”. Consulta: 29 de Noviembre de 2012.  
  
<<http://web.educastur.princast.es/proyectos/grupotecne/asp1/investigacion/vermensajebbb.asp?idmensaje=3151>>
- [17] TECNITEST INGENIEROS  
2012 “Radiografía”. Consulta 29 de Noviembre de 2012.  
  
<<http://www.tecnitest.com/16-69-large/escaner-escaner-cr-35-ndt-y-hd-cr-35-ndt.jpg>>
- [18] LABTOP  
2012 “Escáner de Ultrasonidos”. Consulta: 29 de Noviembre de 2012.  
  
< <http://labtop.pe/inicio/medicina-general/details/427/30/veterinaria-zootecnia/escaner-de-ultrasonidos.html>>
- [19] CANNATA, Jon, Qifa ZHOU, Jay WILLIAMS, Jesse YEN, Chang-Hong HU, K. Kirk SHUNG  
2012 *Development of high frequency Ultrasound transducers for medical imaging* [Diapositivas]. University of Southern California: Biomedical Engineering Department. Consulta: 29 de Noviembre de 2012.  
  
< <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-11937-73361-979.pdf>>