

**MODELO FUNCIONAL DE UN EQUIPO GENERADOR DE ONDAS
ULTRASÓNICAS PARA FISIOTERAPIA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN**

AUTORES:

**SONIA MILENA CASTILLO CÁRDENAS
JORGE HUMBERTO CRISTANCHO CUERVO
JULIÁN EFRÉN CRISTIANO RODRÍGUEZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
2007**

**MODELO FUNCIONAL DE UN EQUIPO GENERADOR DE ONDAS
ULTRASÓNICAS PARA FISIOTERAPIA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN**

AUTORES

**SONIA MILENA CASTILLO CÁRDENAS
JORGE HUMBERTO CRISTANCHO CUERVO
JULIÁN EFRÉN CRISTIANO RODRÍGUEZ**

DIRECTOR

RODOLFO VILLAMIZAR, PHD.

CODIRECTORA

MARIA CRISTINA SANDOVAL, MSC.

CODIRECTOR

RAMIRO A. BAUTISTA. ING.

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
2007**

DEDICATORIA

A Dios por los favores recibidos.

A mis padres por la paciencia, amor y apoyo incondicional.

A mis hermanos por su colaboración.

A mis compañeros y amigos por su compañía, amistad y cariño en especial a Paola, Milena, Astrid, Oscar Garzón, Gisela, Nicole, Wilson Javier.

A mis compañeros de proyecto Jorge y Julián por su ayuda y perseverancia.

A Oskar Javier por su gran amor, lealtad, fidelidad y comprensión en los momentos difíciles.

SONIA

En primer lugar a mi Papá Dios, quien fue el que nos brindó a Julián, Sonia y a mí la oportunidad de trabajar en este proyecto y nos respalda en todo momento.

A mi familia, en especial a mis papás y a mi hermana, por ser un gran soporte anímico y moral en los momentos difíciles.

A mis líderes y compañeros del Movimiento Estudiantil Alfa y Omega entre 2005 y 2007, por sus oraciones y su ánimo.

A mis amigos de Bucarica, en especial Luis Eduardo, Andrés, Milena y L. Paola.

A mis amigos y compañeros de la U, especialmente a Diana Astrid, Diego Armando y Nancy.

A Sonia y Julián, quienes navegaron conmigo en aguas calmas y tormentosas durante el proyecto.

A todos los que compartieron conmigo momentos de gloria y adversidad, dejándome valiosas enseñanzas en el camino.

Y por último, pero no menos importante, a todos los fisioterapeutas que trabajan por el bienestar del ser humano en momentos difíciles, como lo es la rehabilitación.

JORGE

A Dios padre celestial por acompañarme durante esta y todas las etapas de mi vida.

A mis padres y hermanos pues ellos estuvieron conmigo apoyándome incondicionalmente en los momentos alegres al igual que en los difíciles.

A mi familia porque me colaboraron para alcanzar este triunfo tan importante de mi vida.

A Sonia y Jorge por su entrega y compromiso con nuestro proyecto de grado.

A las personas que nos colaboraron durante la realización del proyecto.

JULIAN

AGRADECIMIENTOS

A Dios por ser nuestro apoyo espiritual y el que nos dio la fortaleza necesaria para poder culminar esta etapa.

A nuestras familias, ya que sin ellos no hubiera sido posible el éxito de este proyecto.

A nuestros directores de proyecto PhD. Rodolfo Villamizar y Msc. Maria Cristina Sandoval por sus orientaciones y su tiempo dedicado a la realización de este proyecto.

A la empresa IONIX Ltda., por los equipos e implementos suministrados, especialmente a los ingenieros Ramiro Bautista, Salvador Pacheco, Manuel Márquez, Diego Mahecha, Carlos Esparza y Gabriel Rivera por la colaboración brindada.

A la Universidad Industrial de Santander, a la escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones y a la escuela de Fisioterapia por todo su apoyo y sus aportes, que fueron de gran utilidad para la realización de algunas de las pruebas en el proyecto.

A los profesores Javier Mier, Oscar Gualdrón, Gilberto Carrillo, y al ingeniero Jairo Mantilla, por su valiosa ayuda.

A nuestros amigos y compañeros que compartieron nuestros triunfos a lo largo de nuestra carrera.

RESUMEN

TÍTULO:

MODELO FUNCIONAL DE UN EQUIPO GENERADOR DE ONDAS ULTRASÓNICAS PARA FISIOTERAPIA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN*

AUTORES:

SONIA MILENA CASTILLO CÁRDENAS
JORGE HUMBERTO CRISTANCHO CUERVO
JULIÁN EFRÉN CRISTIANO RODRÍGUEZ**

PALABRAS CLAVE:

APLICACIONES ULTRASÓNICAS, CONVERSIÓN DE POTENCIA, GENERADOR DE SEÑALES, REALIMENTACIÓN, TERAPIA, TRANSDUCTOR PIEZOELÉCTRICO.

DESCRIPCIÓN:

El ultrasonido es usado como agente terapéutico para tratar diversas afecciones físicas, aprovechando los efectos que causa en el organismo; estas ondas son generadas por transductores piezoeléctricos a partir de una señal periódica proveniente de un generador de ondas ultrasónicas, denominándose al conjunto completo generador-transductor 'equipo de terapia por ultrasonido'. En la actualidad estos equipos permiten la variación de cuatro parámetros importantes: tiempo de tratamiento, intensidad de potencia, frecuencia de onda y modalidad de aplicación de la onda (continua o pulsátil).

Para el mercado colombiano el costo de los equipos usados para llevar a cabo el tratamiento descrito es elevado, lo cual restringe el fácil acceso al mismo. En este trabajo se propone el diseño y la construcción de un modelo funcional electrónico capaz de generar ondas ultrasónicas mediante la programación de los parámetros mencionados. El equipo final basado en el modelo funcional será utilizado en fisioterapia para el tratamiento de las patologías que requieren de calor profundo, con un costo accesible en el país.

Los resultados del presente trabajo muestran que el modelo funcional diseñado y construido es capaz de generar una onda ultrasónica senoidal con baja distorsión armónica, con la potencia de salida, frecuencia, modalidad de aplicación, y tiempo de terapia programados, dentro de los márgenes de tolerancia estipulados en las normas pertinentes y con los diseños considerados; además se contribuye al desarrollo de equipos de ultrasonido en la región, a partir de la transferencia y adaptación de la tecnología existente para los mismos. El diseño se basó en las normas establecidas para equipos de terapia por ultrasonido por la Comisión Electrotécnica Internacional, IEC (International Electrotechnical Commission) y recopilada por el Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación, ICONTEC.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas, Ingeniería Electrónica, PhD. Rodolfo Villamizar.

SUMMARY

TITLE:

FUNCTIONAL MODEL OF AN ULTRASONIC WAVES GENERATING EQUIPMENT FOR PHYSICAL THERAPY: DESIGN AND CONSTRUCTION*

AUTHORS:

SONIA MILENA CASTILLO CÁRDENAS
JORGE HUMBERTO CRISTANCHO CUERVO
JULIÁN EFRÉN CRISTIANO RODRÍGUEZ**

KEYWORDS:

ULTRASONIC APPLICATIONS, POWER CONVERSION, SIGNAL GENERATOR, FEEDBACK, THERAPY, PIEZOELECTRIC TRANSDUCER.

DESCRIPTION:

Ultrasound is used as a therapeutic agent to treat diverse physical affections, taking advantage of the effects that it causes in the organism; these waves are generated by piezoelectric transducers from an periodic signal originated by an ultrasonic waves generator, denominating to the complete generator-transducer set 'therapy equipment by ultrasound'. At present time these equipments allows the variation of four important parameters: treatment time, power intensity, wave frequency and wave application modality (continuous or pulsed).

For Colombian market, the used equipment to carry out the described treatment is expensive, which restricts its easy access. This work exposes the design and construction of an electronic functional model able to generate ultrasonic waves by means of the programming of the mentioned parameters. The final equipment based on the functional model will be used in physical therapy to treat pathologies that require of deep heat, with an accessible cost in the country.

Results of the present work show that the designed and constructed functional model is able to generate a sine ultrasonic wave with low harmonic distortion, with programmed power output, frequency, application modality, and time of therapy, within the stipulated tolerance limits in the pertinent standards and with the considered designs; in addition, this work contributes to the development of ultrasound equipments in the region, starting from the transference and adaptation of the existing technology for such. The design was based on the established standards for therapy equipments by ultrasound by the IEC (International Electrothechnical Commission) and compiled by the Colombian Institute of Technical Standards and Certification, ICONTEC (Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación).

* Degree Work

** Faculty of Physical-Mechanical Engineering. Electronic Engineering. PhD. Rodolfo Villamizar.

TABLA DE CONTENIDO

TABLA DE CONTENIDO	XII
LISTA DE FIGURAS	XVI
LISTA DE TABLAS	XVIII
LISTA DE ANEXOS	XIX
INTRODUCCIÓN	XX
1 MARCO TEÓRICO	1
1.1 Aspectos generales del ultrasonido	1
1.1.1 Clasificación de los sonidos	1
1.1.2 Ventajas y desventajas del ultrasonido	1
1.2 Efecto piezoeléctrico.....	2
1.2.1 Efecto piezoeléctrico directo.....	2
1.2.2 Efecto piezoeléctrico inverso	2
1.2.3 Tipos de materiales piezoeléctricos.....	3
1.2.4 Transductores ultrasónicos piezoeléctricos usados en medicina	4
1.3 Aplicaciones médicas del ultrasonido.....	6
1.3.1 Equipos de terapia.....	6
1.3.2 Equipos de diagnóstico	6
1.4 Ultrasonido terapéutico	7
1.4.1 Frecuencia de los equipos de ultrasonido	7
1.4.2 Modalidades de aplicación de las ondas de ultrasonido.....	8
1.4.3 Efectos en el organismo	9
1.5 Estado del arte	11

2	DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA	13
2.1	Generalidades del diseño del equipo	13
2.1.1	Funcionamiento general	14
2.2	Generación.....	14
2.2.1	Descripción y requerimientos	14
2.2.2	Solución propuesta.....	14
2.3	Amplificación	17
2.3.1	Descripción y requerimientos	17
2.3.2	Solución propuesta.....	17
2.3.3	Implementación	20
2.4	Realimentación	26
2.4.1	Descripción.....	26
2.4.2	Requerimientos	26
2.4.3	Solución Propuesta	26
2.5	Protecciones	30
2.5.1	Elementos de protección por exceso de corriente.....	30
2.5.2	Elementos de protección por exceso de tensión	30
2.5.3	Elementos de aislamiento	31
2.5.4	Disipadores de calor.....	31
2.5.5	Cabezal en el aire.....	31
2.6	Visualización y entrada de datos: interfaz	31
2.6.1	Interfaz de entrada: parámetros a programar	31
2.6.2	Interfaz de salida: indicaciones visuales.....	32
2.6.3	Visualizaciones de interfaz de usuario	32

2.6.4	Teclado.....	33
2.7	Unidad de procesamiento.....	33
2.7.1	Descripción.....	33
2.7.2	Requerimientos	33
2.7.3	Implementación	35
2.8	Costo total del equipo.....	37
3	PRUEBAS Y RESULTADOS	38
3.1	Simulación del comportamiento del sistema.....	38
3.1.1	Comportamiento del sistema en lazo abierto	38
3.1.2	Consumo de potencia en el cabezal.....	39
3.1.3	Factor de calidad Q para los filtros implementados.....	40
3.2	Pruebas experimentales de las etapas implementadas	41
3.2.1	Alimentación DC-DC variable.....	41
3.2.2	Ganancia de filtros.....	42
3.2.3	Potencia acústica	44
3.2.4	Linealidad del divisor capacitivo a 3.2 MHz.....	45
3.2.5	Relación entre tensión del DAC e intensidad de potencia.....	45
3.3	Resultados experimentales de diversas señales	47
3.3.1	Divisor de frecuencia	47
3.3.2	Ciclo útil.....	47
3.3.3	Distorsión armónica total	49
3.4	Instrumentos usados en las pruebas	50
3.4.1	Generador de ondas Protek G305.....	50
3.4.2	Osciloscopio Tektronix TDS1002	51

3.4.3	Otros instrumentos de medición	51
4	CONCLUSIONES	52
5	RECOMENDACIONES	54
	BIBLIOGRAFÍA	55

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1. Efecto piezoeléctrico inverso.	3
Figura 1.2. Diferencia entre el efecto piezoeléctrico y la electrostricción.....	4
Figura 1.3. Montaje de un material piezoeléctrico en un transductor.....	5
Figura 1.4. Esquema de propagación del campo acústico de un transductor.....	6
Figura 2.1. Diagrama general del equipo diseñado.	13
Figura 2.2. Esquema general etapa de generación	15
Figura 2.3. Formato de programación del LTC6904, mediante protocolo I^2C	16
Figura 2.4. Esquema general del sistema de amplificación.....	18
Figura 2.5. Esquema del amplificador de potencia implementado.....	18
Figura 2.6. Diagrama de bloques del convertidor DC-DC	19
Figura 2.7. Esquema de selección de filtros.	20
Figura 2.8. Esquema de la etapa de amplificación	21
Figura 2.9. Implementación del regulador LM317, para la salida fija.....	22
Figura 2.10. Diagrama del convertidor DC-DC	23
Figura 2.11. Equivalentes eléctricos del cabezal	24
Figura 2.12. Filtro diseñado y respuesta en frecuencia para 1MHz.....	25
Figura 2.13. Filtro diseñado y respuesta en frecuencia para filtro de 3.2MHz	25
Figura 2.14: Implementación del sensado de tensión.....	27
Figura 2.15: Implementación del sensado de frecuencia.....	27
Figura 2.16: Esquema de la realimentación de tensión	28
Figura 2.17. Esquema de implementación del DAC en el proyecto.....	29
Figura 2.18. Esquema de la realimentación de frecuencia	29
Figura 2.19. Diagrama de flujo del funcionamiento del equipo	34

Figura 2.20. Circuito de elementos conectados al microcontrolador.....	36
Figura 3.1. Resultados de simulación del sistema en el tiempo para 1MHz.....	38
Figura 3.2. Resultados de simulación del sistema en el tiempo para 3.2MHz.....	39
Figura 3.3. Curvas características de la fuente dual implementada.....	41
Figura 3.4. Curva para obtener la ganancia del filtro de 1MHz.....	43
Figura 3.5. Curva para obtener la ganancia del filtro de 3.2MHz.....	43
Figura 3.6. Curva de potencia a 1 MHz.....	44
Figura 3.7. Curva de potencia a 3.2 MHz.....	44
Figura 3.8. Factor de atenuación del divisor capacitivo a 3.2 MHz.....	45
Figura 3.9. Relación entre tensión del DAC e intensidad de potencia.....	46
Figura 3.10. Capturas de ondas de salida del divisor de frecuencia.....	47
Figura 3.11. Capturas de ondas de salida con ciclo útil aplicado.....	48
Figura 3.12. Capturas de la onda de tensión de salida en modo continuo.....	49
Figura 3.13. Espectro de la onda de salida en modo continuo.....	49
Figura 3.14. Equipo final.....	51

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.1: Algunos equipos disponibles en el mercado colombiano.....	12
Tabla 2.1: Requerimientos del equipo.	13
Tabla 2.2: Rango de frecuencias con su valor OCT asociado para el LTC6904 ...	16
Tabla 2.3: Elementos usados en la amplificación de potencia.....	20
Tabla 2.4. Elementos usados en la alimentación DC.....	22
Tabla 2.5. Tabla de elementos usados en los filtros	24
Tabla 2.6. Tabla de elementos usados en la realimentación	30
Tabla 2.7. Parámetros a programar en la interfaz de entrada	32
Tabla 3.9. Costo total de materiales usados en el modelo funcional	37
Tabla 3.1. Potencia consumida por el cabezal a 40V pico.....	39
Tabla 3.2. Obtención del factor de calidad para los filtros implementados.	40
Tabla 3.3. Cálculo de la eficiencia del convertidor DC-DC implementado.	42
Tabla 3.4. Ganancias resultantes de filtros implementados.....	42
Tabla 3.5. Resultados de la atenuación del divisor capacitivo	45
Tabla 3.6. Resultados del divisor de frecuencia.....	47
Tabla 3.7. Distorsión armónica total para 1 MHz	50
Tabla 3.8. Distorsión armónica total para 3.2 MHz	50

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A: Requerimientos para equipos terapéuticos por ultrasonido	57
ANEXO B: Manual de usuario equipo final	64
ANEXO C: Circuitos integrados usados en el proyecto	73
ANEXO D: Glosario	74

INTRODUCCIÓN

Los altos costos de equipos especializados para el tratamiento de enfermedades contribuyen en gran medida al encarecimiento de muchos de los servicios de salud, debido a que implica una inversión económica significativa, incrementada por los costos de importación, asesorías técnicas y mantenimiento. En nuestro medio son pocas las empresas nacionales orientadas a la transferencia y adecuación tecnológica, y son aún menos las empresas destinadas a desarrollar tecnología capaz de satisfacer las necesidades del mercado local. Por estas dos razones resulta difícil adquirir equipos médicos especializados de buena calidad y a costos accesibles para los profesionales de la salud.

Este proyecto se plantea a partir de la necesidad de diseñar y construir un equipo de terapia por ultrasonido con un bajo costo. Éste se realiza con el apoyo de la empresa IONIX Ltda., creada por estudiantes egresados de Ingeniería Electrónica de la UIS.

El contenido del libro se dispone de la siguiente manera: en el primer capítulo se presenta una descripción teórica de la terapia por ultrasonido; en el segundo capítulo se hace una descripción detallada de modelo funcional y el desarrollo del equipo desde las perspectivas de Hardware y Software; en el tercer capítulo se muestran las pruebas y resultados realizados; finalmente se hacen las conclusiones y recomendaciones respecto al proyecto y al equipo. Se incluyen como anexos los requerimientos normativos, el manual del usuario, la lista de los implementos utilizados y un glosario.

1 MARCO TEÓRICO

1.1 ASPECTOS GENERALES DEL ULTRASONIDO

1.1.1 Clasificación de los sonidos

El sonido es causado por una serie de compresiones y expansiones del aire capaces de hacer vibrar el tímpano, lo cual no significa necesariamente que todas las vibraciones que se producen en el aire puedan ser captadas por el oído. Es por eso que las ondas sonoras se clasifican, por su frecuencia, en infrasonidos, sonidos y ultrasonidos. Los ultrasonidos comprenden un rango de frecuencias superiores a los 16 kHz. En el caso específico de medicina las frecuencias utilizadas son habitualmente superiores a 0,5 MHz: siendo entre 0,5 y 3 MHz para su uso terapéutico y entre 1 y 10 MHz para ecografía.

1.1.2 Ventajas y desventajas del ultrasonido

Las ondas ultrasónicas obedecen a las mismas leyes básicas del movimiento ondulatorio de las ondas sonoras que implican frecuencias bajas; sin embargo, presentan algunas adicionales que se describen a continuación.

- Las ondas de frecuencias más altas tienen longitudes de onda más cortas, lo que significa que la difracción o flexión en torno a un obstáculo de dimensiones determinadas se reduce en forma correspondiente; por lo tanto es más fácil dirigir y enfocar un haz de ultrasonido.
- El ultrasonido puede emitirse y propagarse a través del tejido biológico, lo que lo hace idóneo para aplicaciones médicas.
- El carácter inaudible del ultrasonido para el ser humano, se aprovecha en aplicaciones militares importantes.

La desventaja más sensible de una onda ultrasónica es que la energía que transporta se pierde rápidamente a medida que se propaga por el medio, por lo que se requiere que el sistema que genere dicha onda sea potente, si se desea que una onda ultrasónica tenga el mayor alcance posible, o que la aplicación del ultrasonido no requiera de grandes distancias para su uso.

1.2 EFECTO PIEZOELÉCTRICO

Cualquier objeto que vibre es una fuente de sonido, el cual puede ser generado mecánicamente. Para aplicaciones médicas estas ondas se generan por medio de transductores que se basan en el principio piezoeléctrico para su funcionamiento. El efecto piezoeléctrico es conocido desde hace más de un siglo, y originalmente fue descubierto en una sal de Rochelle por los hermanos Jacques y Pierre Curie alrededor del año 1880.

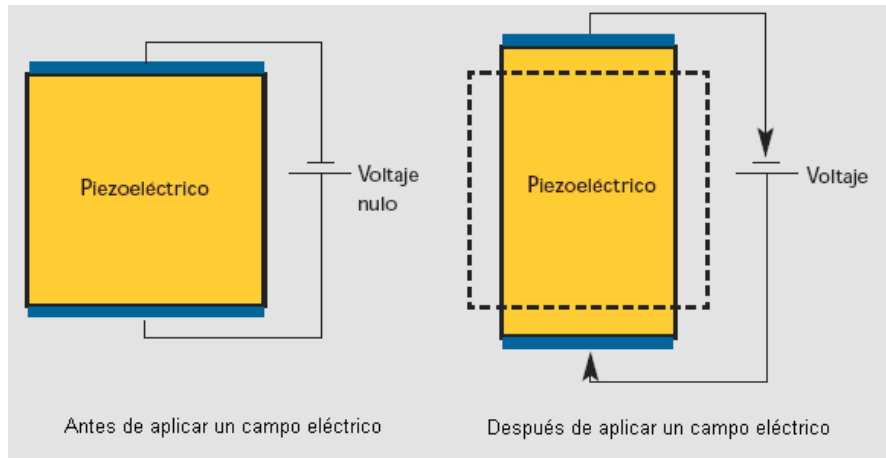
1.2.1 Efecto piezoeléctrico directo

Son cambios eléctricos que se producen en la superficie externa de un material piezoeléctrico al aplicar presión a los cristales de cuarzo y a ciertos materiales policristalinos (titanato de Plomo, zirconato y titanato de bario). Este efecto se explica por el desplazamiento de iones en cristales que tienen una celda unitaria asimétrica o poliedro más simple que compone la estructura de un cristal. Cuando se comprime el cristal, los iones de las celdas se desplazan, provocando la polarización eléctrica de la misma. Debido a la regularidad de la estructura cristalina, estos efectos se acumulan, produciendo una diferencia de potencial eléctrico entre determinadas caras del cristal. En el cuerpo humano se observan estos efectos especialmente en tejidos óseos, fibras de colágeno y proteínas corporales.

1.2.2 Efecto piezoeléctrico inverso

Si los materiales piezoeléctricos anteriormente mencionados son expuestos a una tensión eléctrica, estos experimentan cambios en la forma, de acuerdo con la magnitud y la forma de aplicación de la misma. Este efecto se explica por el desplazamiento de iones causado por las fuerzas electrostáticas, produciendo una deformación mecánica en el cristal. El efecto se ilustra en la Figura 1.1.

Figura 1.1. Efecto piezoeléctrico inverso.



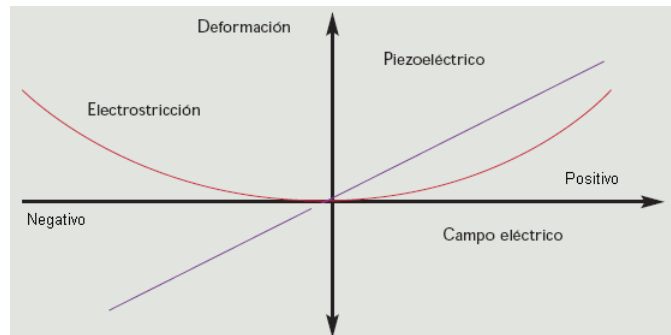
Fuente: Tomado de *Materiales inteligentes I/II. Introducción a los materiales del siglo XXI*

Se debe hacer una distinción entre el efecto piezoeléctrico y un fenómeno parecido, denominado *electrostricción*. La diferencia entre la piezoelectricidad y la electrostricción aparece cuando se invierte el signo de la tensión aplicada: mientras el material piezoeléctrico puede alargarse o comprimirse, el material *electrostrictivo* sólo puede alargarse independientemente de la dirección del campo eléctrico aplicado; una ilustración de la diferencia de ambos efectos puede observarse en la Figura 1.2. Aunque los materiales piezoeléctricos presentan electrostricción, el efecto predominante es el efecto piezoeléctrico propiamente dicho.

1.2.3 Tipos de materiales piezoeléctricos

Los materiales que poseen carácter piezoeléctrico de forma natural son las sales de Rochelle y el cuarzo. Actualmente existen dos tipos de materiales piezoeléctricos ampliamente aceptados: cerámicas (piezocerámicas) y polímeros piezoeléctricos (piezopolímeros). Las cerámicas piezoeléctricas más empleadas se denominan titanato de zirconio de plomo (PZT), y el polímero piezoeléctrico más desarrollado es el polifluoruro de vinilideno (PVDF). Mientras que las piezocerámicas son rígidas y frágiles, los piezopolímeros son flexibles y dúctiles. Para conseguir contrariamente desplazamientos apreciables se suele apilar un gran número de piezocerámicas; los piezopolímeros en conjunto son más indicados para actuar como sensores porque añaden una rigidez mínima a la estructura dada su flexibilidad y son de fácil fabricación.

Figura 1.2. Diferencia entre el efecto piezoeléctrico y la electrostricción



Fuente: *Materiales inteligentes I/II. Introducción a los materiales del siglo XXI*

1.2.4 Transductores ultrasónicos piezoeléctricos usados en medicina

El transductor piezoeléctrico que se usa para aplicaciones médicas está conformado por uno o más discos de material piezoeléctrico; en este último caso el transductor es de tipo pila. Cuando se le aplica un potencial eléctrico, cambia las dimensiones del material pero en la mayoría de aplicaciones, incluyendo las médicas, sólo se requiere que lo haga en dirección paralela al eje del disco; por tanto se colocan unas monturas al piezoeléctrico, que solo le permiten moverse en una dirección. A lo anterior se le añade el hecho de que el material piezoeléctrico es polarizado de tal forma que éste cambia sus dimensiones de manera apreciable en dicha dirección. Este hecho se ilustra en la Figura 1.3.

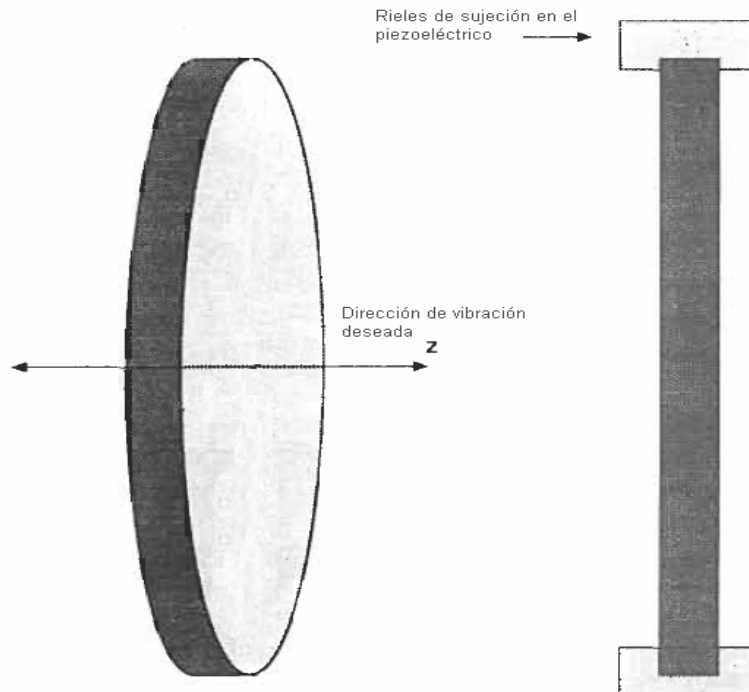
También se debe tener en cuenta que cuando un transductor es excitado, el ultrasonido se produce en las dos caras del disco piezoeléctrico. Cuando esto ocurre, parte de la onda ultrasónica que se produce en una de las caras se refleja hacia la otra cara dentro del transductor, y parte de dicha onda reflejada viaja nuevamente hacia la cara del disco que la originó, de modo que puede producirse interferencia en la onda de salida resultante.

Frecuencia de resonancia del transductor

Para que un transductor piezoeléctrico funcione es necesario que éste sea sometido a una señal eléctrica periódica, de modo que las dimensiones del material piezoeléctrico aumenten y disminuyan de igual manera, produciendo vibraciones en el mismo. Cuando la frecuencia de la señal eléctrica es igual a la frecuencia de resonancia del piezoeléctrico, la amplitud de las vibraciones será máxima, lo cual es deseable que ocurra para las aplicaciones en que se usan estos transductores. En el caso de los transductores piezoeléctricos, se requiere que el elemento transductor sea capaz de vibrar en un rango de frecuencias tal que permita cierta

tolerancia ante posibles variaciones en la frecuencia de la señal eléctrica de excitación.

Figura 1.3. Montaje de un material piezoeléctrico en un transductor



Fuente: Adaptado de *Introduction to Medical Electronics Applications*

Campo acústico producido por el transductor

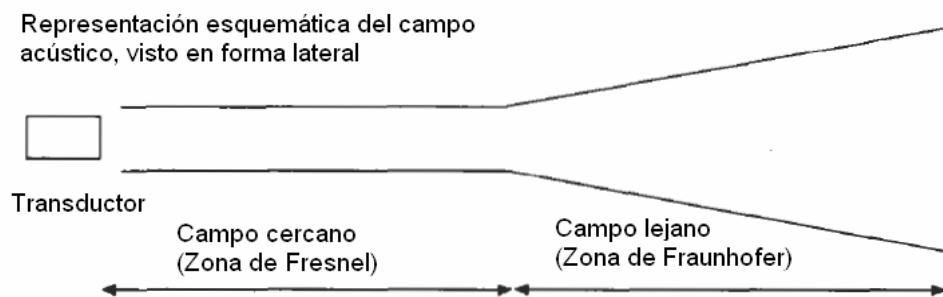
El campo acústico producido por un transductor depende de la frecuencia diseñada, el diámetro del piezoeléctrico y la forma de este. Existen dos formas de aproximar el modelo de un campo acústico producido por el transductor:

- La aproximación de Fresnel, que provee la mejor estimación del campo en la zona cercana al transductor.
- La aproximación de Fraunhofer, para grandes distancias.

El límite entre ambos campos se define usualmente en términos de la potencia de la onda ultrasónica emitida por el transductor, donde una parte de la misma

corresponde al campo cercano (zona de Fresnel) y la otra corresponde al campo lejano (zona de Fraunhofer). La forma de dichos campos es distinta: en la zona de Fresnel el haz ultrasónico tiene prácticamente la misma área transversal del transductor (ausencia de divergencia); en la zona de Fraunhofer el haz ultrasónico diverge. Respecto a la magnitud de la presión producida por la onda ultrasónica, en el campo cercano varía de forma oscilatoria, mientras que en el campo lejano ésta disminuye conforme va aumentando la distancia entre el punto en que se mide dicho campo y el transductor.

Figura 1.4. Esquema de propagación del campo acústico de un transductor



Fuente: Adaptado de *Introduction to Medical Electronics Applications*

1.3 APLICACIONES MÉDICAS DEL ULTRASONIDO

1.3.1 Equipos de terapia

- Nebulizadores para el tratamiento de problemas respiratorios, utilizan transductores cerámicos y trabajan en régimen continuo con frecuencia del orden de 1MHz.
- Equipos de ultrasonido terapéutico, trabajan con transductores de frecuencia de 1 o 3MHz en régimen continuo y pulsado. Trabajan con intensidades máximas de $3\text{W}/\text{cm}^2$.

1.3.2 Equipos de diagnóstico

- Equipos para la medición de flujo sanguíneo y estructuras en movimiento. Trabajan a frecuencias de 2 y 4MHz, y permiten tener una valoración de las

partes en movimiento del cuerpo humano, tales como el flujo sanguíneo y el corazón.

- Sistemas de visualización: permiten obtener imágenes del interior del cuerpo humano.

1.4 ULTRASONIDO TERAPÉUTICO

El uso de las ondas sonoras como método de tratamiento data de la Edad Media, donde se aplicó en pacientes con enfermedades neurológicas, en los cuales se utilizaba el campo de resonancia de un cristal sometido a vibraciones. En la actualidad, el ultrasonido es usado como agente terapéutico para tratar diversas afecciones físicas, aprovechando los efectos que causa la onda ultrasónica en el organismo.

El equipo generador de ondas sonoras es capaz de producir en los tejidos del paciente dos efectos de distinta índole: por una parte produce elevación de la temperatura de la zona de tratamiento y por el otro, cambios mecánicos, denominados en Fisioterapia *efectos no térmicos*. Ambos generan aumento del metabolismo que induce cambios en los tejidos. A su vez, el tratamiento con ultrasonido se usa en conjunto con otras técnicas terapéuticas para lograr un tratamiento eficaz.

1.4.1 Frecuencia de los equipos de ultrasonido

El rango de frecuencias para los tratamientos en Fisioterapia, según la *Chartered Society of Physiotherapy*, está entre 0.75 MHz y 3.4 MHz; en la práctica los equipos disponibles en el mercado hacen uso de los siguientes rangos de frecuencia:

- 1 MHz (1-1.4 MHz)
- 3 MHz (3-3.4 MHz)

Las diferencias entre ambas frecuencias se basan en la facilidad de penetración de los tejidos atravesados. Con mayores frecuencias se intervienen los tejidos superficiales tales como la piel, mientras que con frecuencias menores se tratan los tejidos más profundos. La terapia profunda se realiza con utilización de un cabezal que genere menor frecuencia, dado que a esta frecuencia existe menor pérdida de energía a medida que el haz va atravesando los tejidos. Esta pérdida, que se mide en unidades de potencia por unidad de longitud, se llama *atenuación* y se debe a diversos factores como la absorción de energía por el medio, diferentes reflexiones por poca homogeneidad de los medios, dispersiones y pérdidas de dirección por refracción. La atenuación y, por ende, la penetración de la onda ultrasónica en un

tejido dependen básicamente de las propiedades del medio y de la frecuencia de emisión del ultrasonido: para frecuencias de 1MHz, la profundidad de penetración de la onda de ultrasonido en el tejido muscular está aproximadamente entre 3-4cm de profundidad, por lo que se utilizan para patologías profundas, especialmente en músculos y tendones; en frecuencias de 3MHz, la onda penetra aproximadamente 1cm, por lo que se utilizan en patologías superficiales como edemas, abrasiones de la piel, epicondilitis, artritis en pequeñas articulaciones, periostitis, entre otros.

1.4.2 Modalidades de aplicación de las ondas de ultrasonido

Modo pulsátil

Consiste en la aplicación de la onda sonora con intervalos de interrupción en la misma, dando lugar a pequeñas ráfagas de ultrasonido. El periodo de tiempo donde se aplica la señal de ultrasonido se le conoce como *ciclo útil*, mientras que al intervalo donde no hay emisión de ultrasonido se le conoce como *ciclo de reposo*. Las nomenclaturas más habituales para indicar el tipo de onda pulsátil se muestran a continuación:

- Porcentaje de ciclo útil: expresa el ciclo útil como un porcentaje del periodo de la onda.
- Relación impulso-reposo: Indica el número de veces en que se cumple el ciclo de reposo respecto al ciclo activo de la onda pulsátil, tomando como referencia el tiempo del ciclo útil.
- Relación tiempo ciclo útil-tiempo reposo: es similar a la relación impulso-reposo, con la diferencia en que lo indicado es directamente el tiempo del ciclo útil y del ciclo de reposo, expresados ambos en milisegundos.

La terapia que utiliza este modo de aplicación se basa en efectos primordialmente no térmicos, dado que la temperatura en el tejido, incrementada inicialmente por la aplicación de la onda, desciende durante los intervalos de tiempo donde no se aplica dicha onda. En algunos equipos comerciales la suma del tiempo del ciclo útil con el tiempo de reposo llega como mínimo a 10 ms. Este tipo de emisión está indicado para facilitar la reparación de tejidos.

Modo constante o continuo

Es la emisión de ondas sonoras sin interrupciones a la frecuencia elegida. Este tipo de emisión provoca una sensación térmica en el paciente debido a que se produce calor constante en el tejido, de modo que éste no se puede enfriar rápidamente; por

este motivo la intensidad de potencia de la onda no debe sobrepasar el valor máximo aprobado por las normas vigentes, que en el medio colombiano corresponde a la norma NTC 60601-2-5, para evitar posibles quemaduras en los tejidos. Este tipo de emisión está indicado en aquellos trastornos donde se requiera mejorar la circulación local de fluidos en el tejido tratado y así reducir el dolor en el mismo.

1.4.3 Efectos en el organismo

Los ultrasonidos son aplicados en el tejido utilizando energía cinética, la cual será conducida, absorbida y transformada en otra energía de acuerdo con las características de los tejidos y de la onda aplicada a ellos. Los efectos fundamentales o primarios que se pueden apreciar son de tipo mecánico y térmico, que en su conjunto producen efectos de carácter biológico en el organismo. A continuación se describen dichos efectos.

Efectos térmicos

La energía transmitida por la onda ultrasónica y absorbida por los tejidos se convierte en calor; la cantidad de éste depende de la naturaleza del tejido, de la cantidad de fluido que circula en él y de la frecuencia de la onda. Dicho calor produce efectos en el organismo; tales como:

- Incremento del flujo sanguíneo
- Aumento de la extensibilidad y por ende de la capacidad de deformación de las fibras de colágeno presentes en los tejidos
- Alivio del dolor

Una vez producido, el calor se disipa por difusión térmica y mediante la circulación sanguínea local; es por esto que en zonas donde existe poca irrigación sanguínea la disipación de calor se tarda más que en otros tejidos.

Efectos no térmicos

El primer efecto no térmico que puede verse en los tejidos es la *cavitación*, que consiste en la producción de burbujas en un medio líquido debido a un campo acústico. Existen dos tipos de cavitación, con efectos distintos:

- Estable: ocurre cuando las burbujas se expanden y contraen de forma periódica, de acuerdo con la presión ejercida por el campo acústico. Estas pulsaciones

producen una *microcorriente* de burbujas que movilizan a las células adyacentes a ellas. Esto produce un incremento en la permeabilidad de la membrana celular y en la tasa de difusión de iones entre el interior y el exterior de la célula.

- Transitoria o inestable: Ocurre cuando las burbujas varían su tamaño de forma considerable, llegando a su colapso, lo que causa un incremento considerable de la temperatura y de la presión ejercida sobre el tejido adyacente a la burbuja colapsada.

Un segundo efecto consiste en una especie de masaje -el cual ha sido llamado *micromasaje*- debido a que las vibraciones sónicas causan compresión y expansión en el tejido a la misma frecuencia del ultrasonido aplicado, conduciendo a variaciones de presión. Las mayores variaciones se producen en los límites entre dos medios diferentes, las cuales causan cambios en la permeabilidad de las células y las membranas tisulares, que a su vez producen diversos efectos benéficos en el tejido tratado contribuyendo a la rápida reparación de los tejidos dañados.

Es importante destacar que todos los efectos positivos de la terapia ultrasónica son causados por el micromasaje, mientras que debe evitarse al máximo la cavitación inestable.

Efectos fisiológicos

Estos efectos se consideran una respuesta fisiológica a las acciones mecánicas y térmicas enunciadas en los apartados anteriores. Algunos de los efectos positivos más importantes son:

- Relajación muscular por efecto del aumento del flujo sanguíneo y de la elasticidad de las fibras de colágeno,
- Aceleración de la regeneración en los tejidos,
- Incremento de la extensibilidad de las fibras de colágeno presentes en los tejidos,
- Disminución del edema.
- Efecto sobre nervios periféricos, lo que produce aumento en la velocidad de conducción de éstos, lo que a su vez puede traducirse en disminución del dolor en los tejidos tratados.





Otros efectos dados por la influencia del ultrasonido, con consecuencias negativas para el organismo, son:

- Daño en los tejidos (las diferencias de presión generadas por ultrasonido puede causar cavitación inestable en los mismos); aparición de puntos rojos en la piel (petequias).
- Estasis: Lentitud o estancamiento de la circulación sanguínea o de otro fluido en el cuerpo, debida a radiaciones parásitas del cabezal (este trastorno es reversible y se elimina con un movimiento continuo de la cabeza de tratamiento).

1.5 ESTADO DEL ARTE

Actualmente existen varios equipos generadores de ondas ultrasónicas para fisioterapia disponibles en el mercado; en Colombia aún no se diseñan estos equipos, lo cual implica que deban ser importados, acarreando costos adicionales de intermediación para el profesional interesado en adquirirlos. La causa principal es la falta de conocimiento acerca del funcionamiento electrónico de los equipos, dado que la información existente es celosamente guardada por los fabricantes.

Tabla 1.1: Algunos equipos disponibles en el mercado colombiano.

Equipo	Fabricante	Precio (incluye IVA y gastos de envío)	Características
 <p>Mettler Sonicator 730 Ultrasound</p>	Mettler	\$5.231.000=	<ul style="list-style-type: none"> • 3 cabezales intercambiables en frecuencias de 1 y 3 MHz. • 2 cabezales 5cm (1 MHz & 3 MHz) • 1 cabezal 10cm (1 MHz) • Intensidad máxima: 2.2 W/cm2 con todos los aplicadores. • Modos: Continuo y pulsado (100 Hz, 20% ciclo útil)
 <p>Intelect Transport Ultrasound #2782K</p>	Chattanooga	\$8.700.000=	<ul style="list-style-type: none"> • Funciona a frecuencias de 1 y 3.3 MHz • Operación en modo continuo y pulsado: 10, 20 y 50%
 <p>Sonomed V Ref 4150</p>	Bosch	\$5.298.000=	<ul style="list-style-type: none"> • Transductor de 1 & 3 MHz • Emisión en modo continuo, y pulsado: <ul style="list-style-type: none"> ○ 100 Hz, modulado en 50%, 20% y 10% ○ 48 Hz, modulado en 20% y 10% ○ 16 Hz, modulado en 20% y 10%. • Intensidad efectiva máxima: <ul style="list-style-type: none"> ○ Modo continuo: 2 W/Cm2 ○ Modo pulsado: 3 W/Cm2
 <p>Sonopuls 490</p>	Enraf-Nonius	\$ 7.838.000=	<ul style="list-style-type: none"> • Ciclo útil: <ul style="list-style-type: none"> ○ 5 % ○ 50 % ○ 80 % ○ 100% (Continuo) • Tiempo: 0 - 30 min.

2 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA

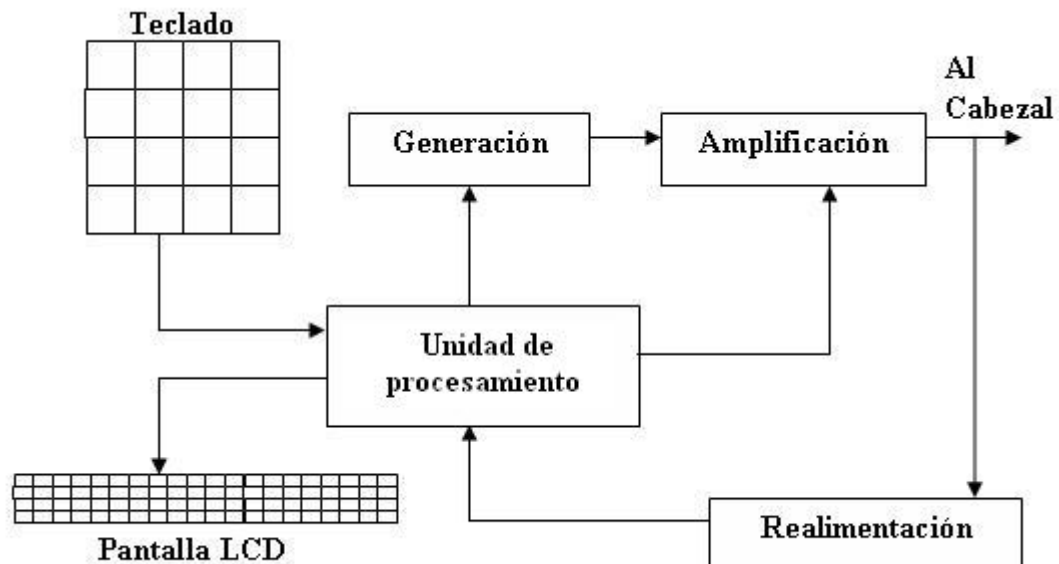
2.1 GENERALIDADES DEL DISEÑO DEL EQUIPO

Para el diseño general del equipo se toma como referencia tanto la Tabla 2.1 como el esquema de la Figura 2.1.

Tabla 2.1: Requerimientos del equipo.

Tipo de onda	Senoidal
Frecuencia	1 ó 3.2 MHz $\pm 5\%$
Potencia	1 MHz: 0.1 a 2.5 W/cm ² 3.2 MHz: 0.1 a 2.0 W/cm ² ($\pm 10\%$ sobre 20% de la salida máxima nominal)
Tiempo de terapia	1 a 30 minutos
Modos de aplicación de la onda ultrasónica	Continuo o pulsátil
Modo Pulsátil	
Frecuencia modo pulsátil	100 Hz $\pm 10\%$.
Ciclo útil modo pulsátil	10%, 20%, 50%.

Figura 2.1. Diagrama general del equipo diseñado.



2.1.1 Funcionamiento general

La señal eléctrica, que se origina en el generador y pasa por el sistema de amplificación, va hacia un transductor piezoeléctrico, contenido en un cabezal que se aplica al paciente. El sistema controla la potencia aplicada al transductor, a través de la lectura de tensión, también la frecuencia de la onda de salida, y el tiempo transcurrido de la terapia.

2.2 GENERACIÓN

2.2.1 Descripción y requerimientos

El bloque de generación es el encargado de suministrar las señales necesarias para la etapa de amplificación. Los parámetros de diseño del sistema son los siguientes:

Entradas

Un conjunto de palabras digitales, provenientes del microcontrolador, que establecen la frecuencia y habilita la salida del sistema.

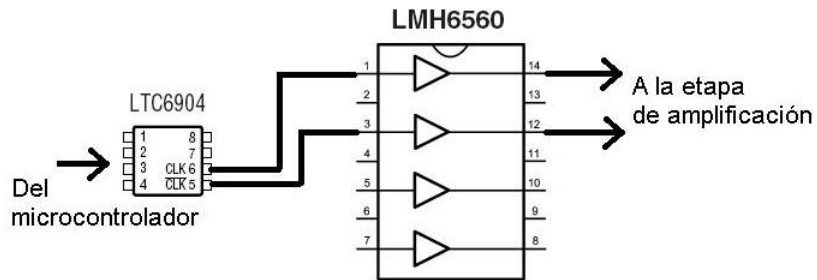
Salidas

Dos ondas cuadradas en contrafase entre 0 y 5 V, a la frecuencia programada por el microcontrolador.

2.2.2 Solución propuesta

La implementación de dicha etapa consta de un circuito integrado programable (LTC6904) encargado de generar los pulsos en cascada con un *buffer* (LMH6560), se encarga de realizar el acople de impedancias entre el generador de pulsos y la etapa de amplificación. El esquema general del bloque de amplificación se muestra en la Figura 2.2.

Figura 2.2. Esquema general etapa de generación



Generador de pulsos

El generador de pulsos LTC6904, fabricado por *Linear Technology*, es programable digitalmente mediante el protocolo denominado *I²C* (*Inter-Integrated Circuit Communications*, Comunicaciones Entre Circuitos Integrados), el cual es un protocolo de interfaz serial y síncrona, requiriendo solamente dos pines para su implementación: el de reloj –SCL, pin 3- y el de datos, o SDA, pin 2. El flujo de datos es bidireccional y alternado, y utiliza el sistema *maestro-esclavo* para su implementación. El rango de frecuencias abarca desde 1.039 kHz hasta 68 MHz, con una precisión máxima de $\pm 2.2\%$ (con una carga de 5pF en sus pines de salida), siendo la frecuencia programable a partir de dos parámetros:

- El parámetro *OCT*, que divide el rango completo de frecuencia en varias partes, tal como se muestra en la Tabla 2.2.
- El parámetro *DAC*, que permite hacer ajustes finos de frecuencia dentro de un mismo rango dado por *OCT*, a partir de la siguiente fórmula:

$$DAC = 2048 - \frac{2078(\text{Hz}) \cdot 2^{(10+OCT)}}{f}$$

Donde *f* es la frecuencia deseada.

La secuencia de programación, la cantidad y la ubicación de los bits de cada parámetro se muestran en la Figura 2.3. Esta secuencia es suministrada por el microcontrolador, el cual posee un módulo *I²C* incorporado.

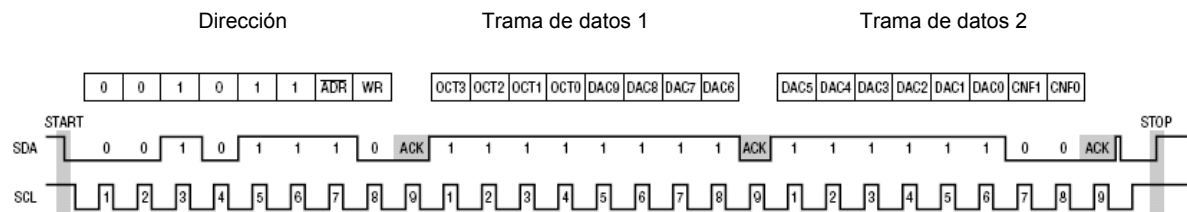
El integrado posee dos terminales de salida complementarias entre sí y su habilitación se puede programar junto con la frecuencia (mediante los bits *CNF1* y *CNF0*); además posee un terminal que permite en cualquier momento deshabilitar rápidamente el dispositivo, sin necesidad de modificar su configuración.

Tabla 2.2: Rango de frecuencias con su valor OCT asociado para el LTC6904

Rango de frecuencias	Valor OCT
$532 \text{ kHz} \leq f < 1063 \text{ kHz}$	9
$2.128 \text{ MHz} \leq f < 4.252 \text{ MHz}$	11

Fuente: Hoja de datos LTC6903/6904, Linear Technology

Figura 2.3. Formato de programación del LTC6904, mediante protocolo I²C.



Fuente: Adaptado de la Hoja de Datos del *LTC6903/6904*, Linear Technology

Buffer

El dispositivo usado como *buffer* es el LMH6560, producido por *National Semiconductor*. Se escogió este integrado porque:

- Posee cuatro *buffers* en un solo encapsulado.
- Maneja pulsos rectangulares a frecuencias hasta 75 MHz.
- Es uno de los más económicos.
- Maneja señales con una alimentación de 5V.

Se requiere de un *buffer* en el sistema porque el integrado que hace las veces de generador no trabaja de forma óptima con cargas superiores a 5pF (la frecuencia se altera fácilmente con la carga impuesta).

2.3 AMPLIFICACIÓN

2.3.1 Descripción y requerimientos

El bloque de amplificación es el encargado de suministrar una onda de tensión senoidal a la potencia requerida por el cabezal de tratamiento. Los parámetros de diseño del sistema son los siguientes:

- **Entradas:** dos onda rectangulares en contrafase, de 1 ó 3.2 MHz con ciclo útil de 50% y amplitud de 0-5 V; y un valor en continua que indique la amplitud de la onda de salida.
- **Salida:** una onda senoidal a la misma frecuencia de la señal de entrada, con una componente de continua reducida y de amplitud máxima $80 V_{pp}$. Se debe entregar una intensidad de potencia al cabezal entre 0.1 y 2.5 W/cm², lo que equivale a entregar entre 0.5 y 12.5 W de potencia acústica al cabezal utilizado (área circular de 5 cm²).

2.3.2 Solución propuesta

El esquema general de la solución propuesta para la etapa de amplificación se muestra en la Figura 2.4. El sistema completo consta de tres bloques: Amplificador de potencia, fuente DC y dos filtros sintonizados a frecuencias de 1 y 3.2 MHz. La onda de entrada es acondicionada por el amplificador de potencia, y luego pasa a través de un conjunto de filtros sintonizados a las frecuencias mencionadas, con el propósito de dar la forma de onda requerida.

Amplificador de potencia

El amplificador es alimentado por una fuente DC variable, de modo que la potencia entregada al cabezal sea regulada automáticamente. Como se observa en la Figura 2.5, el sistema está compuesto de 3 bloques:

- Circuito integrado excitador (o *driver*), encargado de acondicionar la onda proveniente del generador con la potencia suficiente para activar el inversor implementado.
- Transformador de pulsos, cuya salida son un par de ondas en contrafase, para activar el inversor, encargado de aislar la etapa de generación de la etapa de amplificación. Adicionalmente se tiene en serie con las entradas del transformador una resistencia y un condensador; estos elementos mejoran la respuesta transitoria impuesta por la inductancia y la resistencia del devanado

primario del transformador de pulsos, principalmente en la frecuencia de 3.2MHz.

Figura 2.4. Esquema general del sistema de amplificación.

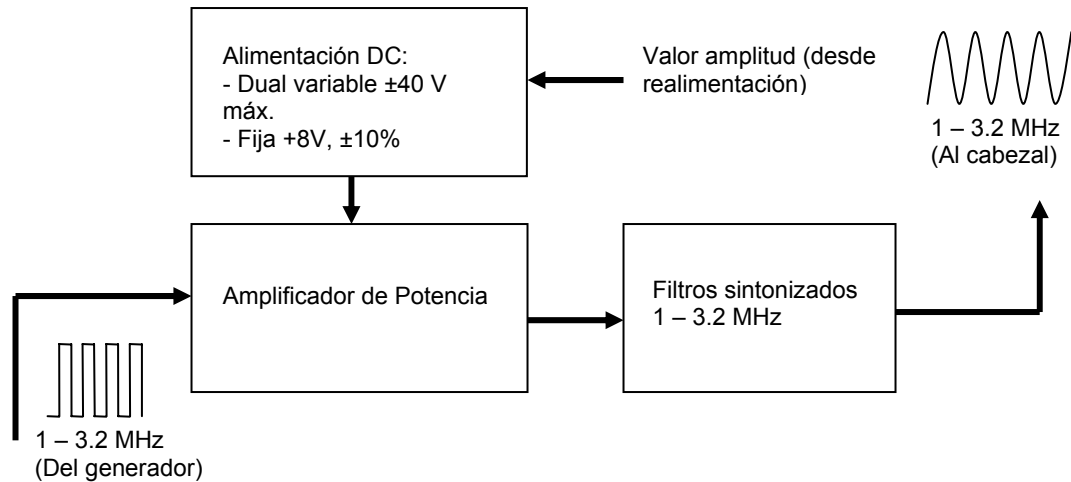
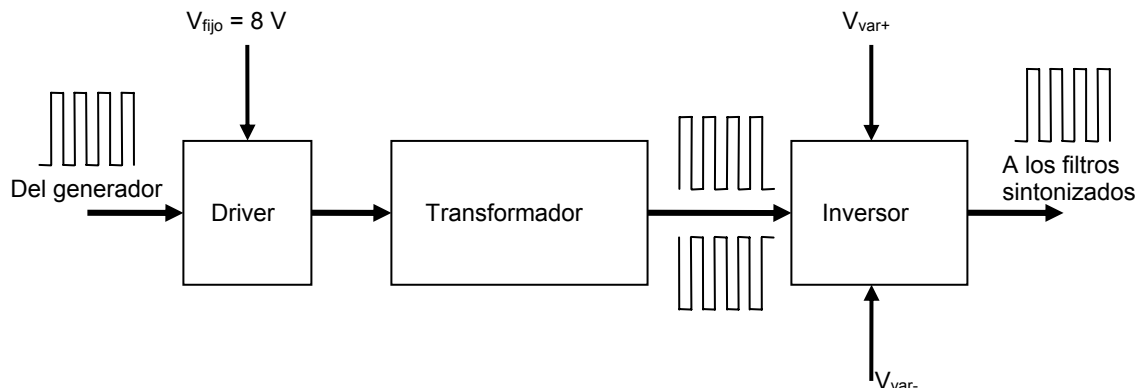


Figura 2.5. Esquema del amplificador de potencia implementado.



- Inversor con tensión de alimentación dual, encargado de suministrar la potencia necesaria a la onda aplicada al cabezal de tratamiento. El inversor, de por sí, es un circuito convertidor DC-AC que se implementa aquí como una etapa de potencia cuya ganancia se puede modificar a partir de la variación de la tensión de alimentación del mismo. El inversor se implementa a partir de una configuración de *medio puente H* dado a que la potencia requerida por la carga es relativamente baja (no más de 20W), pero se necesita generar tensiones con magnitudes de cerca de 80Vpp como máximo.

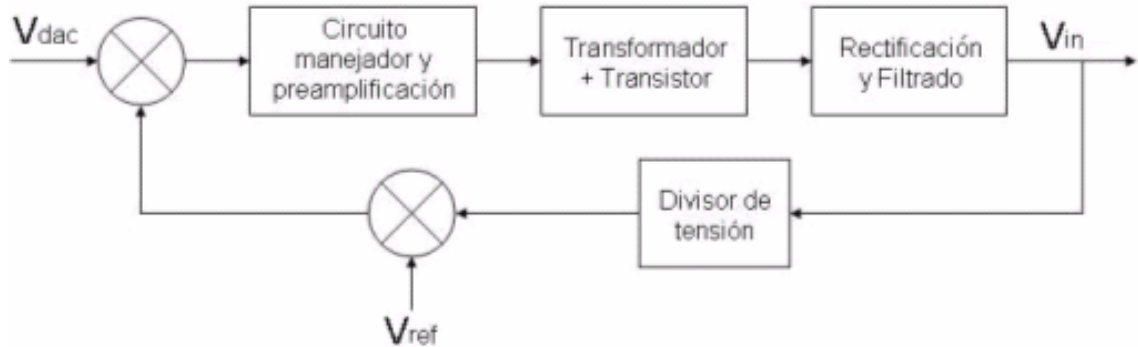
Alimentación DC

Esta presenta dos clases de salidas: una de ellas es dual y variable, de modo que los valores positivo y negativo sean similares en magnitud y con diferencia máxima entre valores de 80V; la otra salida es una salida fija de +8V, con un error de $\pm 10\%$, implementada con el propósito de alimentar al *driver* presente en el amplificador de potencia. La salida dual y variable se implementa mediante un convertidor DC-DC conmutado, con configuración *flyback*; dicho convertidor está conformado básicamente por:

- Un circuito integrado manejador encargado de asegurar que el valor de la salida en tensión sea estable mediante PWM (*pulse width modulation*, modulación por ancho de pulso) y desactivar el circuito en determinados casos.
- Un transistor de potencia encargado de suministrar la tensión conmutada, con una etapa previa de preamplificación.
- Un transformador con un bobinado en el primario y dos bobinados en el secundario.
- Una etapa de rectificación y filtrado por cada bobinado secundario, y una carga resistiva encargada de recibir el suministro de energía en caso de no existir carga adicional conectada al dispositivo.

El diagrama de bloques del sistema se observa en la Figura 2.6. Se observa que el sistema es realimentado en tensión y posee dos señales de entrada: una constante, denominada V_{ref} y que se usa como referencia, y una variable, llamada V_{dac} , cuya tensión se suma a la obtenida a la salida del sistema y se compara con la tensión de referencia.

Figura 2.6. Diagrama de bloques del convertidor DC-DC

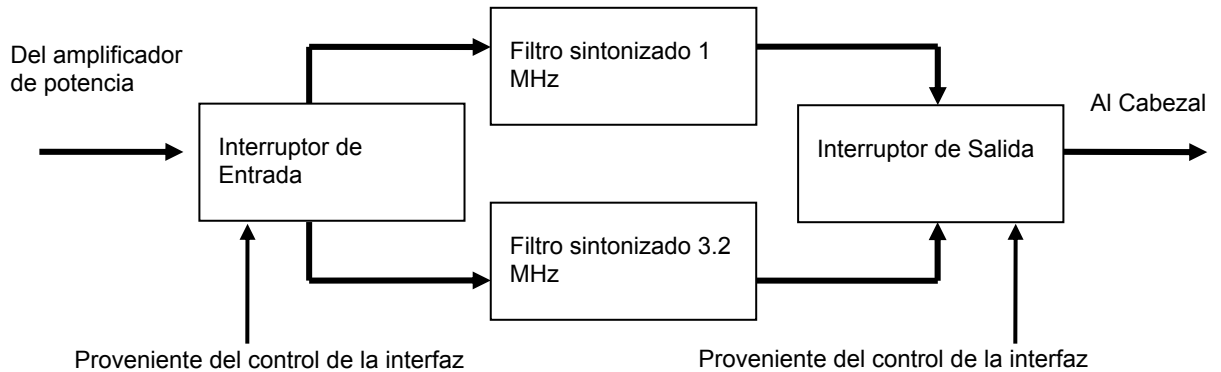


Filtrado

Con el fin de proporcionarle al cabezal piezoeléctrico una señal senoidal a la frecuencia de resonancia del mismo, se necesita un par de filtros sintonizados a cada una de las frecuencias de interés 1MHz y 3.2MHz.

Los filtros de 1 y 3.2MHz deben permitir el paso del armónico fundamental de la onda cuadrada proveniente de la etapa de amplificación. Los elementos de los filtros (bobinas y capacitancias) deben poder manejar adecuadamente la potencia máxima a suministrarse al cabezal cuando la terapia lo requiera.

Figura 2.7. Esquema de selección de filtros.



2.3.3 Implementación

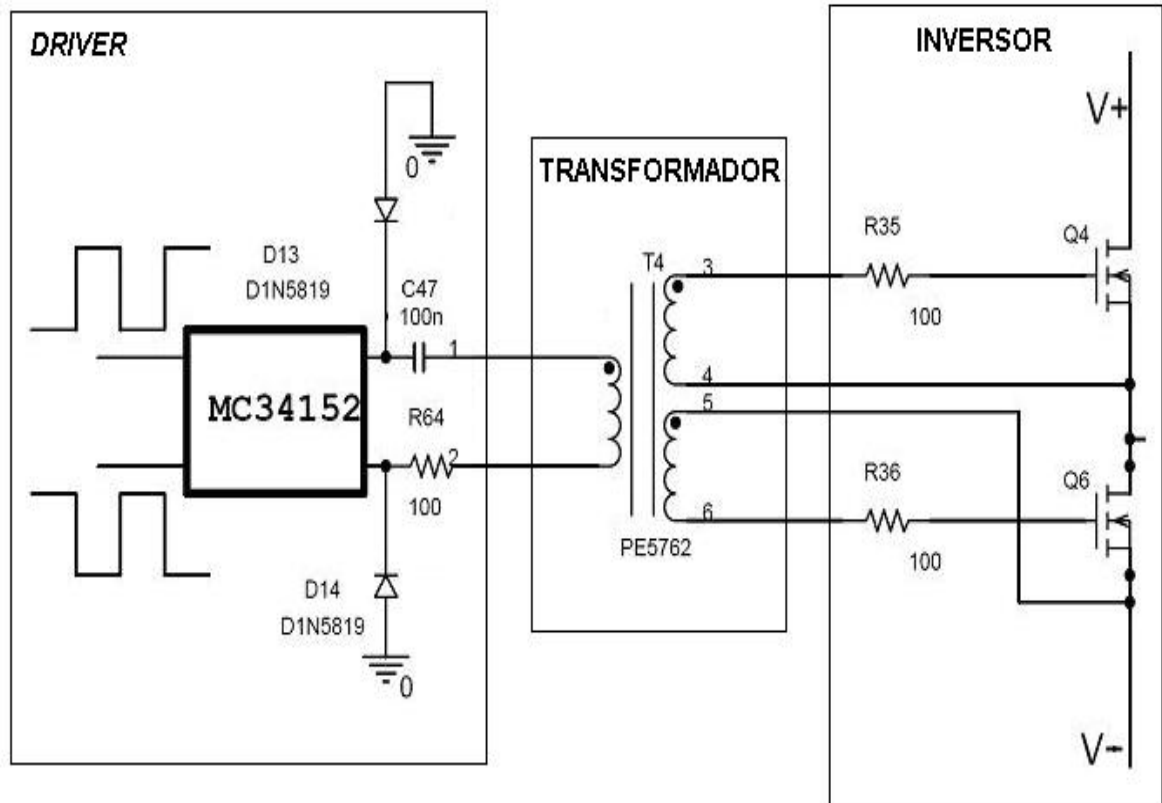
Amplificador de potencia

El esquemático que representa la implementación de la etapa de alimentación completa se muestra en la Figura 2.8. Los elementos usados se relacionan en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3: Elementos usados en la amplificación de potencia

Referencia	Descripción / Valor	Características principales	Cantidad
MC34152	Acondicionador de señal (<i>driver</i>)	$t_r = t_f = 30 \text{ ns}$	1
PE5762	Transformador de pulsos, una entrada y dos salidas, Relación 1:1:1	$R_{DC} = 1.3\Omega$, $L_{leak} = 0.5\mu\text{H}$, $t_r = 5.3 \text{ ns}$	1
1N5819	Diodo <i>Schottky</i> 1A	$dV/dt = 10 \text{ V/ns}$	2
IRF510	MOSFET de potencia	$t_{on} = 75 \text{ ns}$, $t_{off} = 66 \text{ ns}$	2
Otros elementos	Resistencia 100 Ω		3
	Condensador 100nF		1

Figura 2.8. Esquema de la etapa de amplificación

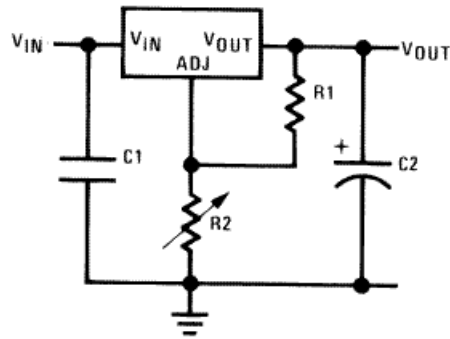


Alimentación DC

La alimentación con salida fija se implementó a partir del circuito mostrado en la Figura 2.9, mientras que el circuito de alimentación con salida dual se ilustra en la Figura 2.10. En ambos casos la alimentación proviene de una fuente DC fija, con entrada en AC de 110V/60Hz y salida 12Vdc, con una corriente nominal de 5A, diseñada para uso hospitalario. Todos los elementos usados para implementar esta etapa se encuentran disponibles localmente, y la relación se encuentra en la Tabla 2.4.

Para la alimentación fija se empleó el regulador lineal LM317HV, el cual presentó menor calentamiento que otros reguladores lineales fijos y variables que manejan menos corriente.

Figura 2.9. Implementación del regulador LM317, para la salida fija.



Fuente: Adaptado de National Semiconductor. LM117HV/317HV (hoja de datos).

Tabla 2.4. Elementos usados en la alimentación DC

Referencia	Descripción / Valor	Características principales	Cantidad
SG3524N	Regulador DC-DC por PWM	Dos referencias para realimentación Dos salidas acoplables Pin de compensación Protección opcional por sobrecorriente	1
2N3904	Transistor NPN pequeña señal	$t_{on} = 65 \text{ ns}$ $t_{off} = 240 \text{ ns}$	1
BD135	Transistor NPN	$I_{CP} = 3 \text{ A}$ $V_{CB} = V_{CE} = 45 \text{ V}$	2
BD136	Transistor PNP	$I_{CP} = 3 \text{ A}$ $V_{CB} = V_{CE} = -45 \text{ V}$	1
IRFP250N	MOSFET de potencia 30A	$W_{loss} = 214 \text{ W}$ $V_{gd} = 20 \text{ V (máx.)}$	1
1N4744	Diodo Zener 15V	$V_Z = 15 \text{ V}$	2
UF5408	Diodo Schottky 3A, 1000V	$V_F = 1.7 \text{ V (máx.)}$	3
1N4148	Diodo de conmutación rápida	$t_{rr} = 4 \text{ ns}$	1
1N4004	Diodo rectificador 1A	$V_{RRM} = 400 \text{ V}$	2
	Transformador de una entrada y dos salidas	$L_{prim} = 120 \mu\text{H}$ Relación 1:1:1	1
	Fusibles	$I_{MAX} = 4 \text{ A}$	2
LM317	Regulador lineal	$I_{MAX} = 3.7 \text{ A}$ Regulación de carga: 1.5% (máx.)	1

Nota: no incluye resistencias ni condensadores.

Filtrado

Se caracterizó el cabezal alrededor de las dos frecuencias de funcionamiento, excitando el cabezal con una señal de tensión senoidal con frecuencias alrededor y en las frecuencias de interés, a partir de las cuales se obtuvo los equivalentes mostrados en la Figura 2.11.

Teniendo en cuenta que el equivalente eléctrico del cabezal es diferente a las dos frecuencias de trabajo, se optó por dos topologías de filtrado distintas. Para 1MHz se realiza un filtrado pasabanda alrededor de dicha frecuencia; y para 3.2MHz se realiza un filtrado pasabajos con ganancia en la frecuencia de interés. Las topologías escogidas fueron las que presentaron el comportamiento deseado para cada frecuencia, haciendo énfasis en la distorsión armónica total de la señal de tensión de salida (ver Capítulo 3).

Las funciones de transferencia para los filtros de 1 y 3.2 MHz son respectivamente las siguientes, donde la entrada V_{in} proviene del inversor:

$$H_{2_{1MHz}}(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{31.52s}{1.284e-12s^3 + 1.385e-5s^2 + 73.67s + 4.545e8}$$

$$H_{2_{3.2MHz}}(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{41.97}{1.004e-13s^2 + 5.1e-7s + 41.97}$$

La topología de los filtros diseñados se muestra en la Figura 2.12 (1 MHz)) y la Figura 2.13 (3.2 MHz), junto con su respectiva respuesta en frecuencia.

Figura 2.11. Equivalentes eléctricos del cabezal

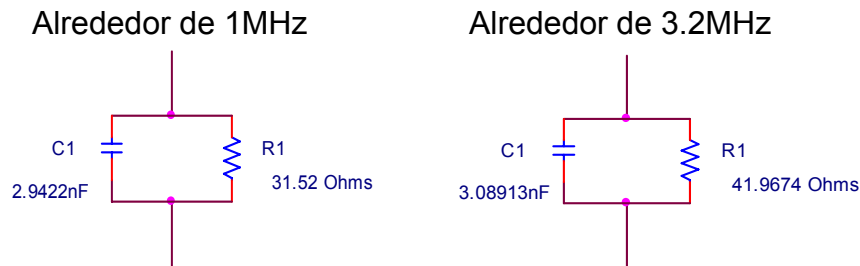


Tabla 2.5. Tabla de elementos usados en los filtros

Elementos	Valores
Inductancias	13.85uH y 510nH
Capacitancias	2.2nF, 1nF, 200pF

Figura 2.12. Filtro diseñado y respuesta en frecuencia para 1MHz

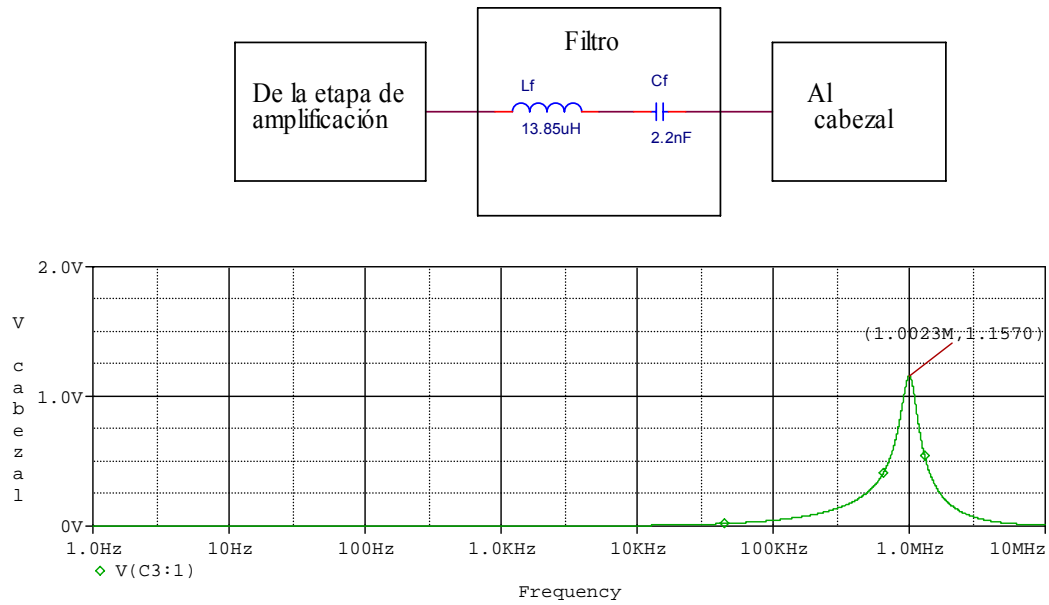
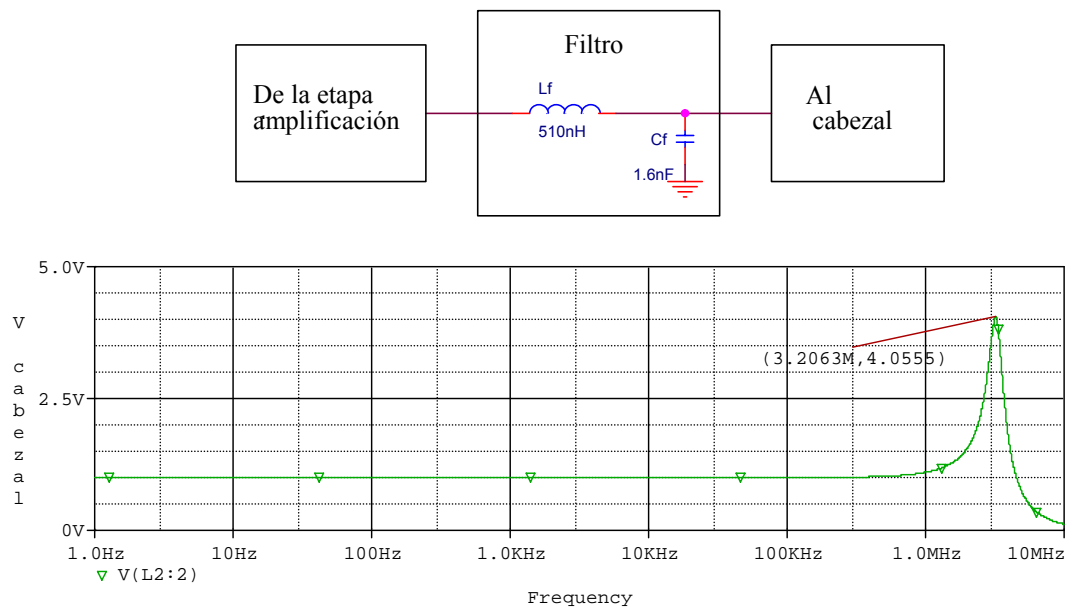


Figura 2.13. Filtro diseñado y respuesta en frecuencia para filtro de 3.2MHz



2.4 REALIMENTACIÓN

2.4.1 Descripción

Mediante la realimentación se regula automáticamente la potencia entregada al cabezal a partir del sensado de tensión y se garantiza la frecuencia de la señal eléctrica aplicada al mismo, para proteger la integridad física del paciente y asegurar el buen funcionamiento del equipo.

2.4.2 Requerimientos

Garantizar que la tensión suministrada al cabezal, produzca la potencia acústica indicada y que las variaciones de frecuencia se encuentren dentro del rango permisible.

2.4.3 Solución Propuesta

Sensado de tensión

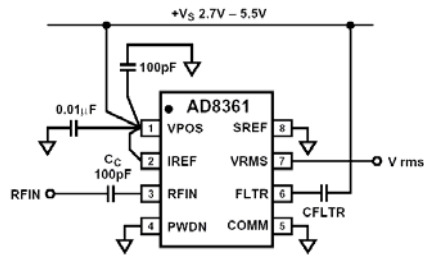
Para la realimentación de tensión, se emplea el AD8361 con empaquetado SOT-23, el cual es un detector de tensión que funciona linealmente para altas frecuencias. Al proporcionarle a la entrada una señal senoidal, entrega un nivel de continua proporcional a 7.5 veces el valor RMS de la señal de entrada. El integrado se configura en el modo de referencia a tierra (Figura 2.14).

Como se alimenta con 5V, la señal de entrada puede ser como máximo de 0.85V de amplitud, por lo cual se debe acondicionar la señal del cabezal que puede llegar hasta 40V de amplitud. Para ello se emplea un divisor capacitivo, el cual es lineal y no afecta significativamente el filtro.

$$V_{realimentación} = V_{cabezal} * \frac{C_1}{C_1 + C_2} \leq 0.85V$$

Con base en la ecuación anterior, y conociendo el máximo valor de amplitud aplicado al cabezal (40V), se halla un valor de C1 a partir de C2, que cumpla con la desigualdad planteada, obteniendo C1=46pF, con C2=2.2nF.

Figura 2.14: Implementación del sensado de tensión

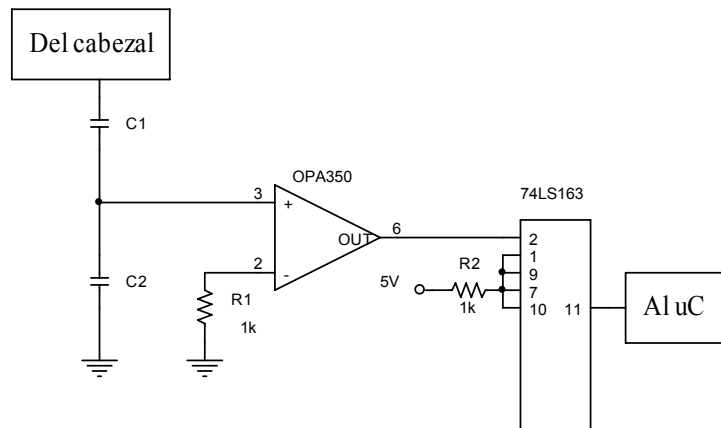


Fuente: Adaptado de la Hoja de Datos del *AD8361*, *Analog Devices*

Sensado de frecuencia

Se toma la señal proveniente del divisor capacitivo, y se conecta al terminal no inversor del OPA350, el cual es un amplificador operacional con gran ancho de banda, configurado como comparador. Se obtiene a la salida del mismo una señal cuadrada entre 0-5V, con la misma frecuencia de la señal senoidal a la entrada. Luego esta señal se conecta en cascada con un divisor de frecuencia por 16 para poder calcular la frecuencia directamente con una entrada del microcontrolador configurada en modo captura (Figura 2.15). El divisor se implementa con el integrado 74LS163, el cual es un contador síncrono binario de 4 bits, logrando obtener frecuencias más bajas adecuadas para el microcontrolador.

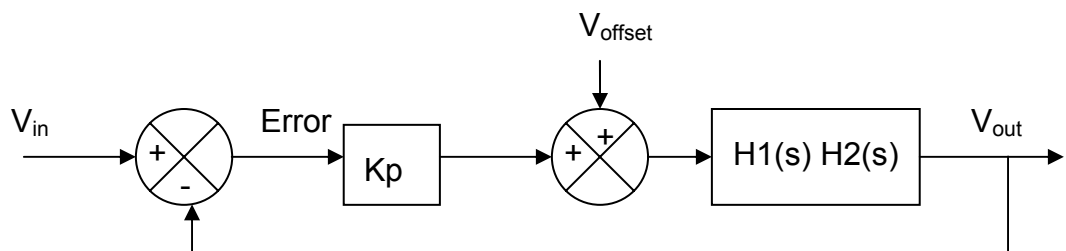
Figura 2.15: Implementación del sensado de frecuencia



Realimentación de tensión y de frecuencia

Las señales sensadas y acondicionadas se envían directamente al microcontrolador para calcular la acción de control. En el caso de la tensión la variación de un nivel de continua a la salida de un DAC (Digital to Analog Conversor, Convertidor Digital a Analógico) y para la frecuencia una nueva palabra digital al oscilador programable. El diagrama de bloques para la realimentación en tensión se presenta en la Figura 2.16.

Figura 2.16: Esquema de la realimentación de tensión



Donde H1(S), es la función de transferencia del inversor y H2(S) es la función de transferencia de los filtros. El subíndice 1 hace referencia a MOSFET conectado a la referencia positiva, mientras que el 2 hace referencia al MOSFET conectado a la referencia negativa. R y C son elementos conectados al devanado primario del transformador.

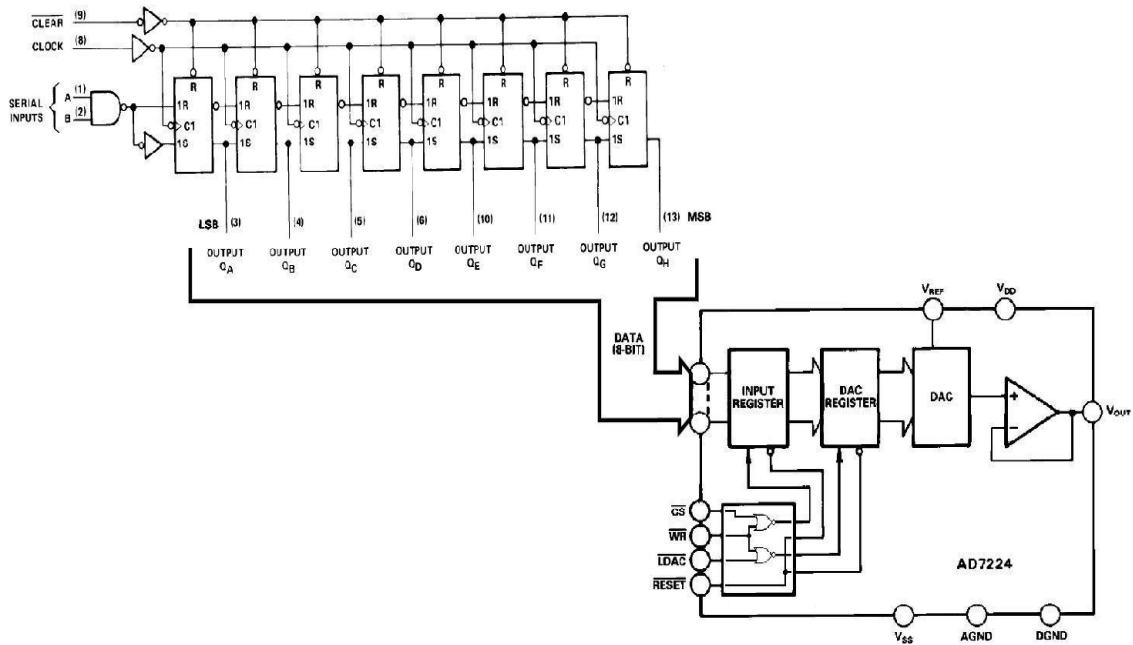
$$H1(s) = \frac{-g_{m2} + \frac{g_{m2} * c_{gs2}}{c + c_{gd2} + c_{gs2}} + \frac{g_{m1} * c_{gd1}}{c + c_{gs1} + c_{gd1}} + s \left(\frac{c_{gd1} * c_{gs1}}{c + c_{gs1} + c_{gd1}} - \frac{c_{gd2} * c_{gs2}}{c + c_{gd2} + c_{gs2}} \right)}{\frac{1}{R} - \frac{g_{m1} * c_{gs1}}{c + c_{gs1} + c_{gd1}} + g_{m1} + \frac{g_{m2} * c_{gd2}}{c + c_{gd2} + c_{gs2}} + s \left(c_{gs1} - \frac{c_{gs1}^2}{c + c_{gs1} + c_{gd1}} + c_{gd2} - \frac{c_{gd2}^2}{c + c_{gd2} + c_{gs2}} \right)}$$

La unidad de procesamiento calcula el error y lo multiplica por la constante de proporcionalidad K_p , y posteriormente le suma la tensión V_{offset} la cual es una referencia que ajusta la tensión suministrada al amplificador de potencia. La señal realimentada resultante es aplicada a la planta, garantizando la potencia entregada al cabezal. El valor de la tensión V_{offset} es diferente para las distintas intensidades de potencia en cada frecuencia de trabajo; para todos los casos el muestreo se realiza cada 1ms, siempre que el cabezal se encuentre energizado.

Como el microcontrolador no dispone de pines DAC, se debe usar uno externo cuya referencia es AD7224N; para minimizar el número de pines usados del

microcontrolador, se emplea el 74LS174N, el cual es un registro de desplazamiento de 8 bits con entrada serial y salida paralelo (Figura 2.17).

Figura 2.17. Esquema de implementación del DAC en el proyecto



De acuerdo con la Figura 2.18, la frecuencia de salida (f_{out}) sensada del cabezal es dividida por 16 y comparada con una señal de referencia igual a $f_{in}/16$, obteniendo en el microcontrolador una señal de error que se multiplica por una constante K_p ; posteriormente se suma un valor de referencia, y con el valor resultante calculado se determina la palabra digital adecuada para programar el oscilador.

Figura 2.18. Esquema de la realimentación de frecuencia

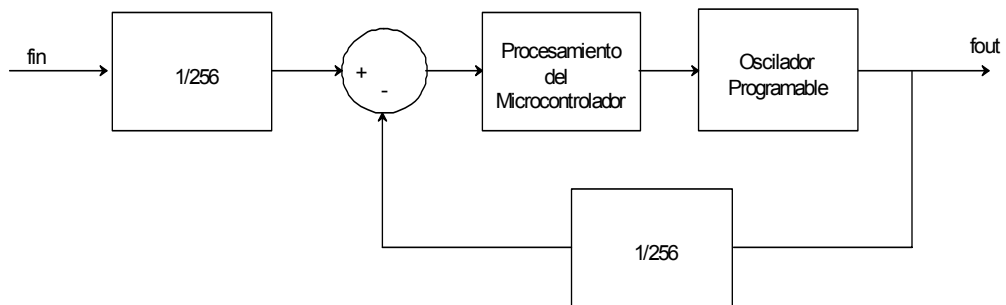


Tabla 2.6. Tabla de elementos usados en la realimentación

Elemento	Descripción	Características mas importantes
AD8361	Detector de potencia	Opera con señales de hasta 2.5GHz 2.7V ≤ V _{pos} ≤ 5V Excelente estabilidad con la temperatura
OPA350	Amplificador Operacional	BW de ganancia unitaria = 38MHz
74LS163	Contador síncrono binario de 4 bits	Frecuencia de reloj típica de 32MHz Disipación de potencia 93mW
AD7224N	Convertor Digital a Analógico paralelo	DAC de 8 bits con amplificador a la salida.
74LS164N	Registro de desplazamiento de 8 bits con entrada serial y salida paralelo.	Frecuencia de reloj típica de 36MHz Disipación de potencia 10mW/bit

2.5 PROTECCIONES

2.5.1 Elementos de protección por exceso de corriente

Se implementó como protección por exceso de corriente dos fusibles de 4A cada uno en el circuito de alimentación DC variable. Igualmente, el controlador del circuito mencionado posee un par de terminales que deshabilitan la salida de tensión cuando se generan corrientes por encima de un valor estipulado, mediante la siguiente relación:

$$R_{prot} = \frac{200mV}{I_{max}}$$

Tanto la resistencia de protección R_{prot} (etiquetadas como R8, R9 y R10) como los fusibles se observan en la Figura 2.10.

2.5.2 Elementos de protección por exceso de tensión

Para proteger el dispositivo de tensiones que sobrepasen los valores permitidos, se implementó mediante software una rutina que detiene completamente el funcionamiento del equipo cuando la tensión de salida sobrepase los 80V_{pp}. Adicionalmente se cuenta con dos diodos Zener en el circuito de alimentación DC variable (ver Figura 2.10).

2.5.3 Elementos de aislamiento

Como elemento principal de aislamiento entre el circuito de generación y el inversor implementado se cuenta con un transformador de pulsos, el cual posee una inductancia de fuga $L_{\text{leak}} = 0.5\mu\text{H}$ y una tensión de ruptura de $500V_{\text{rms}}$. Adicionalmente se cuenta con dos diodos Schottky a la salida del *driver* (ver Figura 2.8), de acuerdo con las recomendaciones dadas por el fabricante, y dos diodos de conmutación rápida (1N4148) entre alimentación y tierra: uno en el generador de pulsos y otro en el microcontrolador.

2.5.4 Disipadores de calor

Para mantener la temperatura de operación de algunos dispositivos dentro de los rangos especificados por los fabricantes, se usaron disipadores de calor en aquellos elementos que por la corriente manejada o el tiempo de conmutación exigido son más propensos a calentarse excesivamente, como los transistores empleados en el inversor, el MOSFET de potencia del circuito de alimentación DC variable y los reguladores lineales.

2.5.5 Cabezal en el aire

Para evitar temperaturas excesivas en el cabezal que puedan causar riesgos de quemaduras, se implementó una forma de detección de desacople entre el cabezal y el paciente, con base en la variación de tensión en la salida. Cuando se detecta el desacople, el equipo emite una indicación sonora continua que alerta al operario sobre esta situación; si el desacople se mantiene por cuatro segundos, el equipo interrumpe el suministro de energía al cabezal, finalizando con ello el tratamiento.

2.6 VISUALIZACIÓN Y ENTRADA DE DATOS: INTERFAZ

La interfaz debe comunicar al usuario con el equipo a partir de los parámetros introducidos por él, durante el desarrollo de terapias físicas con ultrasonido.

2.6.1 Interfaz de entrada: parámetros a programar

En la Tabla 2.7 se encuentra un resumen tabulado de los parámetros a programar en el dispositivo.

Tabla 2.7. Parámetros a programar en la interfaz de entrada

Frecuencia	1 ó 3.2 MHz, $\pm 5\%$
Potencia	0.1 a 2.5 W/cm ²
Frecuencia onda modulante	100 Hz, $\pm 10\%$.
Ciclo útil	10%, 20%, 50%, 100% ó Continuo.
Tiempo de terapia	1 a 30 minutos

2.6.2 Interfaz de salida: indicaciones visuales

La estructura del programa de control de la interfaz se plantea para una pantalla LCD genérica de 4x20 caracteres, con las siguientes distribuciones:

Indicaciones numéricas

- Tiempo de tratamiento programado / Tiempo restante de tratamiento: El tiempo programado se puede observar al ajustar los parámetros de la terapia, mientras que el tiempo restante se puede observar cuando el dispositivo está generando las señales.
- Intensidad de potencia programada.

Otros indicadores

- Frecuencia de operación (1 ó 3.2 MHz)
- Ciclo útil
- Terapia en curso/Terapia pausada/Terapia abortada o concluida
- Indicador de encendido/apagado

2.6.3 Visualizaciones de interfaz de usuario

Remitirse al anexo B al final del libro.

2.6.4 Teclado

El teclado utilizado para el equipo es de 16 pulsadores, que permiten al usuario ejecutar cada una de las operaciones. La distribución del teclado se hace de la siguiente forma:

- Con el teclado numérico que va de 0 hasta 9, se puede elegir la opción deseada tanto para la potencia que va de 0.1 a 2.5 W/cm² como para el ciclo de trabajo que es de 1 a 30 minutos.
- Para elegir la frecuencia existen dos flechas con las que se puede seleccionar la de 1 MHz ó la de 3.2 MHz; además con ellos se puede escoger el ciclo útil. Adicionalmente se dispone de dos botones que se usan para aceptar la opción escogida o cancelarla.
- Los dos botones restantes son el de inicio/pausa, con el cual se inicia el tratamiento o se pausa; y el último botón, que sirve para cancelar el tratamiento.

Se cuenta además con un interruptor adicional que sirve para encender y apagar el equipo; éste se encuentra ubicado en la parte trasera del equipo.

2.7 UNIDAD DE PROCESAMIENTO

2.7.1 Descripción

Las funciones de la unidad de procesamiento del sistema son:

- Procesar los datos provenientes del teclado.
- Permitir la visualización de los parámetros del tratamiento.
- Controlar automáticamente las variables de tensión y de frecuencia.
- Iniciar y finalizar el tratamiento de acuerdo con los parámetros programados por el usuario.

2.7.2 Requerimientos

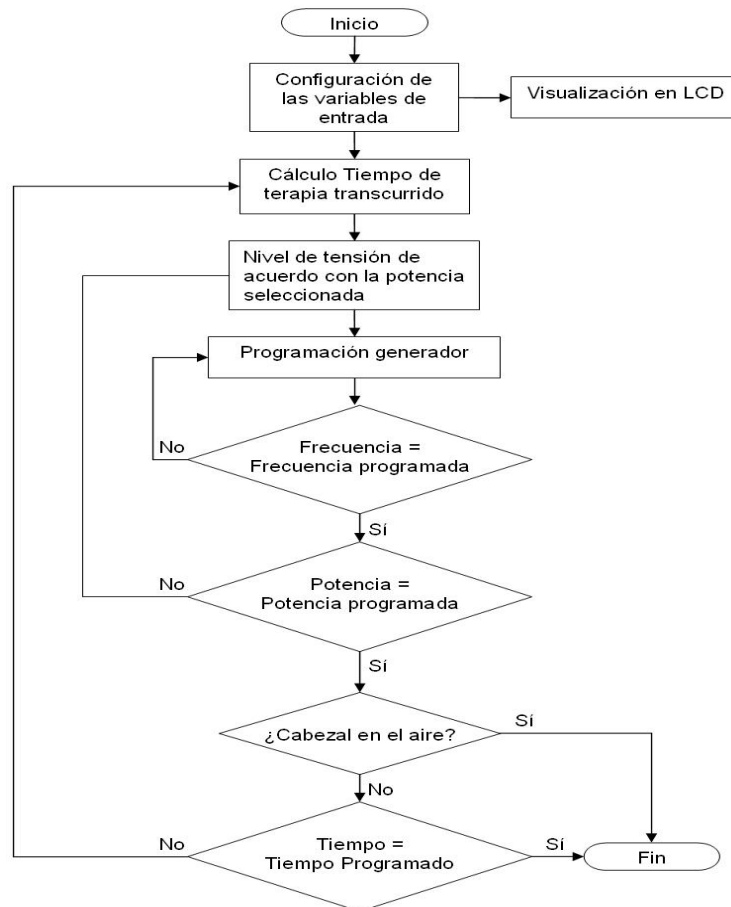
Los requerimientos mínimos respecto a entradas y salidas son los siguientes:

- 8 pines para el teclado.

- 7 pines para la pantalla LCD.
- 3 pines para configurar el oscilador programable (LTC6904).
- 1 pin para el zumbador (*buzzer*)
- 1 pin para habilitar los relés que seleccionan el filtro.
- 2 pines para configurar el integrado 74LS164N.
- 3 pines para configurar el DAC AD7224N.
- 2 pines de realimentación: uno para tensión y otro para frecuencia.

La unidad de procesamiento debe ejecutar las tareas que se muestran en el diagrama de flujo de la Figura 2.19.

Figura 2.19. Diagrama de flujo del funcionamiento del equipo



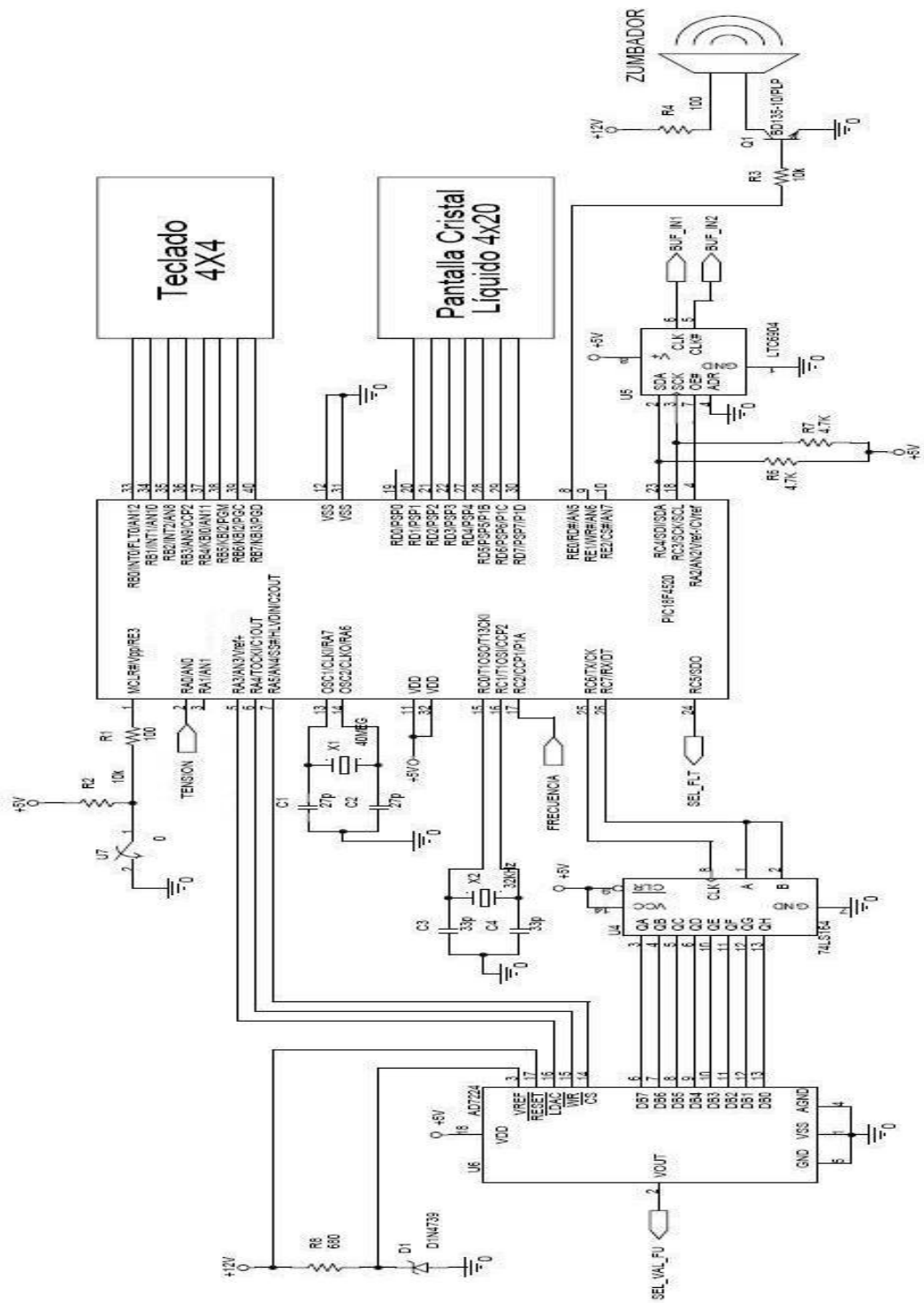
2.7.3 Implementación

El dispositivo seleccionado como unidad de procesamiento fue el microcontrolador PIC18F4520, fabricado por *Microchip*®, que cumple con todos los requerimientos tanto de número de pines de entrada y salida como de capacidad de procesamiento. Las características de interés son las siguientes:

- 36 pines de entrada y salida programables, distribuidos en 5 puertos.
- 3 interrupciones externas programables.
- 1 módulo de Captura/Comparación/PWM.
- Módulo $\hat{P}C^{TM}$ con soporte de modos maestro y esclavo.
- Módulo conversor Analógico-Digital (ADC) de 10 bits.
- 4 temporizadores.
- 2 modos de reloj externo de hasta 40 MHz.
- Oscilador Secundario, usando un reloj de 32kHz.
- Arquitectura optimizada para compiladores en lenguaje PIC C.
- Memoria flash con capacidad de 32KB y hasta 16384 instrucciones.
- Memoria de datos: SRAM de 1536B y EEPROM de 256B.

El diseño del circuito de implementación se observa en la Figura 2.20.

Figura 2.20. Circuito de elementos conectados al microcontrolador



2.8 COSTO DE MATERIALES DEL EQUIPO

Tabla 2.8. Costo total de materiales usados en el modelo funcional

Ítem	Valor [\$]
Cabezal	1'200.000
Fuente grado hospitalario	300.000
Carcasa	250.000
PCB	130.000
Otros materiales (Circuitos Integrados, elementos pasivos, transformadores, estaño)	500.000
Total	2'380.000

El costo de la carcasa y los PCBs usados puede reducir en la medida en que se produzcan en grandes cantidades. No se incluyen otros costos que tiene que ver con los instrumentos, el sitio de trabajo, renumeración, entre otros, los cuales se deben tener en cuenta en la elaboración de un equipo final basado en el modelo funcional.

Para que el modelo funcional pueda salir al mercado como un equipo definitivo, hace falta superar al menos dos etapas más, como lo son la calibración, la cual se efectúa con la instrumentación adecuada para comprobar que los valores de salida se encuentran dentro de los rangos permitidos por las normas, y la validación del equipo por parte de una institución acreditada, para verificar el cumplimiento estricto de la normatividad pertinente.

3 PRUEBAS Y RESULTADOS

3.1 SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DEL SISTEMA

3.1.1 Comportamiento del sistema en lazo abierto

Con el propósito de compensar el sistema en las frecuencias de interés, se simuló la respuesta del sistema en lazo abierto, tomando como entrada la tensión dual que alimenta al inversor, y como salida la amplitud de la señal senoidal.

La respuesta en el tiempo del sistema en lazo abierto se observa en la Figura 3.1 (1MHz) y la Figura 3.2 (3.2MHz), respectivamente. Como entrada se usó una señal senoidal de amplitud unitaria (líneas discontinuas) y con la misma frecuencia de los filtros diseñados.

Figura 3.1. Resultados de simulación del sistema en el tiempo para 1MHz

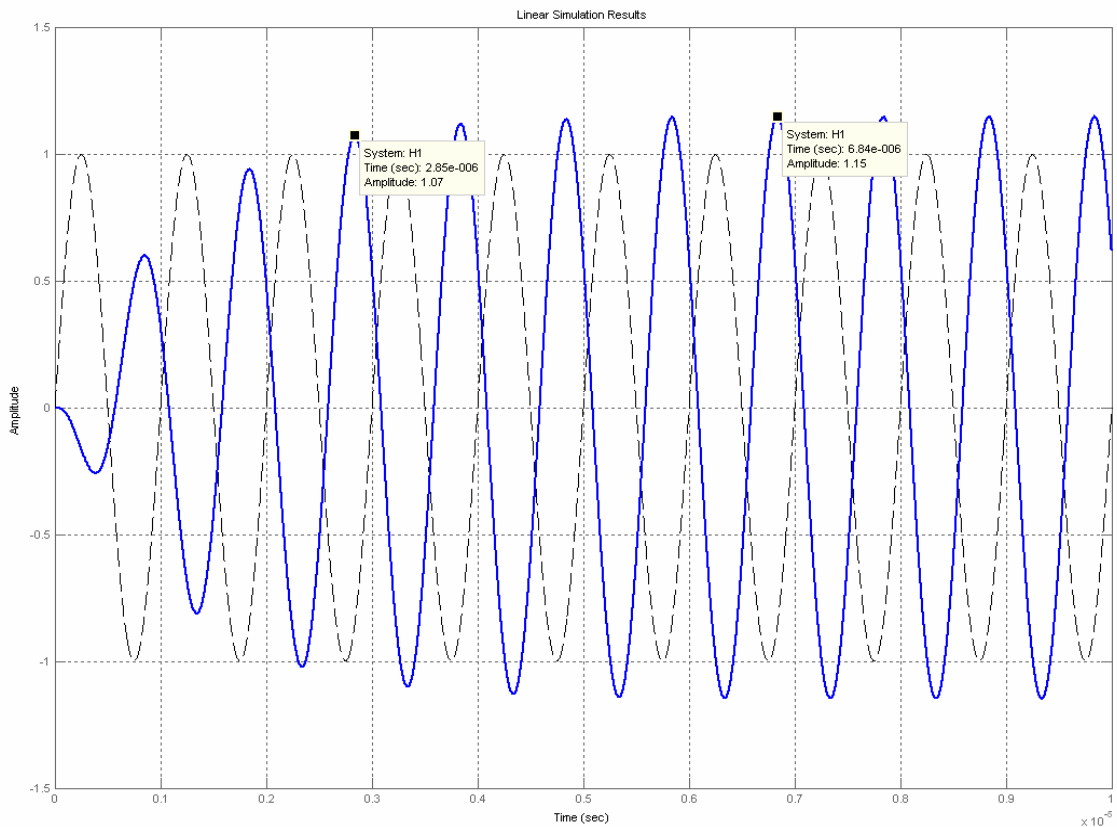
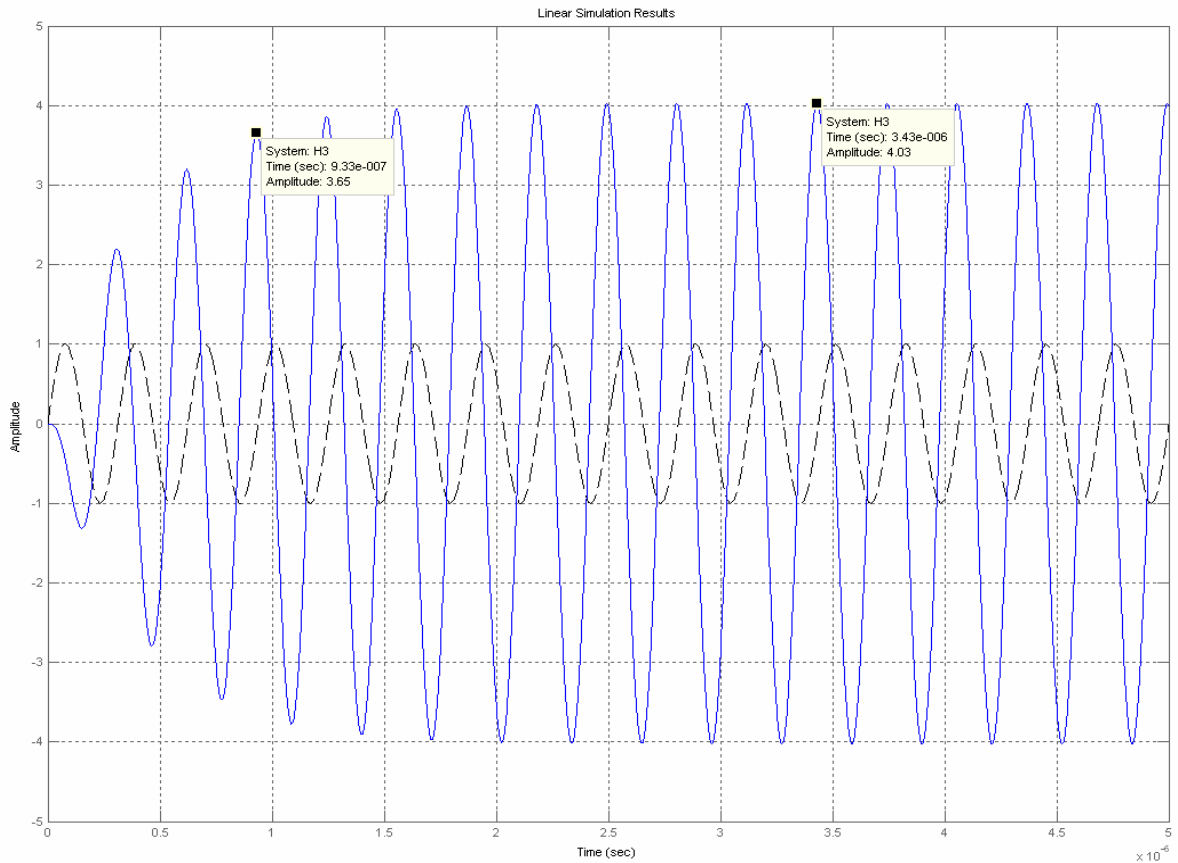


Figura 3.2. Resultados de simulación del sistema en el tiempo para 3.2MHz



3.1.2 Consumo de potencia en el cabezal

Con el propósito de calcular la eficiencia de la topología del convertidor DC-DC, se procedió a simular el consumo de potencia del cabezal para una tensión senoidal con valor pico de 40V, a partir de los modelos equivalentes obtenidos en las frecuencias de interés. Los resultados se muestran en la Tabla 3.1, y se incluye el cálculo de la eficiencia del cabezal.

Tabla 3.1. Potencia consumida por el cabezal a 40V pico.

Frecuencia (MHz)	Corriente pico (A)	Potencia consumida (W)	Potencia acústica (W)	Eficiencia e (%)
1	1.47	29.4	12.5	42
3.2	2.66	53.2	10	17

Los resultados muestran que el cabezal de tratamiento usado no es muy eficiente en cuanto al aprovechamiento de la potencia entregada por el modelo funcional, ya que ni siquiera es capaz de transmitir como potencia acústica la mitad de la potencia eléctrica recibida del modelo funcional; es más, se observa que la eficiencia del material piezoeléctrico, para 3.2 MHz, es inferior al 20%.

3.1.3 Factor de calidad Q para los filtros implementados

Para obtener el factor de calidad Q de la respuesta en frecuencia de los filtros implementados, se escogió el ancho de banda de la mitad de potencia (o -3 dB); dada la necesidad de proteger el cabezal de frecuencias que pudieran afectar la integridad del cabezal piezoeléctrico, se decidió simular la respuesta en frecuencia a partir de los equivalentes obtenidos y las topologías implementadas. La expresión utilizada fue

$$BW = f_2 - f_1 = \frac{f_0}{Q_0}$$

Los resultados se consignan en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2. Obtención del factor de calidad para los filtros implementados.

Frecuencia central f_0 [MHz]	Frecuencia lateral izquierda f_1 [MHz]	Frecuencia lateral derecha f_2 [MHz]	Frecuencia $f_0-3\%$ [MHz]	Frecuencia $f_0+3\%$ [MHz]	Ancho de banda BW [kHz]	Factor de calidad Q [W/W]
1	0.851275	1.156	0.97	1.03	304.725	3.28
3.2	2.7669	3.588	3.104	3.296	821.1	3.9

El factor Q es una medida de la selectividad del filtro, el cual debe ser lo suficientemente restrictivo como para no dejar pasar señales indeseadas, pero se debe permitir manejar un margen de tolerancia tal que el suministro de la señal de tensión en magnitud no se vea afectado significativamente, lo que restringe considerablemente el valor de Q a no ser muy alto (no mayor a 5). Teniendo en cuenta esta consideración, se observa que los filtros, aunque restrictivos, toleran algunas variaciones de frecuencia, sin que la tensión observada en los terminales eléctricos del cabezal se vea afectada.

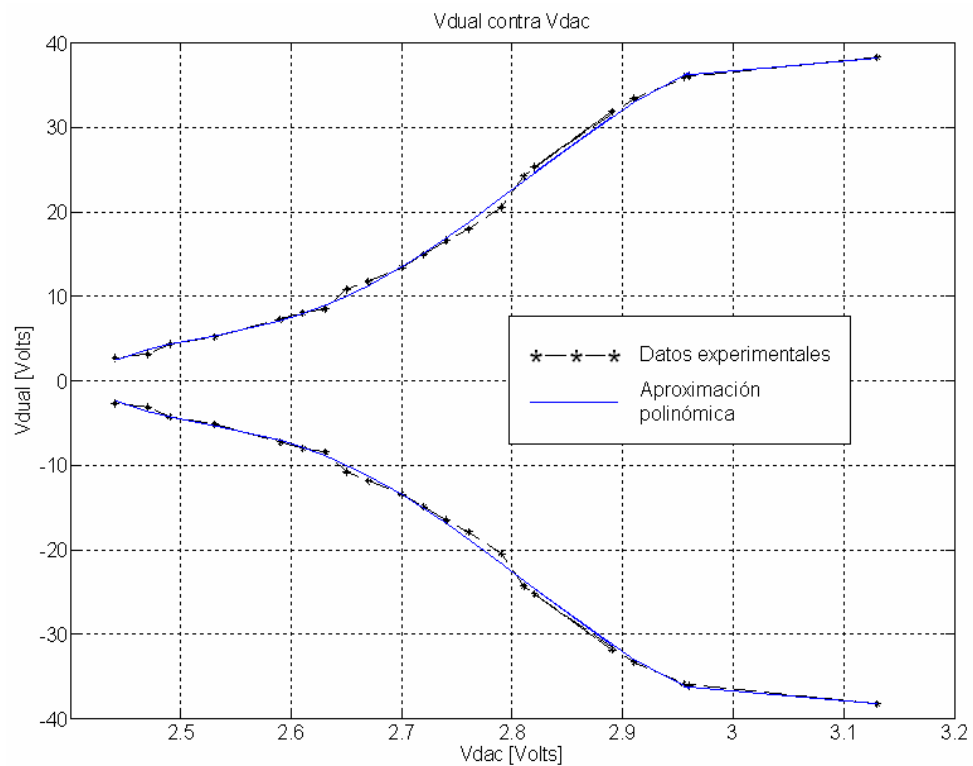
Para comprobar esta afirmación, se compararon las frecuencias laterales obtenidas con los límites laterales derecho e izquierdo para un margen de error del 3% para la frecuencia, dado en los requerimientos de diseño. Se observa que éstas se encuentran dentro del ancho de banda obtenido de la mitad de potencia, lo que indica que el diseño cumple con las especificaciones dadas.

3.2 PRUEBAS EXPERIMENTALES DE LAS ETAPAS IMPLEMENTADAS

3.2.1 Alimentación DC-DC variable

Para obtener la caracterización de la fuente de alimentación DC-DC variable se tomaron medidas de la tensión del DAC y de las salidas positiva y negativa. Las curvas características obtenidas se muestran en la Figura 3.3.

Figura 3.3. Curvas características de la fuente dual implementada



Con base en los datos suministrados por los fabricantes y en los datos obtenidos en la Tabla 3.3 se puede calcular la eficiencia del convertidor DC-DC, a partir de la siguiente relación:

$$e = \frac{P_T}{P_E} * 100$$

La potencia consumida por el convertidor se calculó en 5W.

Tabla 3.3. Cálculo de la eficiencia del convertidor DC-DC implementado.

Frecuencia [MHz]	Potencia entregada P_E [W]	Potencia Total P_T [W]	Eficiencia e [%]
1	29.4	34.4	85.47
3.2	53.2	58.2	91.41

Nota: La eficiencia aquí calculada no se relaciona con la eficiencia de potencia calculada para el cabezal.

Para el caso de la frecuencia de 3.2 MHz, se observa que la eficiencia fue superior en 6 puntos porcentuales a la eficiencia observada para la frecuencia de 1 MHz. En ambos casos se evidencia que el convertidor transfiere más del 85% de la energía producida al circuito amplificador, lo que hace al convertidor eficiente.

3.2.2 Ganancia de filtros

Con base en las señales de entrada [V_{in}] y de salida [V_{out}] de cada filtro se calculó la ganancia de cada uno, y se compararon con los resultados obtenidos mediante simulación, como se observa en la Tabla 3.4.

Tabla 3.4. Ganancias resultantes de filtros implementados

Frecuencia [MHz]	Ganancia simulación [V/V]	Ganancia experimental [V/V]	% Error
1	1.16	1.05	9.48
3.2	4.06	4.51	10.84

Los resultados se observan en la Figura 3.4 (1 MHz) y Figura 3.5 (3.2 MHz), donde las líneas continuas representan las muestras tomadas, y las líneas discontinuas son las rectas de aproximación. El error, para ambos casos, se encuentra alrededor del 10%, lo que indica que el comportamiento real del filtro se aproximó al deseado.

Figura 3.4. Curva para obtener la ganancia del filtro de 1MHz.

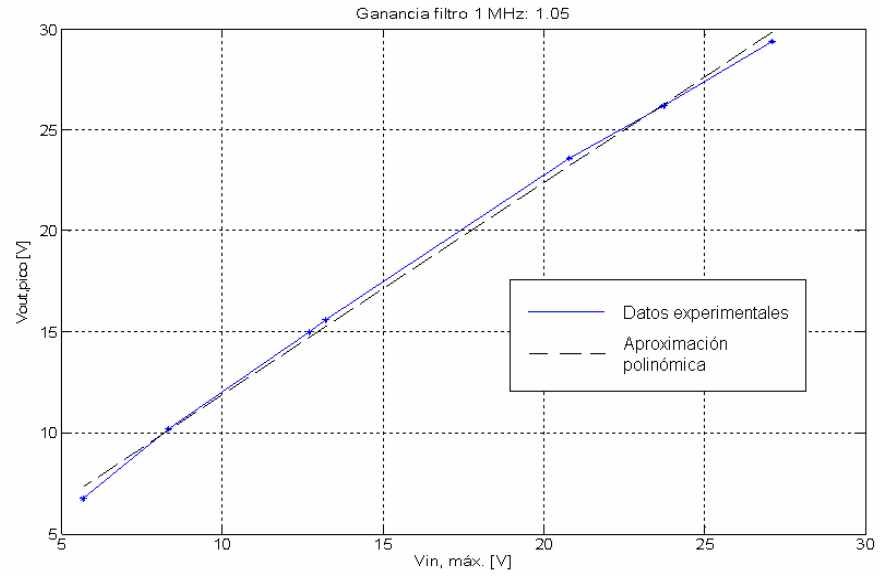
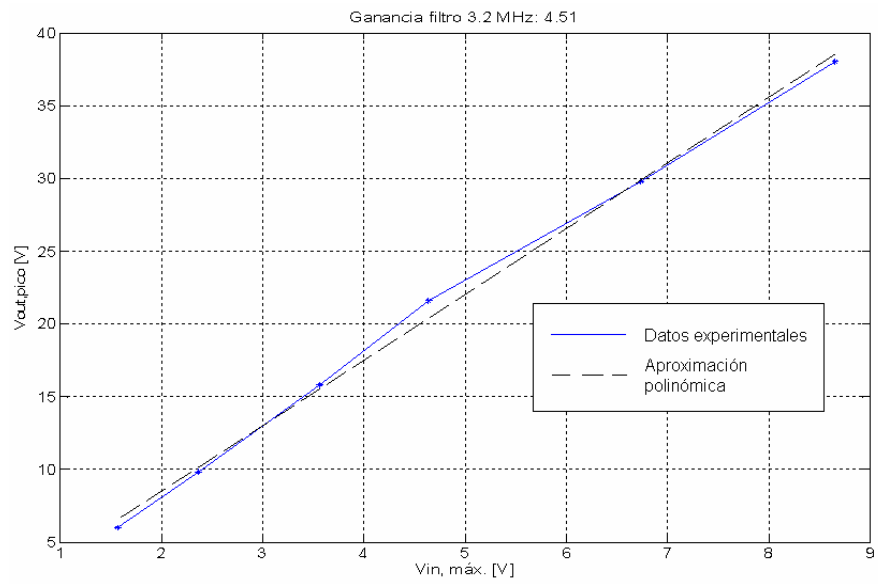


Figura 3.5. Curva para obtener la ganancia del filtro de 3.2MHz.



3.2.3 Potencia acústica

Con el fin de relacionar la tensión de salida con la potencia acústica suministrada por el cabezal, se tomaron las medidas correspondientes a la Figura 3.6 (1 MHz) y la Figura 3.7 (3.2 MHz), donde las líneas discontinuas representan las muestras tomadas, y las líneas dicontinuas son las curvas de aproximación.

Figura 3.6. Curva de potencia a 1 MHz

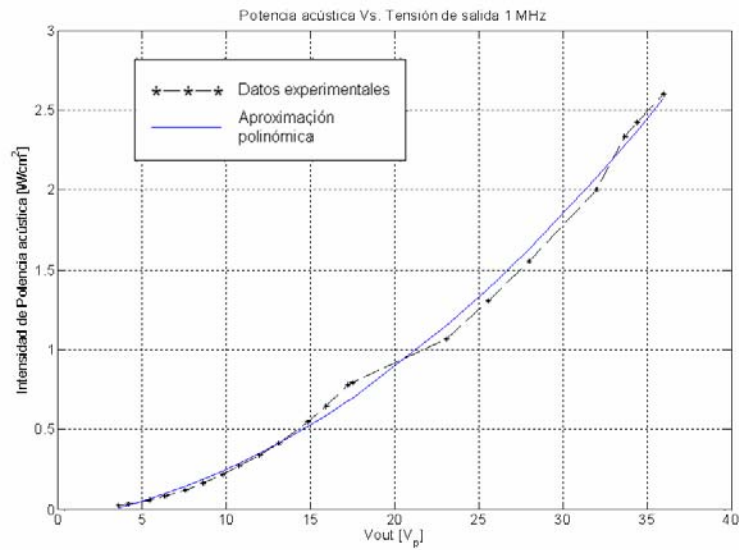
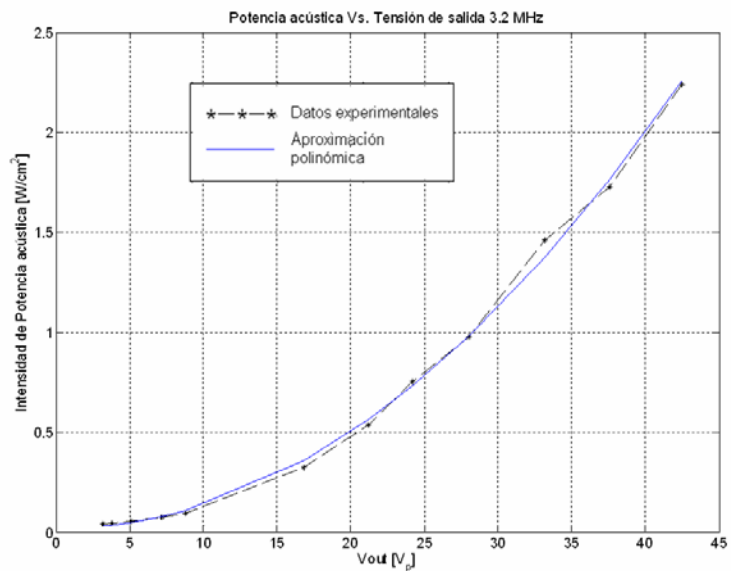


Figura 3.7. Curva de potencia a 3.2 MHz



3.2.4 Linealidad del divisor capacitivo a 3.2 MHz

Al trabajar con señales de alta frecuencia, los condensadores se comportan mejor que las resistencias en cuanto a linealidad; por ello se realizaron mediciones de la salida de tensión suministrada al cabezal y de la salida del divisor capacitivo para comprobar dicha propiedad, cuyos resultados se muestran en la Figura 3.8.

Figura 3.8. Factor de atenuación del divisor capacitivo a 3.2 MHz

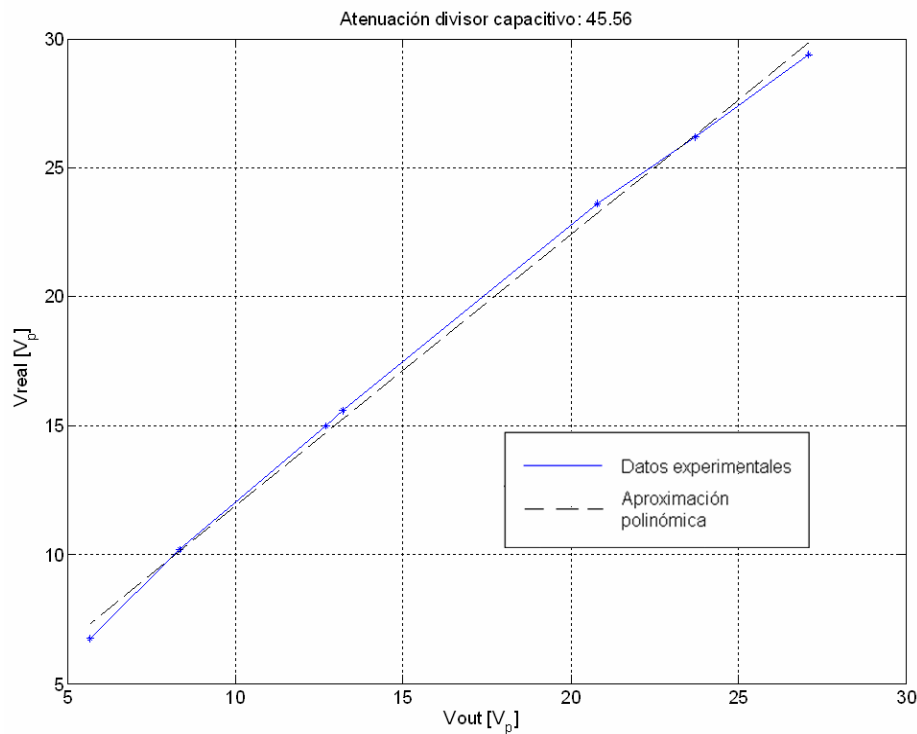


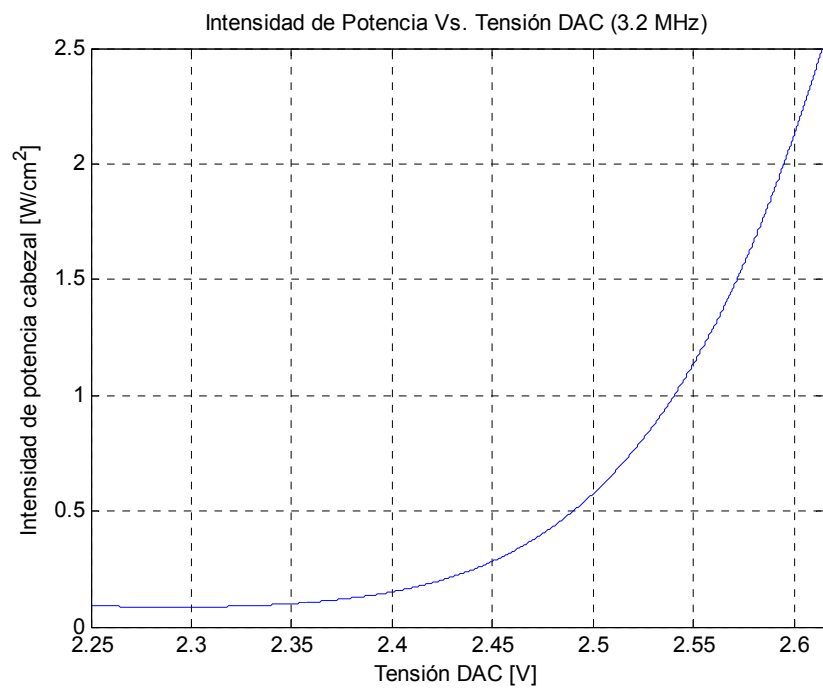
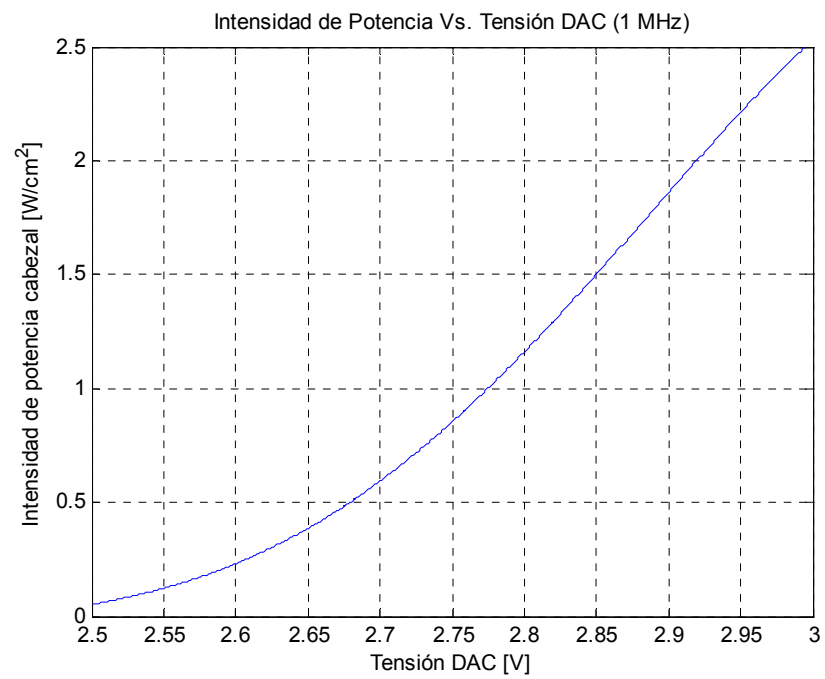
Tabla 3.5. Resultados de la atenuación del divisor capacitivo

Frecuencia [MHz]	Atenuación teórica [V/V]	Atenuación experimental [V/V]	% Error
3.2	48.83	45.56	6.7

3.2.5 Relación entre tensión del DAC e intensidad de potencia

De acuerdo con los resultados previos, se obtiene una gráfica que relacione la intensidad de potencia con la tensión del DAC, para ambas frecuencias como se ilustra en la Figura 3.9.

Figura 3.9. Relación entre tensión del DAC e intensidad de potencia



3.3 RESULTADOS EXPERIMENTALES DE DIVERSAS SEÑALES

3.3.1 Divisor de frecuencia

Con el propósito de comprobar el buen funcionamiento del divisor de frecuencia, se capturó la forma de onda de salida en el equipo, como se observa en la Figura 3.10.

Figura 3.10. Capturas de ondas de salida del divisor de frecuencia

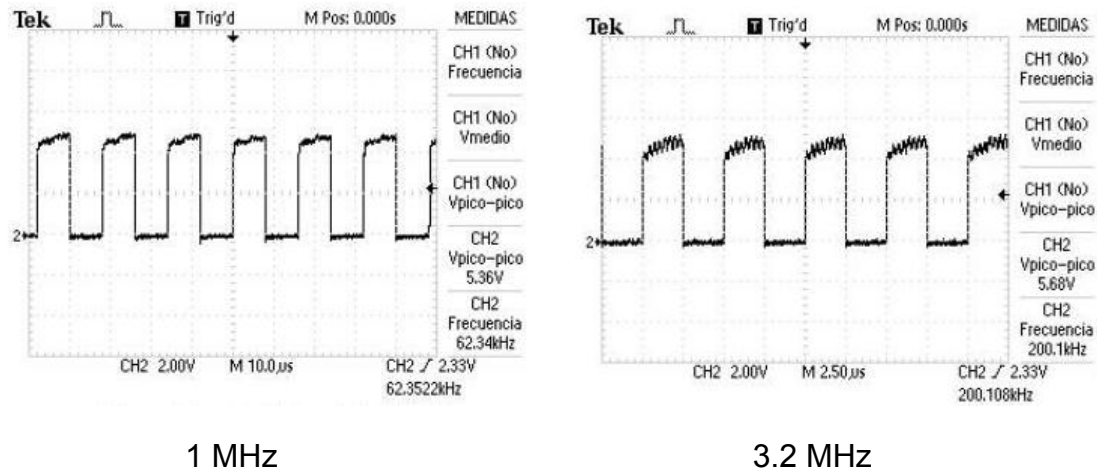


Tabla 3.6. Resultados del divisor de frecuencia

Frecuencia original [MHz]	Frecuencia de salida teórica [kHz]	Frecuencia de salida experimental [kHz]	% Error
1	62.5	62.35	0.24
3.2	200	200.1	0.05

De acuerdo con los resultados consignados en la Tabla 3.6, el divisor de frecuencia trabaja con un margen de error menor al 0.3%.

3.3.2 Ciclo útil

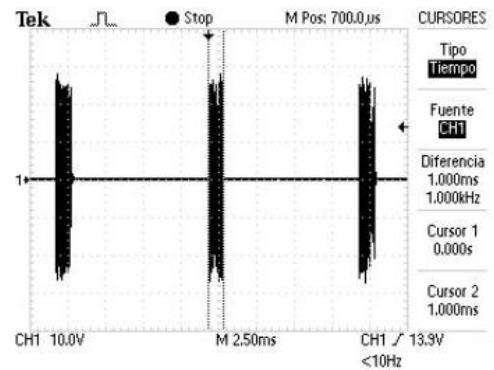
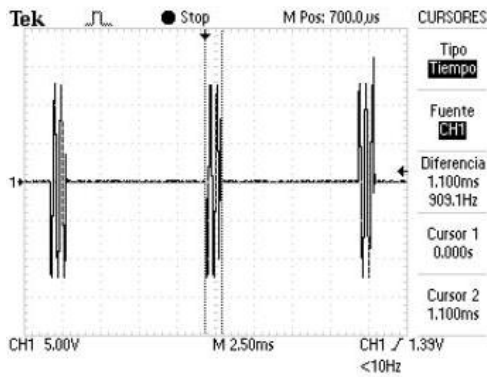
Se realizaron capturas de la forma de onda de salida al cabezal, para comprobar los tiempos de cada ciclo útil en las frecuencias de 1 y 3.2 MHz (Figura 3.11). De acuerdo con lo observado en las capturas, la desviación máxima es de 10%.

Figura 3.11. Capturas de ondas de salida con ciclo útil aplicado

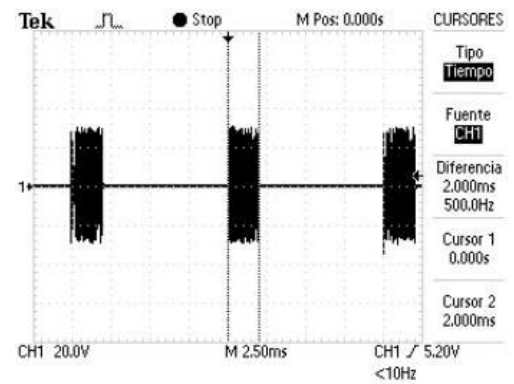
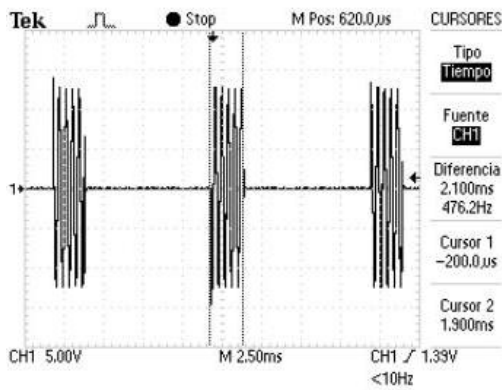
1 MHz

3.2 MHz

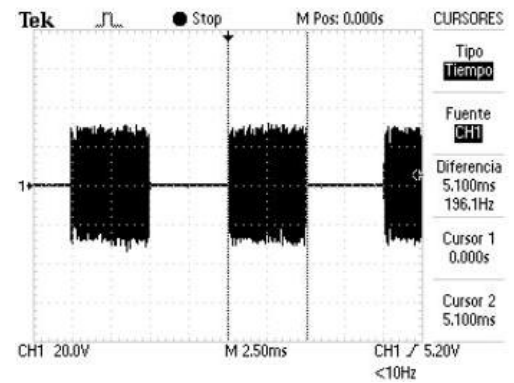
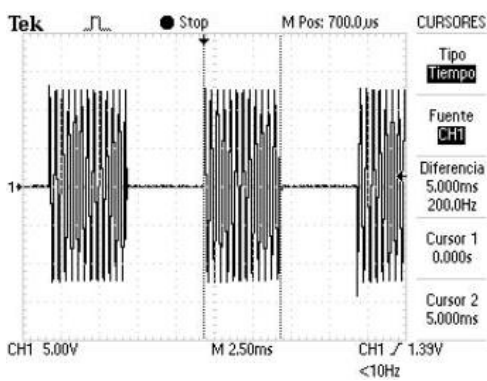
10%



20%



50%



3.3.3 Distorsión armónica total

Para comprobar que la onda corresponde a una señal senoidal, se realizaron dos capturas, en tiempo y frecuencia respectivamente. La primera se efectuó para comprobar visualmente la forma de onda (Figura 3.12); la segunda se hizo para calcular su distorsión armónica total (Figura 3.13).

Figura 3.12. Capturas de la onda de tensión de salida en modo continuo.

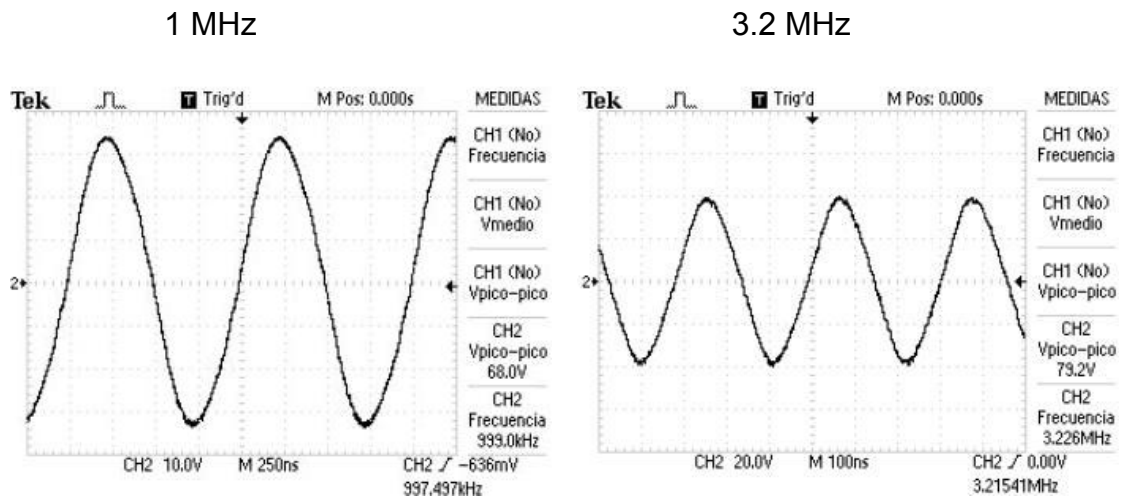
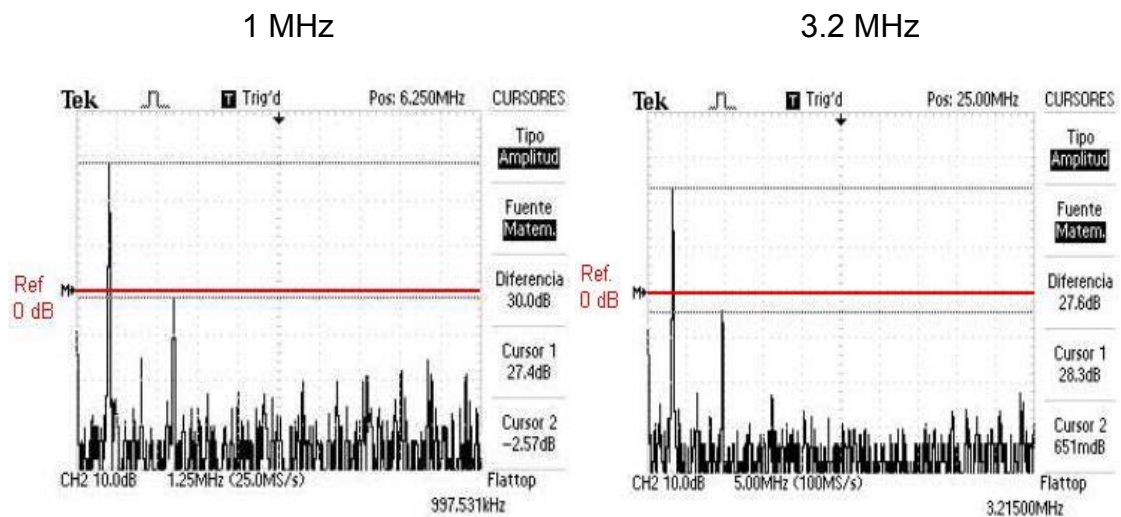


Figura 3.13. Espectro de la onda de salida en modo continuo.



Para calcular la distorsión armónica, se tuvo en cuenta la siguiente definición:

$$\text{Distorsión armónica total} = \frac{P_2 + P_3 + P_4 + \dots + P_n}{P_1}$$

Los resultados obtenidos se tabulan en la Tabla 3.7 para 1 MHz, y en la Tabla 3.8 para 3.2 MHz.

Tabla 3.7. Distorsión armónica total para 1 MHz

Valor tensión [Vpp]	Relación de potencia fundamental / 2ª armónica [dB]	Relación de potencia fundamental / 3ª armónica [dB]	Distorsión armónica total [W/W]
68	44.4	30	$1 \cdot 10^{-3}$
13.5	45.6	30.4	$9.3955 \cdot 10^{-4}$

Tabla 3.8. Distorsión armónica total para 3.2 MHz

Valor tensión [Vpp]	Relación de potencia fundamental / 3ª armónica [dB]	Relación de potencia fundamental / 5ª armónica [dB]	Relación de potencia fundamental / 15ª armónica [dB]	Distorsión armónica total [W/W]
17.8	0	30.4	0	$9.1201 \cdot 10^{-4}$
79.2	47.2	27.6	44	$1.8 \cdot 10^{-3}$

Los resultados indican que en todos los casos el valor de la distorsión armónica total no supera el valor de 0.002 [W/W], lo que indica que los filtros seleccionados funcionan correctamente.

3.4 INSTRUMENTOS USADOS EN LAS PRUEBAS

3.4.1 Generador de ondas Protek G305

- Rango de frecuencia: 0.01Hz – 10MHz
- Nivel de Salida: 20Vpp (Circuito abierto)
- Atenuador: 0, 20, 40 y 60dB
- Impedancia de salida: 50 Ohms +/- 10%
- Tensión de Offset DC: Max. +/- 10V

3.4.2 Osciloscopio Tektronix TDS1002

- Dos canales de salida
- Almacenamiento digital de capturas
- Ancho de banda 60MHz
- Transformada rápida de Fourier FFT
- Comunicación serial a PC

3.4.3 Otros instrumentos de medición

- Multímetro digital Fluke 189 True RMS
- Medidor de parámetros Fluke PM6303A, $f = 1$ kHz.
- Medidor de parámetros Phillips PM6303, $f = 1$ kHz.

Figura 3.14. Equipo final.



4 CONCLUSIONES

Se generaron pulsos electrónicos rectangulares en contrafase a frecuencias de 1 y 3.2 MHz mediante un oscilador programable digitalmente, el cual permite realizar ajustes de frecuencia a partir de su realimentación, garantizando que el error en dicha variación no exceda el 3%.

La etapa de potencia diseñada e implementada permite realizar variaciones en la potencia entregada al cabezal, consiguiendo tener un control directo en la señal aplicada al mismo por medio de la realimentación de tensión.

Por medio del microcontrolador PIC18F452 se desarrolló una interfaz amigable para el operador del equipo, que permite el ingreso de los parámetros por medio de un teclado de 16 caracteres y su visualización a través de una pantalla LCD de 4x20 caracteres, siendo ellos la frecuencia, la intensidad de potencia, el ciclo útil y el tiempo del tratamiento.

Al diseñar y construir un equipo capaz de trabajar a 1 y 3.2 MHz, con opciones de modo continuo y pulsado (al 10%, 20% y 50%), se logra dar mayor versatilidad, pudiendo ser usado para diferentes tratamientos en rehabilitación física y estética corporal.

Se obtuvieron ondas senoidales a la salida del generador con baja distorsión armónica, garantizando la integridad del material piezoeléctrico en el cabezal y concentrando la mayor parte de la potencia en la frecuencia deseada.

La implementación de un lazo de realimentación es necesaria para garantizar la integridad física del paciente y del operador del equipo, al igual que el buen funcionamiento del mismo, independiente de que las variables a controlar sean de mínima variación cuando se implementa el sistema en lazo abierto.

Se implementó una forma de detección del cabezal desacoplado o en el aire a partir de la variación en la tensión de salida, como una forma de evitar el calentamiento excesivo del mismo.

La realización de proyectos de pregrado con el apoyo de empresas de la región permite al estudiante adquirir experiencia en la línea de investigación y desarrollo en un ambiente laboral, tener facilidades para llevar a cabo su proyecto, y contribuir con su trabajo al desarrollo de la región y de la empresa misma; igualmente, al desarrollar proyectos interdisciplinarios, el estudiante puede aplicar los conocimientos adquiridos en la universidad en contextos distintos con los que está normalmente familiarizado.

Con el desarrollo del presente trabajo, se contribuye al diseño de equipos de ultrasonido en la región a partir de la transferencia y adaptación de tecnología existente para los mismos; al tener la capacidad de desarrollar equipos propios con elementos accesibles, se obtiene como beneficio la disminución de los costos de importación e intermediación en la adquisición de equipos de ultrasonido. Comparado con otros equipos con similares características y de marcas reconocidas por los fisioterapeutas, un equipo final basado en el modelo funcional podría resultar competitivo en el mercado colombiano, tanto en precio como en prestaciones.

5 RECOMENDACIONES

Toda persona o empresa involucrada en el desarrollo de proyectos de equipos electromédicos necesita conocer las normas técnicas que rigen el desarrollo de los mismos. Para ello se necesita un fácil acceso a las mismas, y por tal razón se recomienda a la universidad obtenerlas para el uso del personal que desarrolle proyectos en el área de bioingeniería.

Para el diseño de tarjetas electrónicas y, en general, de equipos electrónicos que usen señales de radiofrecuencia, se debe tener en cuenta las emisiones electromagnéticas interferentes (*EMI, ElectroMagnetic Interferences*) emitidas o recibidas del medio ambiente y de otros equipos electrónicos; por este motivo se recomienda el uso de diseños y dispositivos que minimicen sus efectos, como lo son las tarjetas con múltiples capas conductoras.

Para garantizar mayor fiabilidad en el diseño de equipos de terapia por ultrasonido, se necesita conocer con detalle las características del material piezoeléctrico usado como transductor. En consecuencia, se recomienda que en futuros diseños se usen cabezales cuyas especificaciones acústicas y eléctricas sean conocidas por quienes diseñan los generadores de ondas ultrasónicas, lo cual es posible desarrollando un cabezal propio o, en su defecto, contactando a un proveedor externo que facilite el desarrollo del mismo, así como sus características técnicas; también se recomienda realizar pruebas para cabezales de tamaños distintos al usado en el proyecto, con el propósito de ajustar los parámetros de potencia para dar mayor versatilidad al equipo final.

Para optimizar el desempeño del equipo, se requiere una realimentación que permita una lectura más precisa de la potencia emitida por el cabezal. Se recomienda que se haga una lectura de la señal de corriente eléctrica usada por el cabezal en amplitud y fase respecto a la señal de tensión, usándose como sensor una bobina *Rogowski* o una resistencia de valor muy bajo que pueda soportar la corriente que circule por ella y que trabaje correctamente en las frecuencias usadas.

Al momento de diseñar dispositivos electrónicos, es muy importante escoger el modelo adecuado de los diversos elementos que se vayan a usar, para garantizar que los resultados obtenidos en el montaje físico tengan una variación mínima respecto a los resultados de la fase de diseño.

BIBLIOGRAFÍA

1. LIBROS Y FOLLETOS

- [1] D. Jennings, A. Flint, B.C.H. firton and L.D.M. Nokes. *Introduction to Medical Electronics Applications*. Edward Arnold, a division of Hodder Headline PLC. London, 1995.
- [2] J. E. Kemmerly, W. H. Hayt, Jr. *Análisis de circuitos en ingeniería 5 Ed.* McGraw-Hill/Interamericana de México, S. A. de C. V. México, 1993.
- [3] S. Kitchen. *Electrotherapy: Evidence-Based Practice*. Elsevier Limited, 2002
- [4] M. Rashid. *Electrónica de potencia, circuitos, dispositivos y aplicaciones 2 Ed.* Prentice Hall Hispanoamericana, S. A. México, 1993.
- [5] A. S. Sedra, K. C. Smith. *Circuitos Microelectrónicos 4 Ed.* Oxford University Press México, S. A. de C. V. México, 1999.

2. TRABAJOS DE GRADO

- [1] E. Alfaro Olave. *Evaluación de la calibración de los equipos de ultrasonido terapéuticos de los Servicios de Salud Pública Metropolitana*. Santiago de Chile, 2004. Trabajo de grado (Licenciado en kinesiología). Universidad de Chile. Facultad de Medicina.

3. ARTÍCULOS DE PUBLICACIONES SERIADAS

- [1] W. T. Coakley. *Biophysical Effects of Ultrasound at Therapeutic Intensities*. *Physiotherapy*, Jun 1978, Vol. 64, no 6, pp. 167.
- [2] S. S. Kitchen & C. J. Partridge. *A Review of Therapeutic Ultrasound*. *Physiotherapy*, Oct. 1990, Vol. 76, no 10, pp. 593.
- [3] E. M. Oakley. *Application of Continuous Beam Ultrasound at Therapeutic Levels*. *Physiotherapy*, Jun 1978, Vol. 64, no 6, pp. 172.
- [4] The Chartered Society of Physiotherapy: Safety of Electrotherapy Equipment Working Group. *Guide Lines for the Safe Use of Ultrasound Therapy Equipment*. *Physiotherapy*, Nov 1990, Vol. 76, no 11, pp. 683.

4. DOCUMENTOS ELECTRÓNICOS

- [1] A. Carnicero López, O. López García. *Materiales inteligentes I/II. Introducción a los materiales del siglo XXI*. Disponible en Internet: www.icaei.es/contenidos/publicaciones/anales_get.php?id=290., viernes 13 de enero del 2006.
- [2] Diccionario de la lengua española. Disponible en Internet: <http://www.buscon.rae.es/diccionario/drae.htm>, miércoles 20 de septiembre del 2006.
- [3] International Rectifier Inc. *Application Note AN-1001: A More Realistic Characterization of Power MOSFET. Output Capacitance Coss*. Disponible en Internet: <http://www.irf.com/product-info/audio/audioappnotes.html>, miércoles 20 de septiembre del 2006.
- [4] L. Mora Rivera, S. Almenares Montano. *Ultrasonido*. Disponible en Internet: www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/ultrasonido.pdf., viernes 13 de enero del 2006.
- [5] E. Moreno Hernández. *Propagación de ondas mecánicas y aplicaciones de los ultrasonidos*. Centro de Ultrasonía ICIMAF. La Habana, Cuba. Disponible en <http://www.iai.csic.es/ritul/cursos/Eduardo/curmoreno.doc>., viernes 13 de enero del 2006.

ANEXO A: REQUERIMIENTOS PARA EQUIPOS TERAPÉUTICOS POR ULTRASONIDO

1. MERCADO EXTERIOR DEL EQUIPO

La Cláusula 6 de la norma IEC 60601-1 (o su equivalente en la norma colombiana NTC-IEC 60601-1, Capítulo 6 'Identificación, mercado y documentación') da una lista completa de marcas requeridas en la parte externa del equipo médico. Dichas marcas dependen del tipo de fuente de energía usada por el equipo, el tipo de equipo (la clasificación), así como otras marcas para otros tipos de equipo. Los ejemplos de marcas que pueden requerirse, dados por la norma y por los fabricantes, son:

- El nombre de fabricante o proveedor
- Referencia de modelo o de tipo: Número o nombre del modelo, así como el número de serie
- Conexión a la alimentación: Suministro de tensión o rango de tensión; naturaleza de suministro de energía (por ejemplo monofásico o trifásico)
- Frecuencia del suministro o rango de frecuencia, en hercios (Hz)
- Potencia de entrada en amperios (A), o voltio-amperios (VA), o en vatios (W).
- Clasificación
 - Clase I ó Clase II: Si el equipo es de Clase II, debe ir su respectivo símbolo en el exterior del equipo (Ver Figura A. 1)
 - Grado de protección contra humedad
 - Grado de protección contra descargas eléctricas (Ver Tabla A.1 para marcas exteriores y numeral 14 del presente anexo para la clasificación)
- Fusibles accesibles desde el exterior del equipo: Debe incluir el tipo de fusible usado.

Figura A. 1. Símbolo usado para identificar un equipo Clase II






Fuente: Norma NTC-IEC 60601-1

2. SÍMBOLOS

Véase la Tabla A. 2, para ver algunos símbolos usados.

Tabla A. 1. Clasificación de tipo de equipo o parte aplicable, de acuerdo con el grado de

		
<p>Indicador de Equipo clase B, de acuerdo con IEC 60601-1</p>	<p>Indicador de Equipo clase BF, de acuerdo con IEC 60601-1</p>	<p>Indicador de Equipo clase CF, de acuerdo con IEC 60601-1</p>







protección contra descargas eléctricas

Fuente: Norma NTC-IEC 60601-1

3. DOCUMENTOS DE ACOMPAÑAMIENTO

De acuerdo con el numeral 6.8.1 de la norma NTC-IEC 60601-1, el equipo deberá estar acompañado de documentos en idioma castellano conteniendo al menos, instrucciones de uso, una descripción técnica y una dirección en el territorio colombiano a la que se pueda dirigir el usuario, y éstos se consideran como una componente que forma parte del equipo.

Tabla A. 2. Algunos símbolos usados en los equipos por ultrasonido

Símbolo	Significado
	Símbolo de botón encendido-apagado, IEC 848-01-05
	Indicador de variación por pasos, IEC 848-01-26
 <p data-bbox="302 863 1081 905"> Tierra Tierra de protección Equipotencialidad </p>	Terminales de tierra, tierra de protección y equipotencialidad, IEC 417-5019, 417-5017 y 417-5021, respectivamente
 <p data-bbox="509 1157 834 1192"> Entrada Salida </p>	Indicadores de entrada y salida (distinta a la alimentación eléctrica), IEC 878-01-36 y 878-01-37, respectivamente
	Indicador de uso de manual de operaciones, IEC 348
	Un símbolo que indique que es un equipo que maneja ultrasonido, de acuerdo con especificaciones necesarias.

Fuente: Norma NTC-IEC 60601-1

Los documentos de acompañamiento deben contener información sobre frecuencias de ultrasonidos, superficies efectivas de radiación, recomendaciones, procedimiento de funcionamiento, y tipo de alimentación. También debe contener información general sobre la función y finalidad del equipo, que para el caso incluyen indicaciones y contraindicaciones del tratamiento por ultrasonido.

4. PROTECCIÓN CONTRA RIESGOS DE RADIACIONES INDESEADAS O EXCESIVAS

La intensidad de una radiación de ultrasonidos indeseada, procedente de una cabeza de tratamiento destinada para ser sostenida con la mano, debe ser menor de $0,1\text{W}/\text{cm}^2$. Medición realizada según norma NTC 60601.

5. COMPATIBILIDAD ELECTROMAGNÉTICA Y ALIMENTACIÓN

De acuerdo con la norma CISPR 11, un equipo típico de ultrasonido se clasifica dentro del Grupo 1 y Clase B. Esto significa que:

- El equipo sólo usa la energía RF para su funcionamiento interno. Por consiguiente, sus emisiones de RF son muy bajas y no son probables causas de cualquier interferencia en cualquier equipo electrónico cercano.
- El equipo es conveniente para su uso en todos los establecimientos, incluyendo los establecimientos domésticos y aquéllos conectados directamente a la red pública de baja tensión que alimenta las edificaciones usadas con propósitos domésticos (en Colombia es de 110-120V/60Hz).

6. TEMPERATURAS EXCESIVAS

En ningún momento la temperatura de la superficie radiante debe exceder los 41°C , de acuerdo con la norma NTC-IEC 60601-2-5

7. FILTRACIONES

El equipo terapéutico de ultrasonido puede ser utilizado con agua durante el tratamiento, por ello se hace necesaria la protección del equipo contra filtraciones de líquidos. Ello no significa que el generador como tal deba ser sumergible (de hecho, muchos de los equipos están clasificados como IPX0 -lo que significa que no poseen protección contra goteo de agua- o IPX1 -lo que significa que poseen protección contra goteo de agua).

8. PRECISIÓN DE LOS DATOS DE FUNCIONAMIENTO

Se deben proporcionar los medios para la indicación de la intensidad efectiva o de la potencia efectiva de salida de ultrasonido, en caso de ondas moduladas, de la intensidad temporal del pico. Los valores medidos no se deben desviar de los indicados en un 30% para las salidas superiores al 10% del valor nominal. El cumplimiento debe ser comprobado por la medición de la salida acústica mediante un instrumento especial que mide la potencia irradiada del cabezal, estando éste sumergido en agua.

9. MÁXIMA INTENSIDAD EFECTIVA

El valor máximo de $3\text{W}/\text{cm}^2$ especificado se encuentra establecido en la práctica clínica como seguridad de uso general, así como en la norma NTC-IEC 60601-2-5.

10. ESTABILIDAD DE SALIDA CON VARIACIONES DE LA ALIMENTACIÓN

Este requisito debe proteger contra las excesivas variaciones de salida debidas a fluctuaciones de la red eléctrica de alimentación que se pueden encontrar en la rutina de trabajo. La máxima potencia efectiva de salida de ultrasonido medida no debe variar en más del 20% para variaciones de la red eléctrica de alimentación del 10%, y se mide conectando un *autotransformador* entre la red eléctrica y el equipo, ajustando el autotransformador a los valores especificados.

11. TEMPORIZADOR

El equipo debe estar provisto de un temporizador ajustable que desactive la potencia de salida después de un periodo seleccionado. El temporizador debe tener un margen que no exceda de 30 minutos y una precisión de ± 1 minuto. La mayoría de equipos cuentan con un indicador del tiempo transcurrido en el tratamiento, implementado a partir de un microcontrolador electrónico.

12. TERMINALES Y CONECTORES

Debido a que el cable de conexión de la cabeza de tratamiento se dobla continuamente, es necesaria una protección contra su continua flexión. El cable también debe tener un aislamiento eléctrico suficiente tanto para proteger a quien hace el tratamiento de posibles choques eléctricos como para proteger el cableado del cabezal de líquidos y blindar la señal de radiofrecuencia.

13. INTERFAZ DE ENTRADA Y VISUALIZACIÓN DE PARÁMETROS

Se emplean perillas, interruptores o un teclado para ajustar la intensidad y el tiempo de tratamiento, la frecuencia y el ciclo útil. La visualización de los parámetros se obtiene bien sea a partir de un menú desplegado en una pantalla de cristal líquido (LCD) o mediante *displays 7* segmentos. El parámetro de intensidad de tratamiento suele ser una entrada independiente, de modo que ésta se pueda modificar antes y durante el tratamiento. La forma de indicar dichos mandos está estandarizada mediante la norma IEC 878.

14. REQUERIMIENTOS NORMATIVOS

El equipo y sus partes aplicables deberán estar clasificados según:

El tipo de alimentación:

- Equipo alimentado por una fuente externa de energía eléctrica.

Equipo clase I:

- Puede tener partes con aislamiento doble o aislamiento reforzado o partes funcionando a muy baja tensión de seguridad.

Equipo clase II:

- Equipo de clase II con envolvente aislante: equipos con envolvente continua de material aislante que rodea todas las partes conductoras excepto para algunas piezas pequeñas.
- Equipo de clase II con envolvente metálica: se utiliza sobre todas las partes de la red de alimentación.

Los equipos pueden estar provistos de un terminal funcional de tierra o de un conductor funcional de tierra.

- Equipo alimentado internamente.

El grado de protección contra las descargas eléctricas:

Tipo B: El equipo posee un grado básico de protección contra choques eléctricos. La parte aplicada está típicamente conectada a tierra.

Tipo BF: Provee un mayor grado de protección contra choques eléctricos. La parte aplicada es flotante, lo que significa que no tiene conexión directa a tierra. El aislamiento de la parte aplicada impide que las corrientes de funcionamiento pasen al cuerpo del paciente.

Tipo CF: Solamente se usa en aplicaciones cardíacas.

15. NORMAS CONSULTADAS

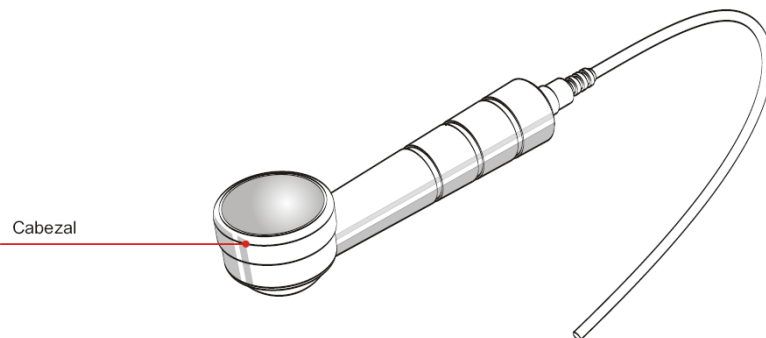
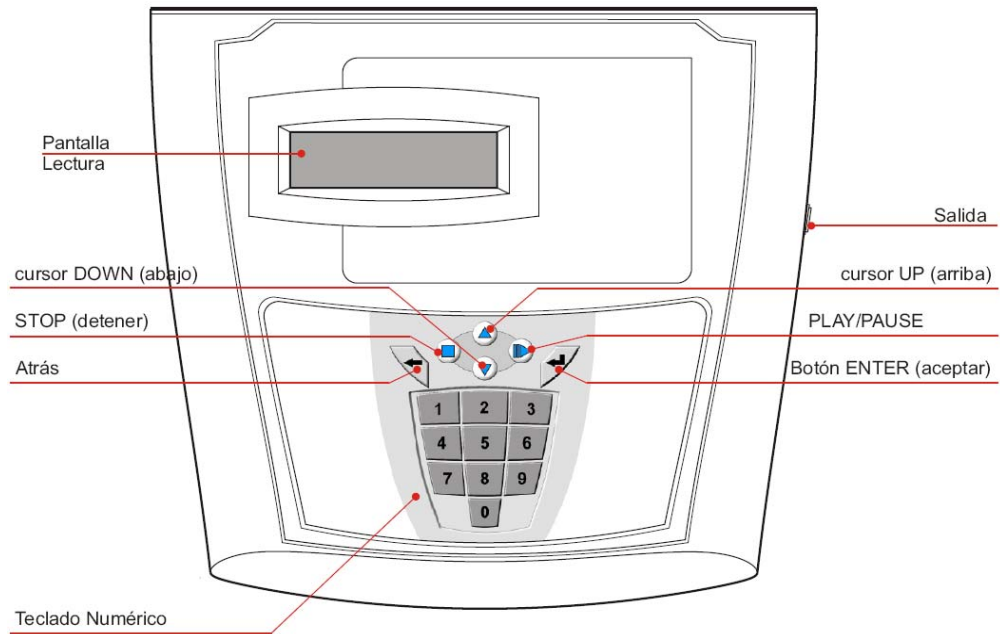
- NTC-IEC 60601-1: Equipos electromédicos. Parte 1: REQUISITOS generales para la seguridad
- NTC-IEC 60601-1-2: Equipos electromédicos. Parte 1: REQUISITOS generales de seguridad. Sección 1: Norma colateral. Compatibilidad electromagnética
- NTC-IEC 60601-2-5: Equipos electromédicos. Parte 2: REQUISITOS particulares para la seguridad de los equipos terapéuticos por ultrasonido
- IEC 878: Graphical symbols for electrical equipment in medical practice. Reemplazada por *IEC 60417-ISO 7000: Graphical Symbols for Use on Equipment*.
- CISPR 11: Industrial, scientific and medical (ISM) radio-frequency equipment – Electromagnetic disturbance characteristics – Limits and methods of measurement

ANEXO B: MANUAL DE USUARIO EQUIPO FINAL

MANUAL DE USUARIO

ULTRASONIDO

INDICADORES Y CONTROLES



ESPECIFICACIONES GENERALES

Voltaje de Alimentación:

- En DC: 12V
- En AC: 110V/60Hz

Frecuencia: 1 ó 3.2 MHz, $\pm 5\%$ en todas las frecuencias

Rango de Intensidad de Potencia:

- 1 MHz: 0.1 a 2.5 W/cm²
- 3.2 MHz: 0.1 a 2.0 W/cm²

Modulante: 100 Hz.

Ciclo útil: 10%, 20%, 50% y 100%.

Tiempo de terapia: 1 a 30 minutos

Aplicador: 5 cm²

Potencia cabezal: 0 a 12.5 W

Área Efectiva de Radiación (ERA): 4 cm² +/- 1 cm²

BNR (proporción de la intensidad pico a la intensidad promedio): 5.0:1

Fusibles: dos fusibles de 4 A c/u.

INSTRUCCIONES DE PRECAUCION

Las indicaciones de precaución que se encuentran en este manual se indican con símbolos; es muy importante entenderlos antes de manejar este equipo.



¡CUIDADO: alerta posibles infracciones de seguridad que podrían causar un daño menor o moderado en el equipo.



¡ATENCIÓN: alerta sobre posibles infracciones de seguridad que causarán daños potencialmente serios al equipo.



¡PELIGRO: alerta sobre posibles infracciones de seguridad que son situaciones de peligro inminente que darían como resultado la muerte o daños serios.



PELIGRO DE EXPLOSIONES: indica posibles infracciones de seguridad si se utiliza este equipo en presencia de anestésicos inflamables.


CUIDADO

- Lea, entienda y siga las instrucciones de precaución y funcionamiento. Conozca las limitaciones y los peligros relacionados con el uso de cualquier equipo de ultrasonido.
- El generador de Ultrasonido se debe comprobar rutinariamente antes de cada uso para determinar que todos los controles funcionan normalmente, especialmente que el control de intensidad ajusta adecuadamente y de modo estable a la salida de energía ultrasónica. También determine que el control de tiempo del tratamiento interrumpe realmente la salida de energía ultrasónica cuando el cronómetro alcanza el cero.
- No utilice objetos puntiagudos como la punta de un lápiz o de un bolígrafo para manejar los botones del panel de control porque estos podrían dañarse.
- Esta unidad se debe manejar, transportar y almacenar a temperaturas entre 15°C y 40°C (59°F y 104°F), con una Humedad Relativa de entre el 30% y el 60%.
- Manipule el cabezal de ultrasonido con cuidado; un manejo inapropiado del cabezal de ultrasonido puede afectar adversamente sus características.
- Antes de cada uso inspeccione si hay fisuras en el cabezal de tratamiento, ya que permitiría la entrada de fluido conductor.
- Inspeccione los cables del cabezal de tratamiento y los conectores.

ATENCIÓN

- El uso de los procedimientos de controles, ajustes o ejecución distintos a los especificados aquí puede resultar en una exposición peligrosa a la energía ultrasónica.
- Para la protección continua contra peligro de incendio, sustituya los fusibles únicamente por otros del mismo tipo y clasificación.
- Asegúrese de que la unidad esté conectada a tierra conectándola solamente a un tomacorriente de servicio eléctrico con descarga a tierra, conforme con los códigos eléctricos nacionales y locales.
- Este dispositivo debe mantenerse fuera del alcance de los niños.
- Se debe tener cuidado cuando se manipula este equipo cerca de otro equipo, ya que podría producirse una posible interferencia electromagnética o de otro tipo. Intente minimizar esta interferencia no utilizando otro equipo cerca de éste.

PELIGRO

-  Existe peligro de explosión si se utiliza este equipo de ultrasonido en presencia de una mezcla de anestésicos inflamables con aire, oxígeno o gas hilarante.

Indicaciones del Ultrasonido

- Lesiones en la piel: heridas, úlceras, cicatrices hipertróficas, contractura de Dupuytren.
- Afecciones musculares: espasmo, desgarró, músculo tenso, miositis, puntos gatillo.
- Enfermedades inflamatorias: capsulitis, bursitis, artritis traumática, osteoartritis, artritis reumatoide (cuando no están en una fase aguda).
- Ciertas patologías nerviosas
- Trastornos circulatorios

Contraindicaciones del Ultrasonido

- Malignidad, tumores.
- Infección aguda o sepsis.
- Inflamación aguda (cuidado).
- Embarazo.
- Trombosis venosa profunda, flebitis, várices.
- Enfermedad arterial, insuficiencia circulatoria.
- Pérdida de sensibilidad.

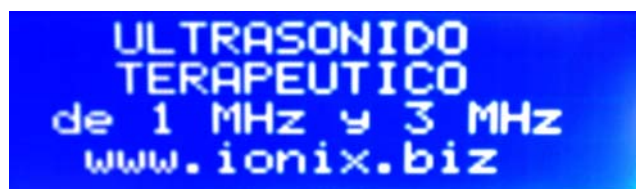
No Usar Ultrasonido

- Sobre los ojos.
- Sobre los órganos reproductores.
- Sobre epífisis abiertas en niños.
- Sobre un marcapasos.
- Sobre la columna vertebral (laminectomía; espina bífida).
- Sobre prótesis superficiales.

(Adaptado del Manual de Usuario *Intelect® Legend®*. Chatanooga Corp.)

MODO DE EMPLEO

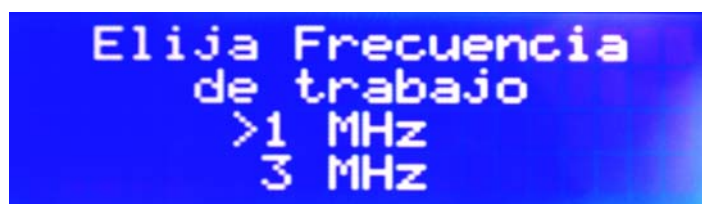
1. Encienda el equipo teniendo en cuenta las especificaciones anteriormente descritas.
2. Al encender el equipo también se enciende la pantalla de inicio, donde se visualizan los parámetros fijados para cada tratamiento. En esta primera vista aparece el nombre del equipo y las frecuencias con las cuales trabaja.



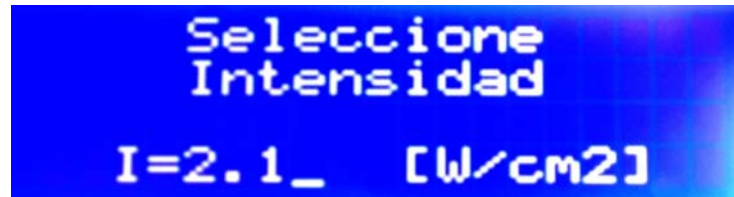
3. A continuación aparece el Menú Principal que muestra tres opciones:
 - a. **Nuevos Datos:** si se desea configurar nuevos valores para realizar una terapia.
 - b. **Ver Parámetros:** si lo que se quiere es observar los parámetros seleccionados.
 - c. **Iniciar:** si lo que se desea es iniciar el tratamiento.La selección se realiza con las teclas UP (arriba) y DOWN (abajo) del teclado numérico, oprimiendo ENTER (Aceptar) luego de seleccionar la opción adecuada.



4. Cuando se selecciona la opción de nuevos datos, las diferentes variables de configuración se presentan consecutivamente. Aquí se presenta la distribución para la elección de frecuencia: la selección se realiza mediante las teclas UP y DOWN del teclado numérico, y presionando ENTER.

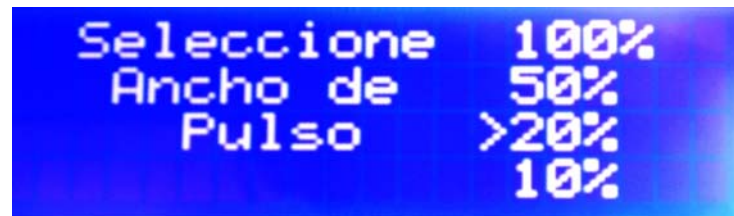


5. A continuación se selecciona la intensidad de potencia: se tiene la opción de ajustarla entre 0.1 a 2.5 W/cm², con paso de 0.1 W/cm²; para esto se utiliza el teclado numérico, ingresando el valor deseado y oprimiendo ENTER.



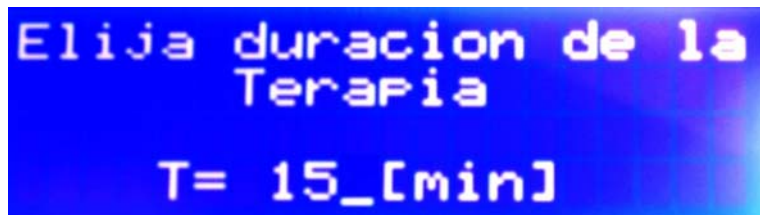
```
Seleccione
Intensidad
I=2.1_ [W/cm2]
```

6. Se procede a seleccionar el modo de emisión de la onda de ultrasonido moviendo las flechas entre los valores de 10, 20, 50 ó 100 %; esta selección se realiza mediante las teclas UP y DOWN del teclado y presionando ENTER.



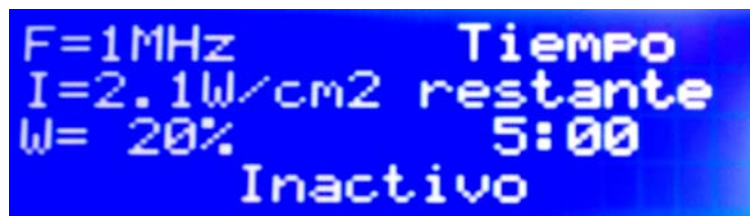
```
Seleccione 100%
Ancho de   50%
Pulso     >20%
          10%
```

7. Finalmente se ingresa el tiempo de tratamiento digitando en el teclado el valor requerido, desde 0 hasta 30 minutos, con valores enteros y oprimiendo luego la tecla ENTER.



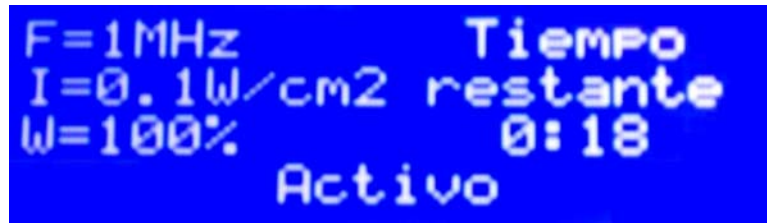
```
Elija duracion de la
Terapia
T= 15_[min]
```

8. En el Menú Principal, al escoger la opción “Ver Parámetros”, se observan todos los parámetros programados pero el equipo se encuentra inactivo; con la tecla ATRÁS retorne al Menú Principal y seleccione la opción “Iniciar” para comenzar el tratamiento.




```
F=1MHz      Tiempo
I=2.1W/cm2 restante
W= 20%     5:00
          Inactivo
```

9. En modo activo se presentan los parámetros seleccionados permitiendo observar el tiempo restante de la terapia.



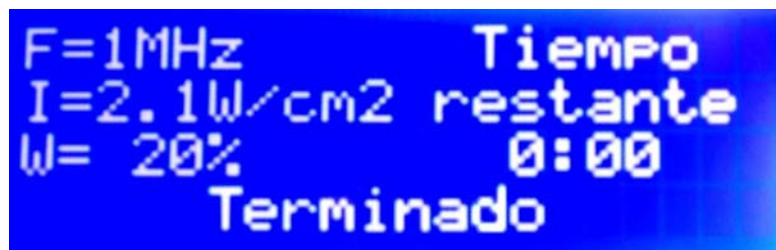
```
F=1MHz      Tiempo
I=0.1W/cm2 restante
W=100%      0:18
           Activo
```

10. Con la tecla PLAY/PAUSE se puede interrumpir la sesión en cualquier momento, luego se puede reanudar la terapia con la misma.



```
F=1MHz      Tiempo
I=0.1W/cm2 restante
W=100%      0:27
           Pausado
```

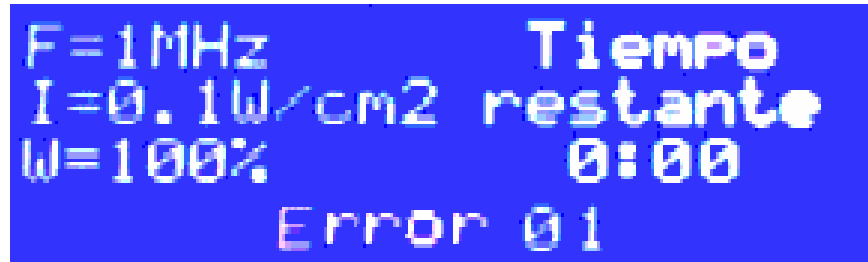
11. Cuando finalice la sesión, el equipo emitirá un sonido intermitente que avisará al usuario del hecho; unos segundos después, aparecerá nuevamente el Menú Principal, para iniciar una nueva sesión.



```
F=1MHz      Tiempo
I=2.1W/cm2 restante
W= 20%      0:00
           Terminado
```

12. Con la tecla STOP se puede cancelar la sesión en cualquier momento, aún si el equipo se encuentra pausado, retornando al Menú Principal.

13. Cuando hay mal contacto entre el cabezal y el tejido o el cabezal se encuentra en el aire durante el tratamiento, se escucha un sonido continuo; si al cabo de cuatro segundos no hay buen contacto, la terapia se cancela y se regresa al Menú Principal. En este caso se despliega el mensaje ERROR 01, indicando al operario que no existió un contacto óptimo entre el cabezal y el paciente.



A screenshot of a device's LCD display with a blue background and white text. The display shows the following information:

F=1MHz	Tiempo
I=0.1W/cm2	restante
W=100%	0:00
Error 01	

ANEXO C: CIRCUITOS INTEGRADOS USADOS EN EL PROYECTO

- LTC6904 (generador) www.linear.com
- LMH6560 (búfer) www.national.com
- MC34152D (driver) www.onsemi.com
- PE-5762M (transformador de pulsos) www.pulseeng.com
- IRF510 (MOSFET de potencia) www.fairchildsemi.com, www.irf.com
- FRS1B (relé). Hoja de datos disponible en www.khalus.com.ua/data/chips/chameleon-relay/pdf/frs/frs1.pdf
- 1N5819 (diodo Schottky) www.st.com
- AD8361 (convertor RMS-DC) www.analog.com
- OPA350 (amplificador operacional) www.ti.com
- 74LS163A (contador binario síncrono de 4 bits) www.national.com
- 74LS164N (registro de desplazamiento de 8 bits serie-paralelo) www.ti.com
- AD7224 (convertor digital análogo con entrada paralela) www.analog.com
- LM350T (regulador lineal de tensión a 1.5A) www.national.com
- SG3524N (regulador de tensión por modulación de ancho de pulso) www.ti.com
- IRFP250 (MOSFET de potencia a 30A) www.irf.com
- BD135 (transistor NPN) www.fairchildsemi.com
- BD136 (transistor PNP) www.fairchildsemi.com
- 2N3904 (transistor NPN de pequeña señal) www.semiconductors.philips.com
- 1N4744 (diodo Tener 15V) www.vishay.com
- 1N4007 (diodo de propósito general) www.fairchildsemi.com
- UF5408 (diodo rectificador de alta velocidad 1000V) www.vishay.com
- JHD204A SERIES (pantalla LCD) www.jhdlcd.com.
- PIC18F4520 (microcontrolador) www.microchip.com

ANEXO D: GLOSARIO

ABRASIÓN: ulceración no profunda de la piel o de las mucosas por quemadura o traumatismo.

ACCESO DIRECTO A MEMORIA (DMA): sistema para que los periféricos, intercambien datos con la memoria sin intervención del procesador.

ACIDOSIS TISULAR: estado anormal producido por exceso de ácidos en los tejidos y en la sangre. Se observa principalmente en la fase final de la diabetes y de otras perturbaciones de la nutrición.

ARTRITIS: es la inflamación de una articulación, caracterizada por dolor, limitación de movimientos, tumefacción y calor local.

ATENUACIÓN: es el decrecimiento en la magnitud de la señal cuando esta atraviesa diferentes medios de propagación.

BOBINA ROGOWSKI: dispositivo eléctrico usado para medir corriente eléctrica alterna (CA). Consiste en una bobina helicoidal de alambre, cuyos extremos se encuentran en el mismo lado de la bobina.

BUFFER: es un dispositivo electrónico que evita el efecto de carga en un circuito.

CABEZAL: dispositivo de salida de un equipo de terapia por ultrasonido aplicado al paciente, donde se aloja el transductor piezoeléctrico.

CAVITACIÓN: proceso de generación de burbujas causada por la aplicación de acústico en un medio acuoso. La cavitación depende de diversos aspectos como la frecuencia, viscosidad, temperatura, y presión externa del medio en que se produce y de la intensidad del campo acústico aplicado.

CERÁMICAS PIEZOELÉCTRICAS: los materiales cerámicos están compuestos por óxidos metálicos fundamentalmente, por lo que resulta prácticamente imposible una oxidación ulterior; es decir, compuestos por óxidos metálicos fundamentalmente.

COLÁGENO: es una proteína fibrosa del tejido conjuntivo, que constituye la base de soporte de tejidos fundamentales.

CÓNDILO: una protuberancia redonda en un hueso, donde forma un empalme con otro hueso.

CONTROLADOR DIGITAL DE SEÑALES: es un controlador creado por la compañía *Microchip*, capaz de realizar acciones de control a partir del procesamiento matemático de señales digitales.

CONVERTIDOR: Aparato que convierte la corriente alterna en continua o viceversa.

CONVERTIDOR *FLYBACK*: es una fuente de alimentación conmutada que consta de un solo transistor y un transformador.

CONVERTIDOR *PUSH-PULL* O DE CONTRAFASE: topología de convertidor configurada generalmente como convertidor elevador, que usa dos transistores como interruptores y un transformador con derivación central.

DIFRACCION: es un fenómeno característico de las ondas que consiste en la dispersión y curvado aparente de las ondas cuando encuentran un obstáculo.

DRIVER (MANEJADOR): es un búfer diseñado especialmente para manejar ondas PWM.

EDEMA: condición en la cual hay una excesiva cantidad de fluido acumulada en los espacios intersticiales de los tejidos.

EMISIÓN ELECTROMAGNÉTICA INTERFERENTE (EMI): es la interferencia en la transmisión o recepción de una señal electromagnética causada por la radiación de un campo eléctrico o magnético.

ELECTROESTRICCIÓN: deformación de un cuerpo cuando está sometido a un campo eléctrico.

EPICONDILITIS: inflamación del epicóndilo del humero generada por uso repetitivo de la articulación.

EPICÓNDILO: proyección de un hueso por encima de un cóndilo, que sirve para la unión de músculos y ligamentos.

FLEXIÓN: encorvamiento transitorio que experimenta un sólido por la acción de una fuerza que lo deforma elásticamente.

I²C: es un protocolo de comunicaciones serial. Su nombre viene de *Inter-Integrated Circuit* (Circuitos Inter-Integrados). Es un protocolo muy usado en la industria, principalmente para comunicar microcontroladores y sus periféricos en sistemas embebidos.

INFRASONIDOS: se considera una onda sonora como *infrasonido* cuando su frecuencia está por debajo de 16 Hz; para vibraciones más lentas, quizás puedan ser percibidas por otros sentidos (como el tacto), pero no se podrán escuchar.

INVERSOR: Aparato que convierte la corriente eléctrica continua en alterna.

MICROCONTROLADOR: circuito integrado o chip que incluye en su interior las tres unidades funcionales de un computador: CPU, Memoria y Unidades de E/S. Aunque sus prestaciones son limitadas, además de dicha integración, su característica principal es su alto nivel de especialización, optimizado para ser utilizado para controlar equipos electrónicos.

MICROMASAJE: efecto generado por las vibraciones sónicas que causa compresión y expansión en el tejido a la misma frecuencia del ultrasonido aplicado, conduciendo a variaciones de presión.

PERIOSTITIS: inflamación del periostio.

PERIOSTO: una membrana fibrosa adherida a los huesos, que sirve para su nutrición y renovación.

PETEQUIAS: pequeñas manchas en la piel formada por un flujo de sangre, que no desaparecen al presionar sobre ellas.

PIC: familia de microcontroladores fabricados por *Microchip Technology Inc.* El nombre completo es *PICmicro*, aunque generalmente se utiliza como *Peripheral Interface Controller* (Controlador de Interfaz Periférico).

PIEZOELECTRICO: Propiedad que exhiben ciertos minerales de producir una diferencia de potencial cuando son sometidos a compresión, tracción o torsión.

POLÍMEROS PIEZOELÉCTRICOS: son materiales que pueden ser diseñados para actuar con cierto efecto conocido pero de forma controlada, cambian su forma o se deforman ante un impulso eléctrico, y ante la presión de deformación, producen un impulso eléctrico.

POLIFLUORURO VINILIDENO: es un material piezoeléctrico, que cuando es puesto bajo un campo eléctrico, cambia su forma. Tiene una alta resistencia eléctrica y buena resistencia además es un buen material para el aislamiento de cables eléctricos, especialmente aquéllos que se calientan durante su uso.

PROCESADOR DIGITAL DE SEÑALES: es un microprocesador digital especializado, usado para manipular y/o realizar cálculos a partir de señales digitales. La principal ventaja del DSP radica en la capacidad de programar el procesador, permitiendo que los parámetros sean cambiados fácilmente.

PUENTE H / MEDIO PUENTE H: el *puente h* es un inversor monofásico que consta de cuatro interruptores, dos conectados en serie en un lado y dos conectados en serie en otro, donde la carga se coloca entre los puntos de unión de los interruptores. El aspecto del circuito recuerda a la letra H (de ahí su nombre). El *medio puente h* sólo posee dos interruptores, y la carga se conecta entre el punto de conexión de los interruptores y tierra.

PWM (*PULSE WIDTH MODULATION*, MODULACIÓN POR ANCHO DE PULSO): un tipo de onda rectangular usado para controlar diversos mecanismos y motores. También se usa para controlar la forma de onda de un inversor.

RADIOFRECUENCIA (RF): término aplicado a la porción del espectro electromagnético en el que se pueden generar ondas electromagnéticas aplicando corriente alterna a una antena.

SISTEMA NERVIOSO PERIFÉRICO: constituye el tejido nervioso que se encuentra fuera del sistema nervioso central, representado fundamentalmente por los nervios periféricos que inervan los músculos y los órganos.

SONIDOS: ondas sonoras comprendidas entre 16 y 16.000 Hz, que conforman todo el espectro de sonidos que el hombre es capaz de escuchar.

TERMISTOR: resistencia eléctrica que varía su valor en función de la temperatura.

TERMOCUPLA: un sensor de temperatura basado en la tensión producida por un gradiente de temperatura en dos alambres de metales distintos y unidos en un extremo.

TÍMPANO: membrana extendida y tensa como la de un tambor, que limita exteriormente el oído medio de los vertebrados y que en los mamíferos y aves establece la separación entre esta parte del oído y el conducto auditivo externo.

TISULAR: perteneciente o relativo a los tejidos de los organismos.

TRANSFORMADOR DE PULSOS: es un transformador de tensión especialmente diseñado para manejar ondas rectangulares.

ULTRASONIDOS: son las ondas mecánicas que tienen una frecuencia superior a los 16 kHz. Las frecuencias utilizadas en medicina son habitualmente superior a 0,5 MHz: suelen oscilar entre 0,5 y 3 MHz para su uso terapéutico y entre 1 y 10 MHz en ecografía.

VIBRACIÓN: es la deformación periódica de un sistema mecánico. La vibración se distingue de la oscilación en que en la segunda se intercambian energías cinética y potencial gravitatoria entre las diferentes posiciones del sistema, mientras que en la primera interviene la energía potencial elástica del sistema.