



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**"DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO
ULTRASÓNICO PARA TERAPIAS DE
CONSOLIDACIÓN DE HUESOS"**

TESIS
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO ELÉCTRICO
ELECTRÓNICO

P R E S E N T A

CONTRERAS TELLO HUMBERTO



DIRECTOR DE TESIS: DR. PEDRO ACEVEDO CONTLA

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) por haberme brindado los espacios necesarios para mi educación y mi diversión.

A la Facultad de Ingeniería de la UNAM por haberme brindado los conocimientos necesarios para mí desarrollo profesional.

Al Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas (IIMAS) por las facilidades prestadas para la realización de este trabajo de tesis.

Al Dr. Pedro Acevedo por su asesoría, apoyo, amistad y sobre todo confianza para la realización de este trabajo de tesis.

Al Ing. Martín Fuentes por su gran apoyo en la parte técnica, brindándome todo su confianza, asesoría y amistad.

A todos los amigos del IIMAS y de la Facultad de Ingeniería por su gran amistad y confianza.

Dedico el presente trabajo de tesis a mis padres y a mi hermana por el gran amor que me tienen, por su valioso apoyo, su comprensión y la confianza que me han otorgado durante toda mi vida, gracias por ser mis padres.

Y no me olvido de mi novia Lupilla quien en todo momento me ha apoyado e inspirado para luchar en la vida, ¡tú sabes que te lo agradezco mucho!

¡Gracias a la vida!

CONTENIDO**I. INTRODUCCIÓN.**

I.1. Objetivo.	2
I.2. Descripción general.	2

II. CONCEPTOS FUNDAMENTALES.

II.1. Introducción e historia.	5
II.2. Elementos piezoeléctricos.	6
II.2.1. Propiedades piezoeléctricas.	8
II.2.2. Materiales piezoeléctricos.	11
II.2.3. Modos y vibración de elementos piezoeléctricos.	13
II.2.4. Aplicaciones.	14
II.3. Transductores ultrasónicos.	15
II.4. Conceptos básicos de ultrasonido.	16
II.5. Efectos biológicos producidos por ultrasonido.	19
II.6. Aplicaciones de ultrasonido en fisioterapia.	20

III. ULTRASONIDO PULSADO DE BAJA INTENSIDAD EN LA ACELERACIÓN DE LA CONSOLIDACIÓN DE HUESOS.

III.1. Antecedentes.	22
III.2. Desarrollo histórico.	23
III.3. Análisis.	27

IV. DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA DE TERAPIA ULTRASÓNICO.

IV.1. Introducción.	30
IV.2. Estructura del proyecto.	30
IV.2.1. Oscilador.	31
IV.2.1.1. Osciladores básicos.	31
IV.2.1.2. Generador de Pierce.	33
IV.2.1.3. Implementación del oscilador.	34
IV.2.2. Temporizador.	36
IV.2.2.1. Osciladores de relajamiento.	36
IV.2.2.1.1. Multivibradores.	36
IV.2.2.2. Temporizador de circuito integrado.	37
IV.2.2.2.1. Multivibrador astable.	38
IV.2.2.3. Implementación del temporizador.	41
IV.2.3. Etapa de control y Display.	42
IV.2.3.1. Implementación de la etapa de control.	43
IV.2.4. Etapa de acondicionamiento.	49
IV.2.4.1. Inversor lógico.	50
IV.2.4.2. Implementación del inversor lógico.	52
IV.2.4.3. Amplificador clase C.	54
IV.2.4.4. Implementación del amplificador.	55
IV.2.4.5. Transformador de circuito impreso PCB.	56
IV.2.4.6. Implementación del transformador PCB.	62
IV.2.5. Transductor.	62
IV.2.5.1. Implementación del transductor.	63
IV.2.6. Fuente de energía.	65
IV.3. Construcción del dispositivo de terapia ultrasónica para consolidación ósea.	65

V. PRUEBAS Y RESULTADOS.

V.1. Pruebas de los parámetros de diseño aplicadas al equipo de terapia ultrasónica.	69
V.1.1. Pruebas al oscilador.	69
V.1.2. Pruebas al temporizador.	70
V.1.3. Pruebas a la etapa de control.	71
V.1.4. Pruebas a la etapa de acondicionamiento.	72
V.2. Análisis de resultados.	74

VI. CONCLUSIONES

VI.1. Conclusiones.	76
VI.2. Trabajo a futuro.	77

BIBLIOGRAFÍA. 78

APÉNDICE A	84
APÉNDICE B	89
APÉNDICE C	98

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE EQUIPO ULTRASÓNICO PARA TERAPIAS DE CONSOLIDACIÓN DE HUESOS

CAPÍTULO I INTRODUCCIÓN

El Departamento de Ingeniería en Sistemas Computacionales y Automatización (DISCA) del Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y Sistemas (IIMAS) de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) actualmente realiza investigación en el área de ultrasonido, enfocado a aplicaciones médicas. Las aplicaciones van desde el diseño, modelado, construcción y caracterización de transductores ultrasónicos hasta el desarrollo de instrumentos de diagnóstico médico utilizando ultrasonido, pasando por la adquisición, procesamiento y despliegue de señales ultrasónicas.

Dentro de las áreas de las aplicaciones del ultrasonido para fines médicos se encuentra el área de la terapia ultrasónica, que tiene por finalidad el tratamiento de algún daño o enfermedad al cuerpo mediante la aplicación de señales de ultrasonido.

De la terapia médica con ultrasonido se origina el presente trabajo de tesis, el cual consiste en el diseño y construcción de un sistema de terapia ultrasónica para la consolidación de huesos. Dicha terapia pretende reducir los tiempos de sanación de fracturas en huesos grandes hasta en un 38%, reduciendo por ende los costos totales de tratamiento debido al ahorro en el tiempo de recuperación total de la fractura en los pacientes, la pronta reincorporación del paciente a su trabajo y el ahorro en el tiempo que se encuentra incapacitado un trabajador.

I.1 Objetivo

El objetivo de este trabajo de tesis es el diseño y construcción de un dispositivo ultrasónico para terapia de consolidación de huesos, emitiendo ondas de ultrasonido de baja intensidad de 1 MHz en un pulso con un ancho de $200 \mu s$ y frecuencia de repetición de 1 kHz.

I.2 Descripción general

Se presenta el diseño y construcción de un equipo ultrasónico para terapia de consolidación de huesos. El equipo opera con un transductor ultrasónico a 1 MHz, en modo pulsado y con baja intensidad, se diseñó específicamente para la terapia de consolidación de huesos, aunque

en su diseño se contempló poder graduar internamente la intensidad de salida, el tiempo de terapia se fijó como máximo de 20 minutos, indicando con una alarma el fin de sesión.

El diseño se realizó con base en un microcontrolador, para controlar las teclas, el tiempo de terapia, el display alfanumérico y la señal de alarma de fin de sesión, así como circuitos analógicos y de potencia para condicionar las señales y controlar el transductor ultrasónico.

Generalmente, el tiempo de consolidación de una fractura depende del tipo de daño de la zona afectada y de la edad del paciente. Aproximadamente, en un adulto, las fracturas que más tardan en consolidar demoran de 3 a 4 meses. Luego de los 6 meses, se considera que existe un *retardo de consolidación*; pasados de 8 a 10 meses se habla de *pseudoartrosis*. Con terapia ultrasónica se pueden reducir los tiempos de consolidación y por ende de recuperación de la salud hasta en un 50%, lo que significa un gran ahorro en horas hombre y en tiempos de incapacidad.

Para facilitar la presentación de este trabajo de tesis se divide la información en 6 capítulos y dos apéndices, por lo que a continuación se describe brevemente el contenido de cada uno.

Capítulo I. Se hace una introducción al trabajo que nos ocupa, describiendo la motivación que le da origen, el objetivo que pretende, así como una descripción general.

Capítulo II. Se describen los conceptos básicos asociados con el ultrasonido haciendo una reseña histórica breve de su desarrollo.

Capítulo III. Se hace una descripción de las bases que sustentan este tema de tesis, exponiendo los elementos en los que se basa el desarrollo del sistema de terapia ultrasónica.

Capítulo IV. Se describe el proceso de diseño e implementación del sistema del dispositivo de terapia ultrasónica, haciendo un análisis de cada una de las etapas que lo conforman.

Capítulo V. Se presentan las pruebas y los resultados obtenidos al evaluar el dispositivo de terapia ultrasónica para consolidación de huesos.

Capítulo VI. Se presentan las conclusiones generales del trabajo.

Finalmente se incluyen las referencias bibliográficas consultadas para la realización de este trabajo de tesis y dos Apéndices que contienen los diagramas esquemáticos del circuito implementado así como información sobre la programación del microcontrolador utilizado en el sistema de terapia.

CAPÍTULO II

CONCEPTOS FUNDAMENTALES

CAPÍTULO II

CONCEPTOS FUNDAMENTALES

En el presente capítulo se hará una revisión de los conceptos básicos que se requieren relacionados con el ultrasonido así como sus antecedentes históricos.

II.1 Introducción e historia

La actividad piezoeléctrica fue descubierta en cristales simples por los hermanos Jacques y Pierre Curie en 1880. Sus experimentos consistieron en la medición de cargas superficiales que aparecen en cristales especialmente preparados (entre ellos, turmalina, cuarzo, topacio y sales de Rochelle) los cuales fueron sujetos a estrés mecánico.

Además de esto, los hermanos Curie también descubrieron el efecto piroeléctrico observando la existencia de una correspondencia entre los efectos eléctricos y los cambios de temperatura en determinados materiales. Ellos también observaron que las propiedades piezoeléctricas eran dependientes del corte aplicado a los cristales.

Los hermanos Curie, entretanto, no predijeron que los cristales que exhiben el efecto piezoeléctrico directo (cargas eléctricas cuando un estrés mecánico es aplicado) exhibirán también un efecto piezoeléctrico inverso (estrés mecánico en respuesta a un campo eléctrico aplicado). Esta propiedad fue deducida matemáticamente de principios termodinámicos fundamentales por Lippmann en 1881. Los hermanos Curie confirmaron experimentalmente la existencia del “efecto inverso”.

Durante los años siguientes (hasta 1910) muchos trabajos fueron realizados para que se definieran completamente las 20 clases de cristales naturales en que los efectos piezoeléctricos ocurren, además de definirse los 18 coeficientes piezoeléctricos macroscópicos posibles. En 1910 Voigt publicó "Lerbuch der Kristallphysik" que se tornó una referencia patrón conteniendo todo conocimiento alcanzado sobre este tema.

Las primeras aplicaciones de elementos piezoeléctricos ocurren durante la primera guerra mundial. En 1917, P. Langevin y sus colegas de trabajo franceses, comenzaron a perfeccionar un detector submarino ultrasónico con frecuencia de 50 kHz.

Los transductores eran construidos con láminas finas de cristales de cuarzo colocadas entre dos placas de acero y montadas en un soporte para inmersión. Desde entonces, el desarrollo de transductores, de circuitos, de sistemas, y de materiales para sonar no ha cesado.

El suceso del sonar estimuló el desarrollo de otros tipos de dispositivos piezoeléctricos, como por ejemplo, una clase nueva de métodos de prueba de materiales, basada en la propagación de ondas ultrasónicas. Por primera vez, las propiedades elásticas y viscosas de líquidos y gases se pudieron determinar con relativa facilidad y, las imperfecciones previamente invisibles en miembros estructurales de metal pudieron ser detectadas.

Durante la segunda guerra mundial, grupos de investigación aislados de Estados Unidos, Japón y la Unión Soviética, descubrieron que determinados materiales cerámicos, llamados ferroeléctricos preparados por la sinterización metálica de óxidos exhibían constantes dieléctricas hasta 100 veces más altas que la de los cristales y por otra parte tienen mejores propiedades piezoeléctricas que los mismos. En 1946 fue que algunos científicos descubrieron que la cerámica de Titanio de Bario (BaTiO_3) podía tornarse piezoeléctrica por uso de un campo eléctrico con una polarización de aproximadamente de 2 a 3 kV/mm.

Los materiales cerámicos presentan una serie de ventajas sobre los cristales, los cuales deben ser cortados a lo largo de ciertas direcciones cristalográficas, limitando las formas geométricas posibles. Además de presentar gran facilidad de fabricación y diversidad de formas y tamaños, los materiales cerámicos también presentan mayor sensibilidad (hasta varias centenas de veces mayor). Es importante notar que la excitación (volts/cm) requerida para una cerámica de Zirconato Titanato de plomo (PZT) es cerca de dos veces menor que la requerida para el cuarzo. En la década de los 50's las industrias y las universidades japonesas se unieron para desarrollar investigación de aplicación del Titanato de Bario (BaTiO_3). Esto condujo al descubrimiento de numerosas piezocerámicas de la familia del PZT en 1956. La cerámica PZT, con una sensibilidad mayor y una temperatura de funcionamiento más alta, pronto substituyó al BaTiO_3 en muchos de los dispositivos existentes. La industria japonesa obtuvo grandes progresos en esta área de investigación, llevando al desarrollo de aplicaciones hoy comúnmente encontradas como por ejemplo los detectores de humo, transductores ultrasónicos y filtros.

II.2 Elementos piezoeléctricos

Debido a las ventajas presentadas anteriormente, los materiales más usados son los elementos piezoeléctricos de tipo cerámico. En comparación con los cristales, las cerámicas presentan en general propiedades más favorables para la generación de energía acústica en la banda de ultrasonido, entre ellas, los mayores factores de conversión electromecánica, además de presentar facilidad de manufactura en una variedad de formas y tamaños.

Las cerámicas piezoeléctricas están constituidas por varios cristales (granos) originados en una reacción en fase sólida de distintos óxidos, siguiendo un tratamiento a alta temperatura. Cada uno de los cristales cuenta con dominios (regiones dentro de cada cristal en que los dipolos eléctricos tienen un sentido común). Estos dominios se orientan aleatoriamente, de forma que el dipolo eléctrico resultante es cero haciendo que la cerámica no exhiba

propiedades piezoeléctricas. De esta forma, en su estado primitivo la cerámica es isotrópica y no piezoeléctrica en virtud de la distribución aleatoria y de la estructura de sus dominios.

El material cerámico se hace piezoeléctrico mediante un tratamiento de polarización consistente en la aplicación de un campo eléctrico constante de muy alta intensidad en la dirección elegida (proceso llamado "poling"), con el fin de hacer girar los ejes polares de los dipolos hacia aquellas direcciones, permitidas por la simetría, más próximas a la del campo eléctrico (Figura 2.1). El tratamiento de polarización, aunque resulta indispensable, no garantiza el alineamiento perfecto de los dipolos [1].

El proceso de "poling" cambia permanentemente las dimensiones de un elemento cerámico. Las dimensiones entre los electrodos del "poling" (x) aumentan, y las direcciones paralelas (y) a los electrodos disminuyen. La dimensión entre los electrodos del "poling" (longitud a) es llamada la línea central de poling, como se representa en la Figura 2.1.

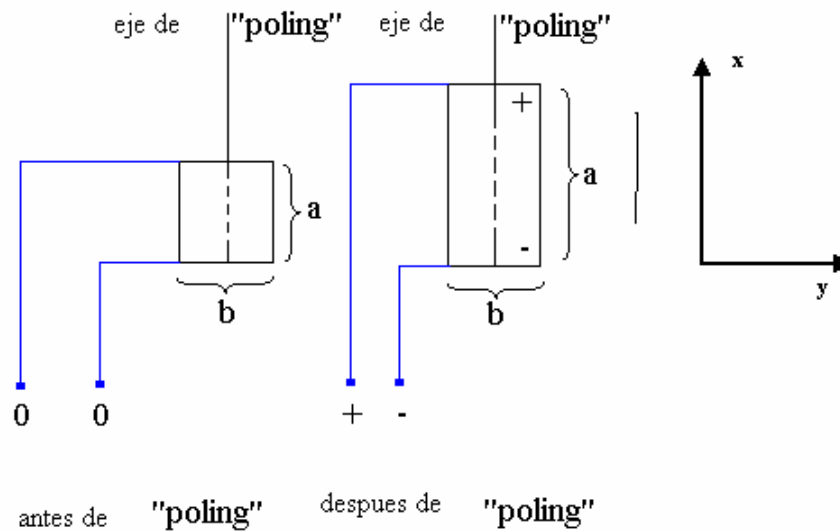


Figura 2.1. Deformación permanente de una cerámica piezoeléctrica antes y después de la polarización. (MORGAN MATROC LIMITED).

Cuando a un material piezoeléctrico es aplicada una fuerza externa (presión o tensión) su estructura cristalina es deformada y adquiere un momento dipolar resultante, este momento es capaz de hacer circular cargas eléctricas entre los electrodos en el caso en el cual éstos estén eléctricamente conectados. Para tensiones mecánicas moderadas se observa una proporcionalidad entre la diferencia de potencial $-ddp-$ y la tensión mecánica [2].

Durante el tratamiento en un campo eléctrico (poling) los dipolos en los dominios se alinean en una dirección preferencial de campo y permanecen en esta nueva posición después de que el campo es retirado. La Figura 2.2 presenta como sería la polarización de un material cerámico, así como el giro de sus ejes polares.

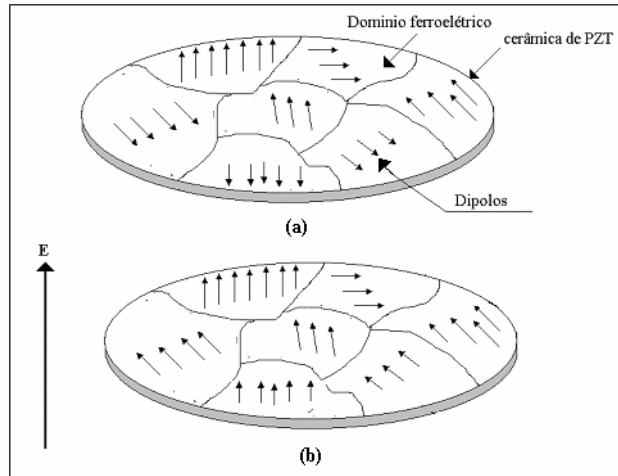


Figura 2.2. Diagrama esquemático de una cerámica piezoeléctrica mostrando dominios y dipolos. En a) está representada una cerámica sin polarizar y en b) la misma cerámica polarizada por un campo eléctrico representado en la Figura. Nótese que la aplicación del campo lleva a una inversión del sentido de los dipolos sin modificar su dirección lo que significa que apenas los componentes del dipolo en la dirección del campo son alterados.

II.2.1 Propiedades piezoeléctricas

Las propiedades piezoeléctricas son descritas por un sistema de símbolos y notaciones, algunas de éstas son presentadas enseguida.

Una fuerza externa aplicada a un sólido (stress) σ provoca una deformación proporcional al material (strain) ε , relacionada por el módulo de Young Y [2]:

$$\sigma = Y\varepsilon \quad \text{Ec. II.1}$$

Donde

$$[\sigma]_u = \frac{N}{m^2} \quad [Y]_u = \frac{N}{m^2} \quad [\varepsilon]_u = \frac{m}{m}$$

La piezoelectricidad corresponde a la creación de una carga eléctrica en respuesta a una presión aplicada. Este efecto es llamado el efecto piezoeléctrico directo, en donde la carga es proporcional a la presión aplicada.

En términos del desplazamiento eléctrico D (carga en cada unidad de área) y de presión σ , se puede escribir la siguiente relación [2]:

$$D = \frac{Q}{A} = d\sigma \quad \text{Ec. II.2}$$

Donde d es una constante de proporcionalidad expresada en carga (coulomb) en cada unidad de fuerza (newton).

Existe un efecto piezoeléctrico inverso que consiste en el surgimiento de una deformación en un sólido, debido a la aplicación de un campo eléctrico. Esta deformación puede ser de extensión o de contracción, dependiendo de la polarización del campo aplicado.

De esta forma se tiene la siguiente relación entre campo eléctrico E , y la deformación ε :

$$\varepsilon = dE \quad \text{Ec. II.3}$$

Donde d es una constante de proporcionalidad expresada en unidades de m/V que equivalen a C/N .

La constante de proporcionalidad que aparece en las dos ecuaciones anteriores es la misma, siendo llamado el coeficiente piezoeléctrico d , la cual es numéricamente idéntica para ambos efectos, el efecto piezoeléctrico directo e inverso.

$$d = \frac{D}{\sigma} = \frac{\varepsilon}{E} \quad \text{Ec. II.4}$$

Son deseados valores elevados del coeficiente piezoeléctrico d en materiales destinados a desarrollar movimientos de vibración, como en el caso de los transductores ultrasónicos. El coeficiente d también se llama coeficiente de transmisión.

Otra constante piezoeléctrica usada con frecuencia es g , la cual proporciona un valor producido en el sólido como respuesta a una presión externa. Esta constante puede ser relacionada con d de la siguiente forma:

$$g = \frac{d}{k} = \frac{d}{k'k_0} \quad \text{Ec. II.5}$$

Donde k , k_0 y k' , son las permitividades eléctricas en el medio, en vacío y relativa, respectivamente [3].

Son deseables valores altos del coeficiente g en materiales destinados a generar voltaje en respuesta a una tensión mecánica. Por eso g también es conocido como coeficiente piezoeléctrico de recepción.

Constantes piezoeléctricas adicionales como e , que relacionan la presión σ con el campo eléctrico E y h , relacionando la deformación ε con el campo eléctrico E son empleadas solo en ocasiones específicas.

$$\sigma = -eE \quad \text{Ec. II.6}$$

$$E = -h\varepsilon \quad \text{Ec. II.7}$$

Las constantes piezoeléctricas pueden ser definidas como derivadas parciales, asumiendo presión constante T (libre), campo eléctrico constante (circuito corto), desplazamiento eléctrico constante D (circuito abierto) y deformación constante ε (fijo) [2].

$$d = (\partial\varepsilon/\partial E)_T = (\partial D/\partial\sigma)_E \quad \text{Ec. II.8}$$

$$g = (-\partial E/\partial\sigma)_D = (\partial\varepsilon/\partial D)_\sigma \quad \text{Ec. II.9}$$

$$e = (-\partial\sigma/\partial E)_\varepsilon = (\partial D/\partial\varepsilon)_E \quad \text{Ec. II.10}$$

$$h = (-\partial\sigma/\partial D)_\varepsilon = (-\partial E/\partial\varepsilon)_D \quad \text{Ec. II.11}$$

Existe también otra medida física que caracteriza a un material piezoeléctrico, la cual es llamada factor de acoplamiento electromecánico κ . Este factor corresponde a una fracción de la energía eléctrica total que es convertida en energía mecánica y viceversa.

$$\kappa^2 = \frac{\text{Energía eléctrica convertida a mecánica}}{\text{Energía eléctrica total aplicada}} \quad \text{Ec. II.12}$$

$$\kappa^2 = \frac{\text{Energía mecánica convertida a eléctrica}}{\text{Energía mecánica total aplicada}} \quad \text{Ec. II.13}$$

Como la conversión de energía mecánica a energía eléctrica es siempre incompleta κ^2 es siempre menor a 1, y en consecuencia κ es menor de 1.

Para cerámicas y cristales, las constantes elásticas, dieléctricas y piezoeléctricas, pueden diferir a lo largo de diferentes direcciones.

II.2.2 Materiales piezoeléctricos

Desde su descubrimiento por los hermanos Curie, los materiales piezoeléctricos se han podido clasificar en:

- Materiales de cristales simples.
- Materiales policristalinos.
- Materiales cerámicos.
- Materiales polímeros.

Existen varios tipos de materiales piezoeléctricos que son aquí apenas mencionados, una vez que el interés del presente trabajo se limita a las cerámicas del tipo PZT (Titanato Zirconato de Plomo). Tales son [2]:

- Sal de Rochelle ($\text{KNaC}_4\text{H}_4\text{O}_6 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$), fue el primer cristal conocido.
- Hexhidrato de sulfato de aluminio de Guanidina
- Selenite de trihidrogenio de litio
- Sulfato de amonio
- Fluoberilato de amonio
- Cuarzo
- PZT (Zirconato Titanato de Plomo)
- PVDF (Fluoreto de Polivinilideno)
- LiNbO_3 (Niobato de Litio)
- Li_2SO_4 (Sulfato de Litio)
- CdS (Sulfato de Cadmio)
- ZnO (Óxido de Zinc)
- BaTiO_3 (Titanato de Bario)
- PbNb_2O_6 (Metaniobato de Plomo)
- PbTiO_3 (Titanato de Plomo)
- LiTaO_3 (Tantalato de Litio)

Como fue mencionado anteriormente, las cerámicas del tipo PZT, son las más comunes para la construcción de transductores, dentro de los diferentes tipos de cerámicas están [4]:

PZT-4 (Tipo I, Naval).- Este material es ideal para limpieza ultrasónica, sonar y otras aplicaciones acústicas de radiación de potencia elevada.

PZT-4D.- Empleado en aplicaciones de motores que requieren niveles de potencia elevada y sensibilidad elevada.

PZT-8 (Tipo III, Naval).- Usado para aplicaciones de potencia elevada, con una calidad mecánica elevada y un factor de pérdida extremadamente bajo.

PZT-5A (Tipo II, Naval).- Usado en hidrófonos, acelerómetros y colectores de vibración.

PZT-5J (Tipo VI, Naval).- Usado en fusibles, hidrófonos y otras aplicaciones que precisan una combinación de energía elevada y alto voltaje en la salida.

PZT-5R.- Empleado en aplicaciones de líneas de arreglos.

PZT-7A.- Usado en líneas de atraso ultrasónicas y otras aplicaciones de alta frecuencia de resonancia.

PZT-7D.- Usado en aplicaciones que precisan de potencia elevada en manipulación capacitiva.

PZT 23/27.- Las aplicaciones típicas de esta cerámica son en sensores de presión, acelerómetros, medidores de flujo, en sistemas de pruebas no destructivos y principalmente en transductores de ultrasonido.

PZT 24/26.- Estos materiales son ampliamente usados en aplicaciones de alto voltaje, fusibles, dispositivos de ignición “flash”, aplicaciones en ultrasonidos de potencia y procesamiento de materiales.

PZT 29.- Usada en receptores, acelerómetros, dispositivos de sensibilidad, instrumentos electrónicos musicales, transmisores de baja potencia.

PZT 32/34.- Usada en diagnósticos médicos, arreglos de alta frecuencia, sistemas para pruebas no destructivas.

PZT 45.- Particularmente apropiadas para aplicaciones en ambientes que requieren estabilidad en temperatura, con una excelente respuesta.

Una cerámica piezoeléctrica se puede despolarizar por un campo eléctrico fuerte con una polaridad opuesta a la tensión original del “poling”. El límite es la fuerza de campo y

depende del tipo de material, la duración de la aplicación, y la temperatura. El límite típico de operación está entre 500 V/mm y 1000 V/mm para una aplicación continua [5].

Se debe notar que los campos alternos pueden tener el mismo efecto durante el medio ciclo cuando es puesto en el sentido del “poling”.

En la Figura 2.3 se presentan algunos tipos de cerámicas, y como ellas son excitadas, así como el sentido de desplazamiento y modo de vibración [4].

Forma	Ejes	Dirección de polarización	Voltaje Aplicado	Modo de vibración o desplazamiento
Placa		↑	↕	
Disco fino		↑	↕	
Anel		↑	↕	
Barra		↑	↕	
Pino		↑	↕	

Figura 2.3. Modos de polarización y vibración de algunos tipos de cerámicas.

II.2.3 Modos y vibración de elementos piezoeléctricos

Una cerámica piezoeléctrica presenta por lo menos dos puntos de resonancia electromecánica, conocidos por resonancia principal y antirresonancia (serie y paralela).

La primera es caracterizada por un punto de menor módulo de la impedancia del material $|Z|$, y la segunda es caracterizada por mayor módulo de la impedancia del material. En sensores de ultrasonido, el primer punto representa la mejor configuración para transmisión, y el segundo punto la mejor configuración para la recepción.

La Figura 2.4 presenta las regiones de resonancia y antirresonancia de un material, así como el circuito equivalente para una cerámica piezoeléctrica [2].

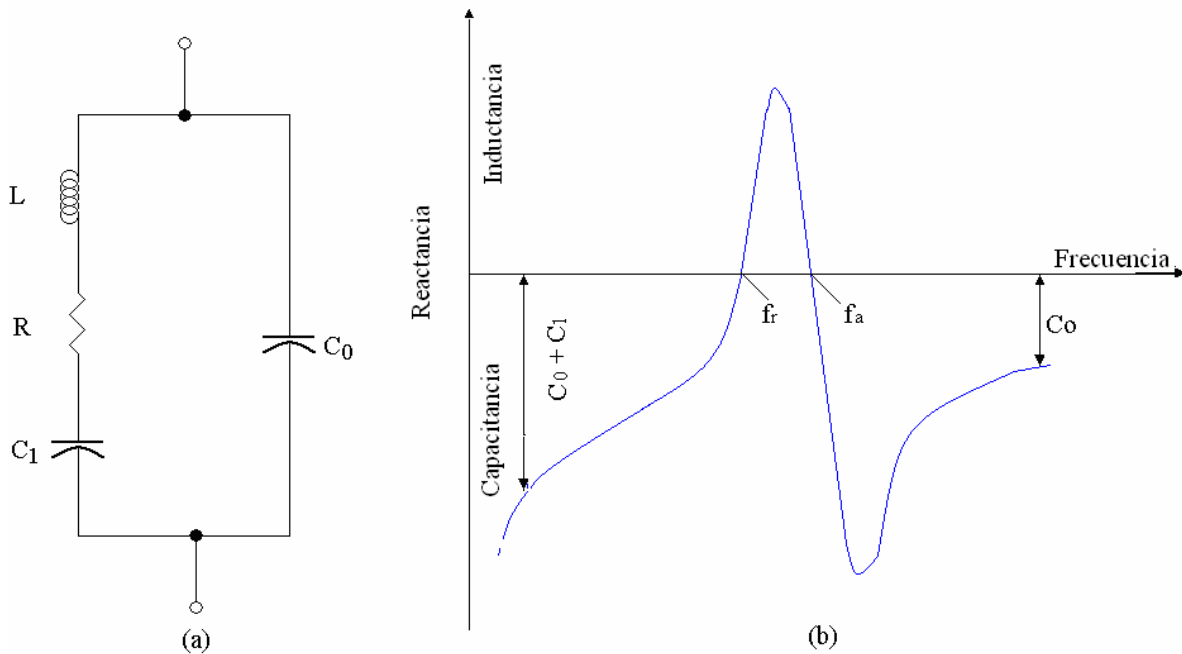


Figura 2.4. Impedancia eléctrica de una cerámica piezoeléctrica, a) circuito eléctrico equivalente en la región próxima de resonancia b) impedancia eléctrica de una cerámica en función de la frecuencia $Z(f)$ mostrando resonancia f_r y antirresonancia f_a .

II.2.4 Aplicaciones

Las cerámicas piezoeléctricas tienen una amplia aplicación. Algunos usos son enumerados a continuación [2, 4]:

- Acelerómetros.
- Transductores acústicos para emisión.
- Actuadores.
- Sistemas de alarmas, detectores de movimiento.
- Odontología.
- En perforación petrolera.
- Medidores de flujo: sangre, procesos industriales, aguas negras.
- Hidrófonos: sísmicos, biológicos, militares, comunicación submarina.
- Sensores industriales basados en ultrasonido: nivel de control, detección.
- Medicina: tratamiento de corazón, escaneamiento, terapia muscular y consolidación de huesos.
- Dispositivos de microposicionamiento.
- NDT: transductores para pruebas no destructivas.
- SAW (ondas acústicas superficiales): computadoras personales, “touch screens”.

II.3 Transductores ultrasónicos

Un transductor ultrasónico es un dispositivo electromecánico que convierte energía eléctrica en energía acústica y viceversa. El elemento activo de la mayoría de los transductores ultrasónicos para aplicaciones médicas consiste de un elemento piezoeléctrico insertado entre las capas de acoplamiento y de retaguardia. La primera, asume la función de acoplamiento acústico y de protección de la superficie de la cerámica y de su electrodo. La segunda, tiene la función de determinar que tipo de amortiguamiento será aplicado al elemento piezoeléctrico conforme el tipo de transductor y el régimen de operación deseado (continuo u onda pulsado).

Al aplicarse una señal eléctrica senoidal al material piezoeléctrico éste vibra y genera ondas mecánicas de la misma frecuencia que la señal eléctrica aplicada. Similarmente, si se aplica una excitación por vibración mecánica, será generada una señal eléctrica, cuya frecuencia es igual a la de la excitación. La Figura 2.5 representa estos dos procesos.

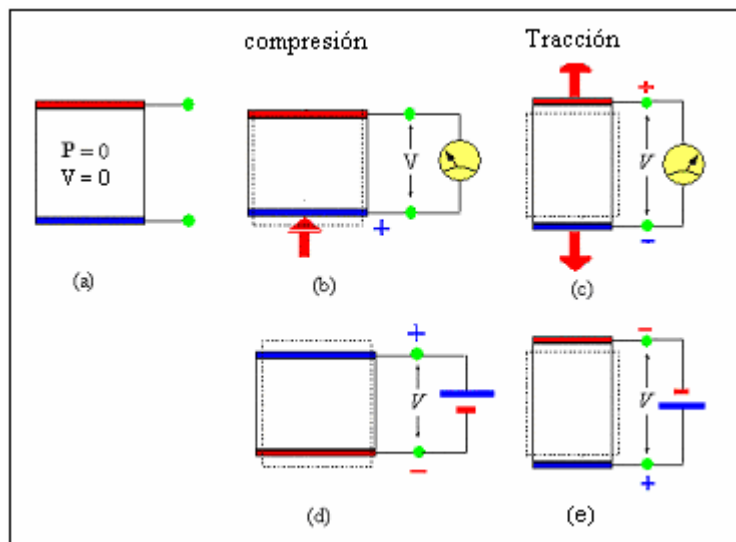


Figura 2.5. a) Cerámica piezoeléctrica en reposo, b) y c) aplicación de una fuerza a una cerámica y en consecuencia generación de una diferencia de potencial entre sus electrodos. d) y e) las deformaciones producidas en el elemento piezoeléctrico por la aplicación de una diferencia de potencial positiva o negativa.

En los transductores actuales, los materiales piezoeléctricos que se emplean generalmente son de tipo cerámico. Las cerámicas piezoeléctricas presentan los mayores factores de conversión electromecánica y tienen, en términos generales, las propiedades más favorables para la transducción de potencia. Las limitaciones de potencia de las cerámicas piezoeléctricas se deben a las pérdidas mecánicas y dieléctricas y se pueden caracterizar mediante circuitos equivalentes [6]. En general, en materiales cerámicos las pérdidas dieléctricas no son muy elevadas. El sobrecalentamiento producido por las pérdidas

mecánicas en cerámicas piezoeléctricas representa un límite térmico. Si este sobrecalentamiento es excesivo puede dar lugar a una disminución de las propiedades piezoeléctricas de la cerámica e incluso a su despolarización.

En la Figura 2.6 se muestra un transductor en su forma más simple.

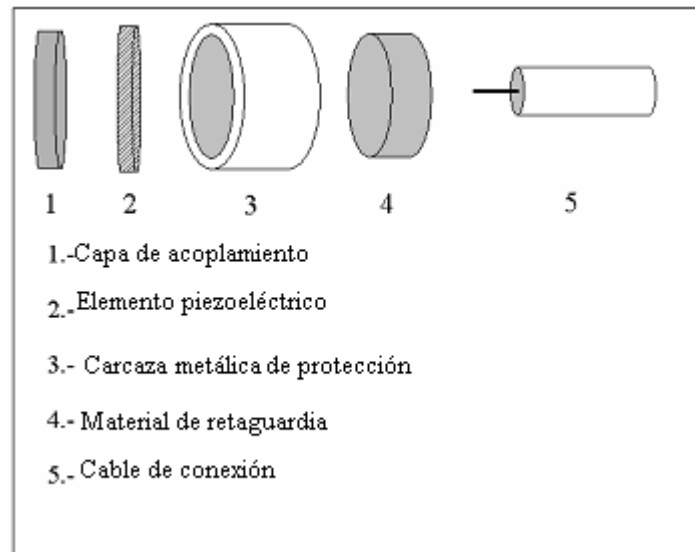


Figura 2.6. Diagrama de un transductor en su forma más simple.

II.4. Conceptos básicos de ultrasonido

El ultrasonido es una onda mecánica que tiene una frecuencia por encima del rango audible para los humanos, esto es, frecuencias superiores a los 20 kHz. Para describir lo que es una onda ultrasónica es necesario entender lo que es una onda mecánica. Las ondas mecánicas viajan a través del medio como resultado de las variaciones de presión de la fuente en el medio de propagación, en este caso, lo que interpretamos como una onda corresponde a la perturbación de un cuerpo o de un medio.

Las ondas requieren los siguientes elementos:

- Alguna fuente que produzca la perturbación.
- Un medio que se pueda perturbar.
- Una conexión o mecanismo físico por medio del cual se pueda interactuar.

Para caracterizar una onda en general, se requieren conceptos físicos importantes, tales como periodo, frecuencia, amplitud y longitud de onda, los cuales se describen a continuación.

Periodo. El periodo (T) de una fuente emisora de ondas sonoras, es el tiempo que tarda en efectuarse una oscilación completa de cada partícula, o de manera equivalente, el tiempo en segundos que tarda en pasar una onda completa por un mismo punto.

Frecuencia. Es el número de oscilaciones completas que efectúa cada partícula en un segundo; es decir, la rapidez con la que se repite una perturbación. Está medida en ciclos en cada segundo o hertz (Hz). El periodo y la frecuencia están relacionados por la siguiente ecuación:

$$f = \frac{1}{T}$$

Donde f es la frecuencia y T es el periodo.

Amplitud. La amplitud (A_0) representa el máximo valor que puede tener la onda o función.

Longitud de onda. La longitud de onda (λ) es la distancia mínima entre dos puntos de una onda que vibran en fase. Las ondas viajan o se propagan con una velocidad específica, la cual depende de las propiedades del medio que se perturba.

La longitud de onda y la frecuencia están relacionadas con la velocidad del sonido (C) en el medio por la siguiente ecuación:

$$C = \frac{\lambda}{T} = f\lambda$$

En la Figura 2.7 está la representación gráfica de los conceptos mencionados.

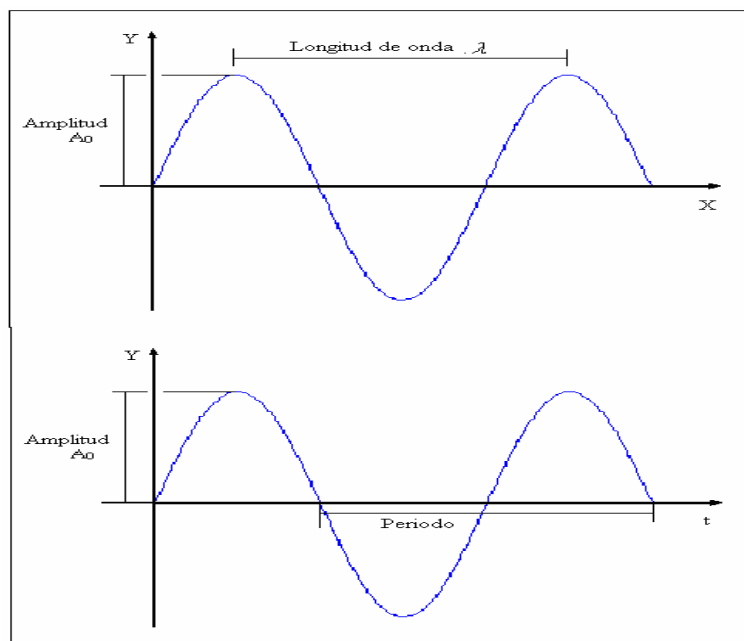


Figura 2.7. Representación grafica de la amplitud, periodo y la longitud de onda.

Existen dos tipos de ondas de acuerdo con su propagación, las transversales y las longitudinales.

Una onda transversal es una onda en la cual las partículas del medio se mueven en dirección perpendicular a la dirección de la propagación de la onda, algunos ejemplos son las ondas electromagnéticas como la luz, las ondas de radio y televisión.

Las ondas longitudinales son ondas para las cuales las partículas del medio se mueven en la dirección paralela a la dirección de propagación de la onda.

Las ondas sonoras son el ejemplo más importante de las ondas longitudinales, éstas pueden viajar a través de cualquier medio (gases, sólidos o líquidos, en el vacío es el único lugar donde no puede haber esa propagación) con una velocidad que depende de las propiedades del medio. A medida que una onda sonora se mueve a través de algún medio las partículas en el medio vibran para producir cambios de densidad y presión a lo largo de la dirección del movimiento de la onda; estos desplazamientos que ocurren como resultado de las ondas sonoras implican desplazamientos longitudinales de las moléculas respecto a su posición de equilibrio. Esto da como resultado una serie de regiones de alta y baja presión llamadas condensaciones y rarefacciones, respectivamente.

Si la fuente de ondas sonoras, tales como una membrana o un altavoz, vibra senoidalmente, las vibraciones de presión también son senoidales.

Dependiendo de su frecuencia, las ondas mecánicas se pueden clasificar en tres categorías de ondas que cubren diferentes intervalos de frecuencia, cabe mencionar que esta clasificación es hecha de acuerdo con la capacidad del oído humano [7].

- a) **Región Infrasonica.** Son ondas que se encuentran por debajo de los 20 Hz, o intervalo audible. Las ondas de los terremotos son un ejemplo de este tipo de ondas.
- b) **Región Audible.** Son ondas comprendidas dentro del intervalo de la sensibilidad del oído humano, la cual se encuentra desde los 20 Hz a los 20 kHz (aunque éste sea un valor no real, ya que el oído humano escucha aproximadamente hasta 18 kHz).
- c) **Región Ultrasónica.** Son ondas con frecuencias por arriba del rango audible; es decir, por encima de los 20 kHz.

La Tabla 2.1 indica la velocidad del ultrasonido en diferentes partes del cuerpo humano.

Material	Velocidad m/s
Aire	330
Fluidos amnióticos	1510
Humores acuosos	1500
Sangre	1570
Hueso	3500
Cerebro	1540
Cartílago	1660
Tejido adiposo	1450
Riñón	1560
Lente de los ojos	1620
Vesícula	1550
Músculo	1580
Piel	1600
Tejidos Blandos	1540
Tendones	1750
Dientes	3600
Humor Vítreo	1520
Agua(20° C)	1480

Tabla 2.1. Velocidad del ultrasonido en diferentes partes del cuerpo humano.

II.5. Efectos biológicos producidos por ultrasonido

Debido a que los equipos médicos por ultrasonido son ampliamente utilizados en aplicaciones médicas tales como tratamiento y diagnóstico, existe una alta preocupación por la seguridad a la exposición del campo acústico. Esta preocupación ha conducido a realizar nuevas investigaciones sobre los posibles efectos biológicos que pueden ser causados por el ultrasonido y a nuevos esfuerzos para desarrollar procedimientos confiables para medir la salida acústica de equipos de diagnóstico médico por ultrasonido.

Estos efectos biológicos son producidos por efectos térmicos, los cuales son reflejados por una elevación de la temperatura en los tejidos durante una exposición a un campo acústico y efectos mecánicos reflejados por problemas de cavitación en la parte expuesta.

El efecto de cavitación en una exposición acústica es observado como una oscilación de pequeñas burbujas de gas que aumentan en tamaño y después de un tiempo explotan produciendo daños en los tejidos u órganos.

Existen varios modos en los que una onda es propagada, entre los cuales tenemos: longitudinal, superficial y transversal. En aplicaciones médicas por ultrasonido, el modo de propagación empleado es el longitudinal, y la velocidad de propagación depende del medio de propagación de la onda. Una onda al propagarse en un medio es atenuada y su atenuación se refleja en una pérdida de energía y por consiguiente, en una absorción de energía o un calentamiento en el medio de propagación. Entonces, teniendo en cuenta lo anterior, es muy importante evaluar la potencia e intensidad acústica emitida por un equipo de ultrasonido.

Todo esto nos indica que en aplicaciones médicas de ultrasonido los tiempos de exposición son muy importantes al igual que la manera de aplicarlo, ya sea realizando movimientos constantes para evitar la concentración del haz en una zona además de conocer la forma en como este haz es emitido, pues la generación de calor variará si es constante o pulsado.

II.6. Aplicaciones de ultrasonido en fisioterapia

Todo el mundo ha escuchado hablar de las imágenes por ultrasonido que se les realizan a las mujeres embarazadas, pero además de ésta existen más aplicaciones.

Ahora los científicos están adaptando la tecnología de ultrasonido no invasiva, para facilitar la llegada de medicamentos y genes a órganos y tejidos específicos en el cuerpo. Algunos métodos tradicionales de administración de medicamentos son inadecuados para moléculas grandes como las proteínas y el ADN, de ahí la necesidad de mejores estrategias de administración de medicamentos. El ultrasonido tiene un gran potencial clínico en este campo.

Como parte de la práctica de la terapia física muscular se han ido adicionando nuevos avances como el ultrasonido, éste se administra por medio de un instrumento aplicado sobre la piel por encima del tejido lesionado. Las ondas del ultrasonido viajan hacia la profundidad del músculo y generan pequeños movimientos como los de un micromasaje dirigido de manera muy específica al sitio lesionado, generando estímulos fuertes en zonas dolorosas produciendo descargas nerviosas diferentes que sobrepasan la intensidad del dolor original (aunque sea por corto tiempo) y por esta razón disminuye la sensación molesta.

Una de las aplicaciones más recientes del ultrasonido es la consolidación ósea; por medio de ultrasonido es posible ayudar a reparar fracturas en huesos en un tiempo más corto comparado con métodos convencionales tales como la colocación de injertos óseos. De aquí el presente tema de tesis.



CAPÍTULO III

ULTRASONIDO PULSADO DE BAJA INTENSIDAD EN LA ACELERACIÓN DE LA CONSOLIDACIÓN DE HUESOS



CAPÍTULO III

ULTRASONIDO PULSADO DE BAJA INTENSIDAD EN LA ACELERACIÓN DE LA CONSOLIDACIÓN DE HUESOS

III.1 Antecedentes

El ultrasonido es una vibración acústica a frecuencias por encima del límite de la audición humana, alrededor de 20 kHz. Es una forma de energía mecánica que puede ser transmitida al interior del cuerpo humano como ondas de presión acústica de alta frecuencia [8].

En desarrollos prácticos existen dos formas de aplicación del ultrasonido [9]:

La *forma continua* consiste en la producción constante de ultrasonidos por parte del transductor.

La *forma pulsátil* consiste en la producción pulsada de ultrasonidos por parte del transductor.

El ultrasonido tiene diversas aplicaciones médicas en las que se incluyen: terapéutica, quirúrgica y procedimientos de diagnóstico [8,10]. En la terapéutica convencional el ultrasonido a intensidades de 1-3 W/cm² ha sido utilizado para disminuir el edema, dolor, espasmos musculares, rigidez articular y proveer movilidad muscular [8,11].

Tanto la terapia de ultrasonido como el uso quirúrgico sujetan al tejido a niveles de potencia que son capaces de causar considerable calor y efectos biológicos; las aplicaciones quirúrgicas de ultrasonido emplean niveles de intensidad de 5 a más de 300 W/cm² para fragmentar cálculos y capacidad de deshacer tejidos tales como cataratas [11]. Estas intensidades de ultrasonido generan calor dentro del tejido por el que pasan [9,12].

Algunas aplicaciones de diagnóstico de ultrasonido incluyen examinación de órganos vitales, evaluación de fetos, estudios de flujo vascular y periférico además de ecografía oftálmica. Las aplicaciones de diagnóstico de ultrasonido usan menores intensidades, típicamente de 5 a 50 mW/cm², para evitar excesivo calor en los tejidos [8,11].

III.2 Desarrollo histórico

De manera natural, los huesos constantemente experimentan procesos de remodelación a través de los cuales el hueso es removido y reemplazado por nuevo tejido óseo. Este proceso de remodelado dinámico ocurre en orden a remover las microfracturas que resultan del continuo ciclo de carga al que son sometidos continuamente, y previenen el desarrollo de fracturas. Dos tipos de células principales son responsables de este proceso: los osteoblastos envueltos en la formación del hueso y los osteoclastos envueltos en la reabsorción de hueso. Sin embargo, no siempre se pueden evitar las fracturas [13].

Millones de fracturas ocurren cada año en el mundo, como resultado de la actividad humana, las causas son varias entre las que tenemos cargas excesivas en los huesos y enfermedades tales como la osteoporosis. El hueso inicia un proceso natural de sanación con la formación de callo óseo, envolviendo acciones coordinadas de varios tipos de células, proteínas y la expresión de genes trabajando hacia la restauración de la integridad estructural del hueso [14].

Wolf (1892) demostró una fenomenal relación entre la formación de la callosidad del hueso y la inferencia locomotora de fuerzas mecánicas actuando sobre el esqueleto. Ese fenómeno fue después referido como la “ley de Wolf” [15,16].

Se han buscado diversos métodos a lo largo de los años para acelerar el proceso de consolidación de los huesos entre los que encontramos la estimulación eléctrica por electrodos, la estimulación mediante inducción electromagnética y estimulación con ultrasonido.

Sin embargo, estos procesos presentan algunas desventajas como lo menciona Duarte [15]:

- a) la estimulación eléctrica por electrodos es exposición invasiva por ello el paciente está en riesgo de infección.
- b) la inducción electromagnética, empleando bobinas, es un proceso no invasivo pero toma un largo periodo de tiempo para el tratamiento (12 a 16 horas por día durante 4 a 8 meses).

La presión acústica de ondas generadas por la señal de ultrasonido representa un medio no invasivo de influencia para la consolidación de fracturas por proveer fuerzas mecánicas al hueso [15].

El ultrasonido pulsado de baja intensidad (Low Intensity Pulsed Ultrasound) LIPUS por sus siglas en inglés, en el rango usado para aplicaciones de diagnóstico, se muestra en muchos estudios clínicos como un medio efectivo para acelerar la reparación de fracturas. Dicho medio es una forma biofísica de intervención en el proceso de reparación de fracturas, el cual a través de varios mecanismos acelera la consolidación de fracturas frescas y aumenta la formación de callo en retardo de uniones y no-uniones [15].

La investigación de los efectos del ultrasonido sobre los huesos inicia alrededor de los años 50's. De Nuno (Italia) en 1952 siguiendo un tratamiento en fracturas de conejos aplicando 10 minutos durante 5 días un ultrasonido de 2 W/cm^2 a 1 MHz en el sitio de la fractura, observó un efecto positivo en la formación de callo óseo en el fémur de los conejos comparado con los resultados observados en otro grupo de control de conejos [17].

30 años después, en la década de 1980 Dyson y Brookes [18], en un estudio de fractura fibular lateral en ratas, demostraron la aceleración de la sanación de la fractura cuando se les aplicó un tratamiento con 500 mW/cm^2 de ultrasonido pulsado que fue comparado con un grupo que no recibió terapia. Estos investigadores encontraron que el tratamiento con ultrasonido fue más efectivo durante las primeras etapas de la consolidación.

En 1983, Duarte realizó experimentos en modelos de conejos, utilizó para su estudio dos frecuencias de aplicación del LIPUS, 4.93 MHz y 1.65 MHz con 57 mW/cm^2 y 49.6 mW/cm^2 respectivamente, con un ancho de pulso de $5 \mu\text{s}$ con repetición de 1 kHz aplicándolo a los modelos por 15 min/día. Reportó que el LIPUS puede acelerar el proceso de sanación de fracturas al incrementar la formación de callo suave en el hueso, además de observar que el cambio de frecuencia no mostró cambios significativos en sus resultados. En un trabajo previo, menciona, al aplicar 10 MHz directamente al hueso no marcó influencias en los resultados con los obtenidos en los modelos de conejos [15].

En un esfuerzo por tratar de describir los mecanismos por los cuales el ultrasonido acelera el proceso de consolidación ósea, Pilla [19] en el año de 1989 experimentó con modelos de conejos para tratar de encontrar los mecanismos por los cuales el ultrasonido estimula la generación del callo óseo. Trabajó con ultrasonido de una intensidad de 20 mW/cm^2 SATA (spatial average - temporal average) con ráfagas de $200 \mu\text{s}$ de ondas senoidales de 1.5 MHz, repitiéndose a 1 kHz. Sus conclusiones establecían que en los modelos de conejos con el tratamiento de ultrasonido casi doblan la velocidad de reparación comparado con los de control. Al examinar los posibles mecanismos de acción del ultrasonido, Pilla observó que la impedancia de la membrana de células osteoblásticas variaba, que la capacitancia de la membrana se ve modificada con la aplicación del ultrasonido alterando la cinética de los iones en la superficie celular debido a la onda de presión (micromovimiento), acelerando el proceso de consolidación ósea.

Pilla en 1990 mostró en modelos controlados de conejos que el LIPUS acelera significativamente la consolidación de fracturas frescas, reportó que los máximos efectos ocurren a 30 mW/cm^2 con una señal de ultrasonido de 1.5 MHz, ráfagas de ondas senoidales con duración de $200 \mu\text{s}$, repitiéndose cada 1 kHz [20].

Heckman (1994) realizó estudios en humanos, en la tibia, con un dispositivo de ultrasonido aplicándolo 20 min/día con 30 mW/cm^2 con una señal de ultrasonido de 1.5 MHz, ráfagas de ondas senoidales con duración de $200 \mu\text{s}$, repitiéndose cada 1 kHz, reportando una aceleración en el tiempo de consolidación de la fractura [11].

Rodríguez y Monreal en un estudio realizado en 20 pacientes en Cuba, entre abril de 1999 y febrero de 2000, en diversos huesos, aplicando una tratamiento de 20 minutos por día con una señal de pulso de ultrasonido de 30 mW/cm^2 y ráfagas de pulso con ancho de $400 \mu\text{s}$, repetidos a una frecuencia de 0.5 kHz reportaron una aceleración en el proceso de sanación de las fracturas [8].

Se estudiaron en el Centro Nacional de Rehabilitación (México) en el periodo de marzo de 1994–1999, en el Servicio de Rehabilitación en Traumatología, 30 pacientes, separándolos en dos grupos de 15 personas, un grupo control de pacientes atendidos con fractura de radio y cúbito y otro experimental con aplicación de ultrasonido en el área de la fractura de radio y cúbito, a dosis de 0.3 W/cm^2 por deslizamiento en el área del trazo de fractura durante diez minutos con una duración de 10 días en tres series, en total 30 días de aplicación de ultrasonido. Reportaron una aceleración en el proceso de consolidación de la fractura en el grupo experimental (162 días) con respecto al grupo de control (454 días) [10].

En cultivos de células se han realizado estudios y los resultados sugieren que la aplicación de LIPUS durante 20 minutos por día con 30 mW/cm^2 con una señal de ultrasonido de 1.5 MHz, ráfagas de ondas senoidales con duración de $200 \mu\text{s}$, repitiéndose cada 1 kHz aceleran el proceso de consolidación de huesos al incrementar la producción de cartílago [21]. Yang, Lin, Chen, Tang, Huang, Lu, y Fu (2004) también analizaron cultivos celulares con aplicación de ultrasonido a una frecuencia de 1 Mhz de onda continua durante 10 minutos, trabajando a intensidades de 62.5 y 125 mW/cm^2 concluyendo que la aplicación del ultrasonido puede acelerar el proceso de regeneración de hueso, indicando que con 125 mW/cm^2 se ejerce la más prominente acción [22].

Argadine, Kinnick, Bolander, Greenleaf [23] (2004) experimentando con cultivos de células, comparando dos frecuencias de referencia, ráfagas de 1.5 MHz y de 1 kHz, calibrando los equipos para ofrecer el mismo movimiento de desplazamiento (4 nm) llegaron a la conclusión de que no existe una diferencia significativa entre ambos valores hacia los resultados, que incluso, a 1 kHz parecen favorecer aún más la generación de tejido óseo.

En 2004 un estudio realizado en Egipto por El-Mowafi y Mohsen[24] para evaluar los efectos del ultrasonido pulsado lo aplicaron en humanos a una intensidad de 30 mW/cm^2 SATA con ráfagas de ancho de $200 \mu\text{s}$ conteniendo ondas senoidales de 1.5 MHz repitiéndose cada 1 kHz, aplicándolo por 20 minutos diarios, comprobaron que el uso del LIPUS acelera el proceso de consolidación ósea reportando que en la tibia observaron que en promedio cada 30 días el hueso incrementaba un centímetro en el grupo tratado mediante la terapia ultrasónica, mientras que el grupo sin terapia tardó por cada centímetro alrededor de 48 días.

Warden, Fuchs, Kessler, Avin, Cardinal y Stewart (2005) creando fracturas en fémur en modelos de ratas adultas, aplicando ultrasonido 20 minutos diarios con intensidad de 0.1 W/cm^2 con ráfagas de 2 milisegundos conteniendo ondas senoidales con frecuencia de 1 MHz repitiéndose cada 100 Hz, llegaron a la conclusión que la terapia por ultrasonido es capaz de acelerar el proceso de curación de fracturas en comparación con un tratamiento convencional [25].

En fumadores ha sido demostrado el efecto adverso en la sanación de fracturas frescas y no uniones. Cook y colegas (1997) [26] examinaron el efecto del ultrasonido de baja intensidad en el tratamiento de fracturas de tibia y radio distal. Reportaron una reducción en los tiempos de consolidación en las fracturas de tibia de 41% en fumadores y 26% en no fumadores. Similarmente, el tiempo de consolidación de las fracturas de radio distal fue reducido por 51% en fumadores y 34% en no fumadores después del tratamiento de ultrasonido. El estudio concluye que el uso del ultrasonido de baja intensidad acelera la sanación del hueso cortical, substancialmente disminuye los efectos del retardo de sanación de fumadores, acelerando la vuelta a la actividad normal y reduce las complicaciones a largo plazo en el retardo de uniones.

Los resultados indican que existe una reducción en los tiempos de recuperación tal como lo indica Heckman [11] indicando que el tratamiento de ultrasonido a pacientes con fracturas de diáfisis tibial frescas llevó a una reducción (24%) significativa en el tiempo de curación clínica, tal como un 38% de decremento en el tiempo total (clínico y radiográfico) de curación, comparado con el grupo de control en sus estudios. Heckman indicó que existe un ahorro en los costos totales de tratamiento debido al ahorro en el tiempo de recuperación total de la fractura en los pacientes.

Es difícil establecer etapas para la consolidación de hueso durante una fractura. Warden y sus colegas [27], basados en estudios histológicos y de expresión de genes, indican que el proceso de reparación de fracturas sigue tres fases solapadas: inflamación, reparación y modelado. Indican que los efectos del ultrasonido son mayores en las primeras dos etapas con un equipo de 30 mW/cm^2 con ráfagas de $200 \mu\text{s}$ de onda senoidal de 1.5 MHz, repitiéndose a 1 kHz. Mencionan que una posible causa de que en la última etapa no exista una aceleración en el proceso de sanación, por ejemplo, es porque la alta impedancia

acústica del hueso relativa a la de los tejidos suaves circundantes, aproximadamente del 25 al 40% de la energía ultrasónica es reflejada en la interfaz hueso-tejido suave en hueso intacto. De la energía ultrasónica que penetra la corteza la mayoría (>80%) es atenuada dentro de los primeros milímetros de propagación. A partir de esto, la habilidad del ultrasonido para influenciar el hueso intacto, tal como se presenta en la fase de remodelado de la reparación de la fractura es comprometedor. Esto es soportado por Spandaro y Albanese [28] quienes aplicando 30 mW/cm² SATA con ráfagas de duración de 200 μ s con ondas senoidales de 1.5 MHz a modelos de ratas encontraron que el ultrasonido no tiene efectos en huesos de ratas intactos.

Monreal sugiere, que en suma a la modulación en la expresión de genes (interacción molecular), el ultrasonido puede incrementar el flujo sanguíneo a través de la dilatación de los vasos capilares (intervención estructural) y el mejoramiento de la angiogénesis, es decir, la generación de vasos sanguíneos en el área afectada (interacción celular). Una de las metas biológicas de la respuesta inflamatoria es el reestablecimiento del flujo de sangre en el área afectada [29].

En la actualidad existen diversos estudios que indican que el uso de pulsos ultrasónicos de baja intensidad ayuda a acelerar los procesos de consolidación de fracturas. La mayoría de ellos se realizan a intensidades que varían de 10 a 125 mW/cm² aproximadamente con ráfagas de ondas senoidales de 1 a 1.5 MHz, repitiéndose cada 1 kHz.

En los últimos años se han realizado intentos por encontrar nuevas técnicas para poder lograr la consolidación ósea más rápidamente. Una técnica muy moderna es el uso del láser, mediante la terapia láser de bajo nivel (LLLT-Low Level Laser Therapy). Sin embargo, los sistemas láser son aún muy costosos y poco asequibles. En un estudio comparativo entre la terapia ultrasónica y la terapia con láser realizada en Brasil, los investigadores Lirani-Galvão, Jorgetti y Lopes da Silva [30] concluyeron que tanto la terapia con LIPUS y la terapia con LLLT mostraron un incremento significativo en la consolidación ósea, por ende, los tiempos de sanación fueron menores. Mencionan, que con LIPUS se logra la reparación ósea por la promoción en la reabsorción del hueso en el área de la osteotomía, mientras que el LLLT acelera este proceso a través de la formación de hueso. Los investigadores sugieren que estos resultados promueven los agentes de cambio en la reparación del hueso, pero a diferentes etapas en la consolidación, siendo necesario confirmar las fases exactas de la reparación ósea durante la cual cada modalidad terapéutica puede tener sus máximos efectos, haciendo que cada técnica se complemente una a otra, sin que alguna de éstas se imponga sobre la otra.

III.3. Análisis

La consolidación de fracturas es un complejo proceso fisiológico que envuelve la participación coordinada de diferentes tipos de células [31]. Mientras que los estudios

acerca de la efectividad del ultrasonido van en aumento y se encuentran bien documentados, los mecanismos por los cuales dicha terapia acelera el proceso de consolidación ósea son aún desconocidos.

Al hacer un análisis minucioso sobre los antecedentes históricos de la aplicación del ultrasonido para la terapia de consolidación ósea podemos observar que los mayores resultados se obtienen aplicando a la zona de la fractura una potencia de alrededor de 30 mW/cm² trabajando en un rango de frecuencias que va desde 1 MHz hasta 1.5 MHz, ahora bien, es importante destacar que estos parámetros no son absolutos; es decir, como tal no existen estudios donde se comprueben los efectos sobre la consolidación ósea al variar estos parámetros sobre una muestra significativa que presenten las mismas características en la fractura.

La aplicación de la terapia con LIPUS ha mostrado ser un proceso confiable a través de las diversas investigaciones realizadas a lo largo de varios años. Pero también hay que tener en cuenta nuevas tecnologías para el tratamiento de las fracturas, como es el caso de la terapia LLLT, la cual, como se mencionó anteriormente, sirve de complemento a la terapia LIPUS, sin llegar a desplazarse una con otra.

La construcción de un equipo para terapia ultrasónica mediante LIPUS constituye un avance significativo para el beneficio de la sociedad, ya que este dispositivo puede ser el inicio de nuevas ramas de investigación tanto para ingenieros como de médicos y físicos entre otros, en busca de nuevas aplicaciones del ultrasonido en beneficio de la restauración del cuerpo humano.

CAPÍTULO IV

DISEÑO Y DESARROLLO
DEL SISTEMA DE
TERAPIA ULTRASÓNICO

CAPÍTULO IV

DISEÑO Y DESARROLLO DEL SISTEMA DE TERAPIA ULTRASÓNICO

IV.1. Introducción

A través de la historia el hombre ha buscado modificar su entorno para aprovecharlo de la mejor manera; también ha buscado sanar su cuerpo a partir de lo que él mismo ha podido crear por medio de la tecnología. Conforme avanza el tiempo, se mejora constantemente el desarrollo de aparatos tecnológicos que nos facilitan cada día más realizar nuestras actividades diarias.

Los equipos terapéuticos aprovechan todas las ventajas tecnológicas disponibles en la actualidad para poder ser aplicados al bienestar de nuestro cuerpo. La observación de los efectos del ultrasonido en tejido óseo desde 1892 llamó mucho la atención de investigadores pero fue en los años de 1950 cuando inició formalmente la investigación sobre este tema.

Es innegable mencionar que el desarrollo de la electrónica de fase sólida y el desarrollo de nuevas cerámicas ha permitido el avance en el campo de la ultrasónica, permitiendo una mayor implementación de dispositivos ultrasónicos.

El presente capítulo tiene el objetivo de describir el diseño y desarrollo que se llevó a cabo para la realización del sistema ultrasónico de terapia para la consolidación ósea. Para facilitar la descripción se presenta un diagrama de bloques analizando el funcionamiento de cada etapa y posteriormente se hace una descripción detallada de las partes que integran el dispositivo.

IV.2. Estructura del proyecto

Los elementos básicos del instrumento de terapia ultrasónica se muestran en la Figura 4.1. El oscilador genera una onda con frecuencia fundamental de 1 MHz la cual es modulada por una señal proveniente del temporizador a través de la etapa de control, ésta también regula el tiempo de la terapia y el manejo general del dispositivo. La señal posteriormente es amplificada y finalmente sintonizada para poder excitar a un transductor de tipo cerámico con una frecuencia resonante similar.

IV.2.1. Oscilador

Esta etapa tiene como finalidad generar una onda continua a la frecuencia de operación a la cual se va a trabajar. En el diseño del oscilador se contempla poder realizar un ajuste fino de su frecuencia central de operación, este ajuste es necesario ya que los elementos utilizados no son ideales y por tanto será necesario poder hacer una variación en los valores de los elementos utilizados (en específico variar el valor de una bobina) para realizar dicho ajuste.

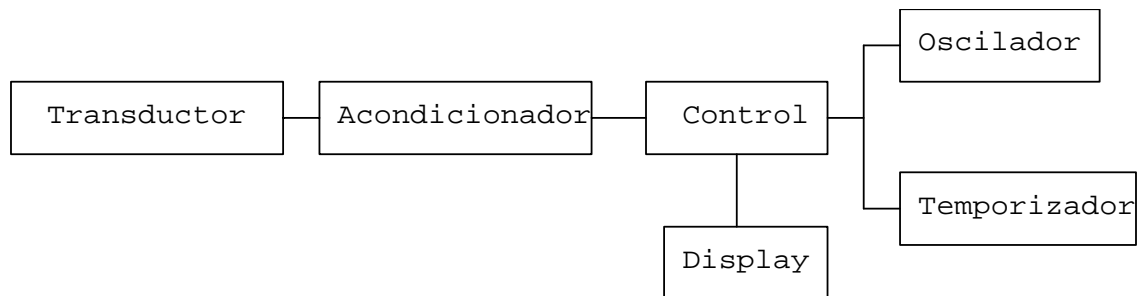


Figura 4.1. Diagrama de bloques del equipo de terapia ultrasónica.

Un oscilador es un circuito que genera una señal periódica; es decir, que produce una señal periódica a la salida sin tener ninguna entrada periódica. Suele llamarse oscilador armónico u oscilador lineal a un oscilador que genera ondas senoidales.

IV.2.1.1. Osciladores básicos

En este apartado se enuncian los principios básicos del diseño de osciladores lineales. A pesar del nombre de oscilador lineal, se tiene que emplear alguna forma de no linealidad para controlar la amplitud de la onda de salida. De hecho, todos los osciladores son en esencia, circuitos no lineales. Esto complica la tarea de su análisis y diseño, ya que no se pueden aplicar los métodos de transformadas (plano S) de forma directa. No obstante, se han desarrollado técnicas mediante las cuales el diseño de los osciladores se realiza en dos pasos: el primero es lineal y se pueden aplicar los métodos de análisis de circuitos de realimentación en el dominio de la frecuencia y posteriormente se puede proporcionar un mecanismo no lineal para controlar la amplitud.

La estructura básica de un oscilador se compone de un amplificador y una red selectora de frecuencia conectados en un lazo de realimentación positiva, como el que se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 4.2. Aunque en un circuito oscilador real no estará presente una señal de entrada, se incluye una para ayudar a explicar el principio de operación.

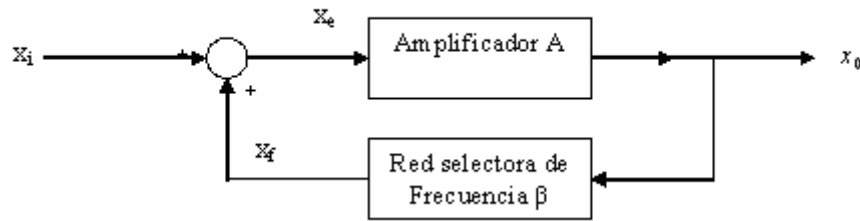


Figura 4.2. Diagrama de bloques de un sistema de realimentación positiva.

La función de transferencia es:

$$\begin{aligned}
 x_o &= Ax_e \\
 x_e &= x_i + x_f = x_i + \beta x_o \\
 x_o &= A(x_i + \beta x_o) \\
 \frac{x_o}{x_i} &= \frac{A}{1 - A\beta}
 \end{aligned}
 \tag{Ec. IV.1}$$

Donde A es la ganancia del amplificador, β es el factor de realimentación y $L = A\beta$ es la ganancia de lazo. Todos son números complejos cuyo módulo y fase varían con la frecuencia angular ω .

Si a una frecuencia específica f_0 la ganancia de lazo $A\beta$ es igual a la unidad, observamos de la Ecuación IV.1 que la ganancia tiende a infinito. Es decir, a esta frecuencia el circuito tendrá una salida finita con una señal de entrada cero. Tal circuito es por definición un oscilador. Por tanto, la condición para que el lazo de retroalimentación de la Figura 4.2 produzca oscilaciones senoidales a la frecuencia ω_0 es:

$$L(j\omega_0) \equiv A(j\omega_0)\beta(j\omega_0) = 1$$

Es decir, en ω_0 la fase de la ganancia de lazo deberá ser cero y la magnitud de la ganancia de lazo deberá ser unitaria. Esto se conoce como **criterio de Barkhausen**.

Si el circuito tiene $A\beta > 1$ podemos prescindir de la señal de entrada puesto que el ruido, siempre presente, contiene componentes a todas las frecuencias. La componente de ruido a la frecuencia a la que se cumpla esta condición, conocida como condición de arranque, se amplifica indefinidamente hasta la saturación del amplificador o hasta que un circuito auxiliar consiga que para esa frecuencia $|A\beta| = 1$. A partir de entonces la

amplitud de la oscilación se mantiene, por eso a la condición $A\beta = 1$ se le denomina condición de mantenimiento.

Aunque en general el funcionamiento del oscilador es no lineal, notar que la condición de arranque se puede estudiar con un modelo lineal del amplificador porque trabaja con señales muy pequeñas.

Existen varias configuraciones para la implementación de osciladores, entre los que encontramos los de circuitos sintonizados que de manera general se implementan por medio de transistores (FET o BJT) con elementos pasivos LC o cristales como elementos de realimentación, se emplean en intervalos de 100 kHz a cientos de megahertz. Dos configuraciones ampliamente utilizadas son el oscilador Colpitts y oscilador Hartley, donde pueden ser analizados aplicando el criterio de *Barkhausen*. Ambos utilizan un circuito LC en paralelo conectado entre el colector y la base (o entre drenaje y compuerta si se utiliza un FET) con una fracción del voltaje del circuito sintonizado que se alimenta al emisor (la fuente de un FET). Ambas configuraciones se muestran en la Figura 4.3.

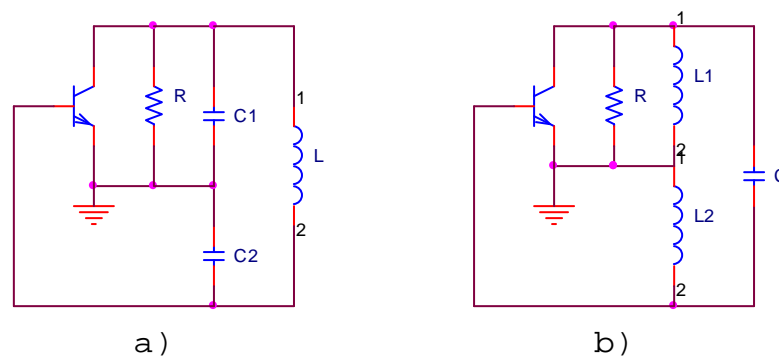


Figura 4.3. Dos configuraciones utilizadas comúnmente en osciladores a) Colpitts y b) Hartley.

IV.2.1.2. Generador de Pierce

Con el desarrollo de la tecnología CMOS se han construido otro tipo de osciladores generadores de ondas diseñados específicamente para funcionar como señal de reloj en circuitos integrados.

Las ventajas que ofrecen dichos osciladores son [32]:

- Arranque garantizado.
- Estabilidad relativamente buena con respecto a las variaciones de la fuente de poder.
- Operación por un amplio rango de voltaje (3V a 15V).

- Operación en un amplio rango de frecuencias desde 1 Hz a aproximadamente 15 MHz.
- Bajo consumo de energía.
- Fácil interfaz con otras familias lógicas y elementos incluyendo TTL.

Un esquema clásico de oscilador digital en modo paralelo que se suele usar como oscilador de referencia en circuitos digitales es el oscilador de Pierce el cual es una variación del oscilador de Colpitts cuya configuración se muestra en la Figura 4.4.

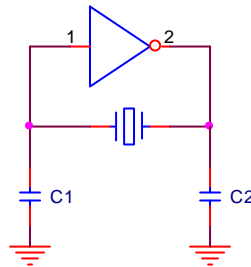


Figura 4.4. Oscilador de Pierce.

Es importante destacar que para el análisis de este tipo de oscilador se aplican las técnicas descritas anteriormente, es decir, similarmente al estudio de osciladores lineales aplicando el criterio de *Barkhausen*.

La limitación en la frecuencia para este tipo de oscilador está dada por el retardo de propagación a través de la compuerta, a menor retardo de propagación, mayor la frecuencia en la cual el circuito puede operar.

La frecuencia de oscilación del oscilador de Pierce está dada por [33]:

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{L \frac{C_1 C_2}{C_1 + C_2}}}$$

Donde L representa la inductancia equivalente del cristal.

IV.2.1.3 Implementación del oscilador

La implementación de los osciladores suele ser muy compleja, de tal forma que puede resultar muy difícil ajustarlos para que comiencen a oscilar, tal es el caso del oscilador de Colpitts y el oscilador de Hartley. Como se mencionó en el apartado anterior, los osciladores con base en circuitos integrados CMOS ofrecen muchas ventajas y una fácil implementación, y como lo menciona una nota de aplicación de Fairchild Semiconductor (AN-118), su arranque está garantizado.

Al analizar el desarrollo del proyecto, se decidió implementar un oscilador de Pierce con base en una compuerta CMOS, por lo antes mencionado. Además, las compuertas sobrantes del circuito integrado utilizado para la implementación nos serán útiles para la etapa de control, es por ello que resulta apropiada su aplicación.

El oscilador de Pierce lleva un cristal para su implementación, pero se decidió en el diseño del oscilador sustituirlo por una inductancia que como se muestra en el análisis es el equivalente al cristal. Esto fue hecho pensando en hacer un ajuste fino a la frecuencia obtenida ya que como los elementos no son ideales, probablemente será necesario.

Con base en la ecuación obtenida para encontrar la frecuencia de oscilación del oscilador de Pierce y conociendo la frecuencia de operación ($f = 1 \text{ MHz}$) tenemos la opción de escoger el valor de cada uno de los capacitores o el de la bobina, y con base en eso obtener los valores restantes. También observamos que si los capacitores son elegidos del mismo valor la ecuación se reduce permitiendo un manejo más adecuado. Si $C_1 = C_2 = C$ tenemos:

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{\frac{LC}{2}}} \Rightarrow f = \frac{1}{2\pi\sqrt{\frac{LC}{2}}}$$

Despejando C tenemos:

$$C = \frac{1}{2\pi^2 f^2 L}$$

Elijiendo $L = 50 \mu\text{H}$ y $f = 1 \text{ MHz}$ tenemos que $C = 1 \text{ nF}$. El diseño del oscilador queda finalmente como:

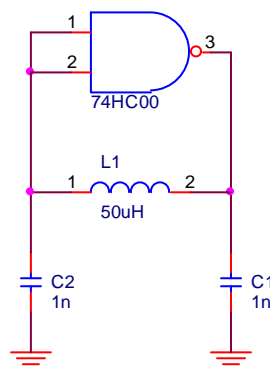


Figura 4.5. Esquema final del oscilador.

IV.2.2. Temporizador

Esta etapa tiene por objetivo generar una señal cuadrada con un ciclo de trabajo de 20%, a una frecuencia de 1 kHz, la cual modulará a la señal proveniente del oscilador. A continuación se hará una breve introducción al estudio de los temporizadores.

La mayoría de los circuitos que utilizamos habitualmente se categorizan como circuitos de procesamiento porque operan sobre señales existentes. En algunos casos, es necesario sintetizar señales dentro del sistema. Algunos de los ejemplos más comunes son la generación de pulsos de reloj para la medición del tiempo y el control, los portadores de señal para la transmisión y almacenamiento de información, las señales de barrido para el despliegue de información, las señales de prueba para la medición y pruebas automáticas y las señales de audio para la síntesis de música y voz.

La función de un generador de señales es producir una forma de onda con características predeterminadas como frecuencia, amplitud, forma y ciclo de trabajo. Algunas veces, estas características están diseñadas para ser programables externamente, a través de señales de control apropiadas, siendo el ejemplo más típico el oscilador controlado por voltaje. En general, los generadores emplean alguna forma de retroalimentación junto con características dependientes del tiempo, tales como capacitores e inductancias. Existen dos tipos de generadores de señales: los osciladores senoidales estudiados en el apartado anterior y los osciladores de relajamiento los cuales detallaremos a continuación.

IV.2.2.1. Osciladores de relajamiento

Estos osciladores emplean dispositivos biestables, tales como los interruptores, los disparadores de Schmitt, las compuertas lógicas y los flip-flops, para cargar y descargar en forma repetitiva un capacitor. Las formas de onda que por lo general se obtienen con este método son las ondas triangulares, de diente de sierra, exponenciales, cuadradas y de pulso.

IV.2.2.1.1. Multivibradores

Los multivibradores son circuitos regenerativos diseñados especialmente para aplicaciones de temporización. Se clasifican como biestables, astables y monoestables.

En un multivibrador biestable ambos estados son estables, por lo que se necesitan comandos externos para llevar al circuito a un estado determinado. Tal es el caso del flip-flop común, el cual toma diferentes nombres, dependiendo de la forma en que se efectúan los comandos externos.

Un multivibrador astable conmuta espontáneamente entre un estado y el otro sin ningún comando externo. También llamado multivibrador de carrera libre, sus tiempos son

establecidos mediante un circuito adecuado, que usualmente comprende una red de resistencias y capacitores o un cristal de cuarzo.

Un multivibrador monoestable, también llamado *one shot*, es estable en uno de sus dos estados. Si es llevado al otro estado a través de un comando externo llamado disparador, éste regresa espontáneamente a su estado estable, después de un retraso establecido mediante un circuito temporizador adecuado.

IV.2.2.2. Temporizador de circuito integrado

Existen paquetes de circuitos integrados comercialmente disponibles que contienen los circuitos necesarios para implementar multivibradores monoestables y astables con características precisas. Analizaremos el más popular de ellos, el temporizador 555. Introducido en 1972 por la Signetics Corporation como un circuito integrado bipolar, el 555 también está disponible en tecnología CMOS y es manufacturado por varios fabricantes.

La Figura 4.6 muestra un diagrama de bloques que representa el circuito 555. El circuito se compone de dos comparadores, un flip-flop SR y un transistor Q que opera como conmutador. Se requiere una fuente de potencia V_{cc} para operarlo, por lo general de 5 volts. Se conecta un divisor de voltaje resistivo, compuesto de tres resistores de valor igual designados por R, a través de V_{cc} y establece los voltajes de referencia (umbral) para los dos comparadores. Éstos son $V_{TH} = 2/3V_{cc}$ para el comparador 1 y $V_{TL} = 1/3V_{cc}$ para el 2.

Para propósito de esta descripción se observa que un flip-flop RS es un circuito biestable que tiene salidas complementarias, denotadas por Q y \bar{Q} . En el estado de inicio, la salida en Q está “alta” (aproximadamente igual a V_{cc}) y aquella en \bar{Q} esta “baja” (aproximadamente igual a 0 V). En el otro estado estable, denominado estado de reinicio, la salida en Q está baja y aquella en \bar{Q} está alta. El flip-flop se inicia aplicando un nivel alto (V_{cc}) a su terminal de entrada de inicio, designada S. Para reiniciar el flip-flop, se aplica un nivel alto a la terminal de entrada de reinicio, designada R. Observe que las terminales de entrada de inicio y reinicio del flip-flop en el circuito 555 están conectadas a las salidas del comparador 1 y el comparador 2, respectivamente.

La terminal de entrada positiva del comparador 1 se conecta a una terminal externa del paquete 555, designada Umbral (Threshold). De manera similar, la terminal de entrada negativa del comparador 2 se conecta una terminal externa designada Disparador (Trigger) y el colector del transistor Q se conecta a una terminal designada Descarga (Discharge). Finalmente, la salida Q del flip-flop se conecta a la terminal de salida del paquete temporizador, designada Salida (Output).

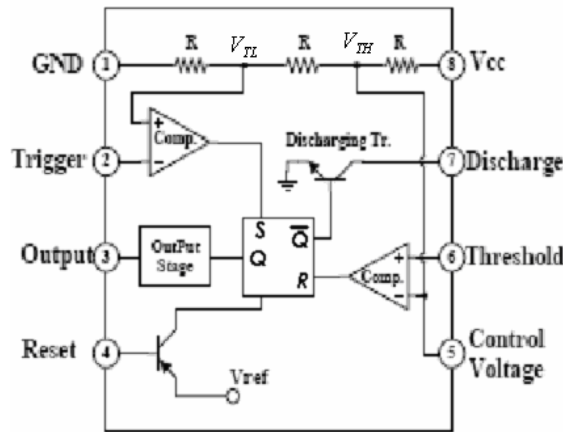


Figura 4.6. Diagrama de bloques del LM555 (Fairchild Semiconductor).

IV.2.2.2.1. Multivibrador astable.

La Figura 4.7a) muestra el circuito de un multivibrador astable que emplea el integrado 555, dos resistores externos R_A y R_B , dos diodos D_1 y D_2 y un capacitor externo C . para ver como opera el circuito véanse las formas de onda ilustradas en la Figura 4.7b). Suponiendo que inicialmente C se descarga y que el flip-flop se reinicia. Por tanto v_0 está alto y Q está desactivado. El capacitor C se cargará a través de R_A y el voltaje a través de él, v_C , se elevará exponencialmente hacia V_{cc} . Cuando v_C cruza el nivel igual a V_{TL} , la salida del comparador 2 pasa a un nivel bajo. Esto, sin embargo, no afecta la operación del circuito y el flip-flop permanece en estado de inicio. En realidad, dicho estado continúa hasta que v_C alcanza y comienza a exceder el umbral del comparador 1, V_{TH} . En este instante, la salida del comparador 1 pasa a un nivel alto y reinicia el flip-flop. Por tanto v_0 pasa a un nivel bajo, \bar{Q} pasa a un nivel alto y el transistor Q se activa. El transistor saturado Q hace que aparezca un voltaje de aproximadamente cero volts en el nodo común de R_A y R_B , y C comienza a descargarse a través de R_B y el colector de Q . El voltaje v_C decrece exponencialmente con una constante de tiempo CR_B hacia 0 V. Cuando v_C alcanza el umbral del comparador 2, V_{TL} , la salida del comparador 2 pasa a un nivel alto e inicia el flip-flop. La salida v_0 pasa a un nivel alto y \bar{Q} pasa a un nivel bajo desactivando al transistor Q . El capacitor C comienza a cargarse a través de R_A y su voltaje se eleva exponencialmente hacia V_{cc} con una constante de tiempo CR_A . Esta elevación continúa hasta que v_C alcanza V_{TH} , momento en el cual la salida del comparador pasa a un nivel alto y el flip-flop se reinicia y el ciclo continúa.

Por la descripción anterior se ve que el circuito de la Figura 4.7a) oscila y produce una onda en forma cuadrada a la salida. La frecuencia de oscilación se determina como sigue. La Figura 4.7b) indica que la salida estará alta durante el intervalo T_H , en el cual v_C se eleva de V_{TL} a V_{TH} . La elevación exponencial de v_C está descrita por:

$$v_c = V_{cc} - (V_{cc} - V_{TL})e^{\frac{-t}{CR_A}}$$

Donde $t=0$ es el instante en el que comienza el intervalo T_H . Sustituyendo $v_c = V_{TH} = \frac{2}{3}V_{cc}$ con $t=T_H$ y $V_{TL} = \frac{1}{3}V_{cc}$ se obtiene:

$$T_H = CR_A \ln (2)$$

En la Figura 4.7b) también se observa que v_o estará a un nivel bajo durante el intervalo T_L en el cual v_c decrece de V_{TH} a V_{TL} . La caída exponencial de v_c es descrita por:

$$v_c = V_{TH} e^{\frac{-t}{CR_B}}$$

Donde se consideró $t=0$ como el inicio del intervalo T_L . Sustituyendo $v_c = V_{TL} = \frac{1}{3}V_{cc}$ y $t=T_L$ y $V_{TH} = \frac{2}{3}V_{cc}$ se obtiene:

$$T_L = CR_B \ln (2)$$

El periodo y la frecuencia de la onda cuadrada están dados por:

$$T = T_H + T_L = \ln (2) C(R_A + R_B)$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{\ln (2) C(R_A + R_B)} \approx \frac{1.44}{C(R_A + R_B)}$$

Asimismo, el ciclo de trabajo de la onda cuadrada de salida se encuentra de la siguiente manera:

$$\text{Ciclo de trabajo} \equiv \frac{T_H}{T_H + T_L} = \frac{R_A}{R_A + R_B}$$

Observe que el ciclo de trabajo es igual a 0.5 (50%) si se elige $R_A = R_B$, y con valores elevados de estas resistencias el consumo de energía es mínimo.

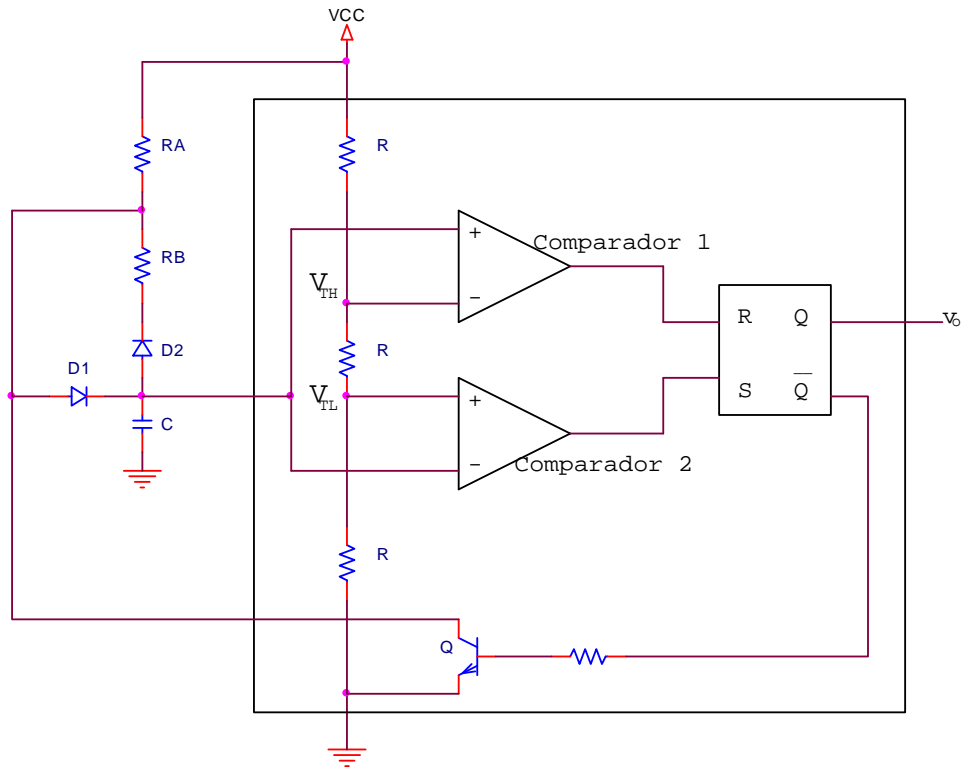


Figura a)

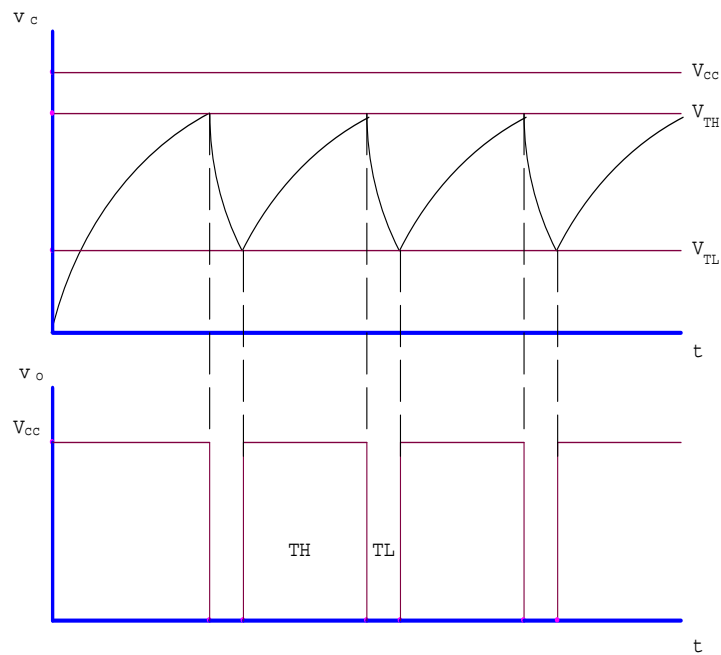


Figura b)

Figura 4.7. a) El temporizador 555 conectado para implementar un multivibrador astable y b) formas de onda del circuito en a).

IV.2.2.3. Implementación del temporizador

De acuerdo con las necesidades que tenemos para el equipo de terapia ultrasónica para la consolidación de hueso es necesario generar una señal con un ciclo de trabajo de 20% a una frecuencia de 1 kHz, y como analizamos en el apartado anterior, lo podemos implementar con el circuito integrado 555. La señal a generar se muestra a continuación.

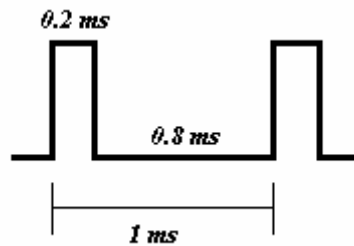


Figura 4.8. Señal a generar por el temporizador.

Utilizando el circuito descrito anteriormente y conociendo las ecuaciones que describen su comportamiento podemos hacer el diseño deseado.

Eligiendo el valor del capacitor a $0.1 \mu f$ por ser un valor comercial y conociendo los tiempos $T_H = 200 \mu s$ y $T_L = 800 \mu s$ podemos encontrar el valor de R_A y R_B :

$$T_H = 200 \mu s = CR_A \ln(2) \quad \Rightarrow \quad R_A = 2.88 \text{ k}\Omega$$

$$T_L = 800 \mu s = CR_B \ln(2) \quad \Rightarrow \quad R_B = 11.54 \text{ k}\Omega$$

Eligiendo valores comerciales para su implementación tenemos:

$$R_A = 2.7 \text{ k}\Omega$$

$$R_B = 12 \text{ k}\Omega$$

El esquema final es el siguiente:

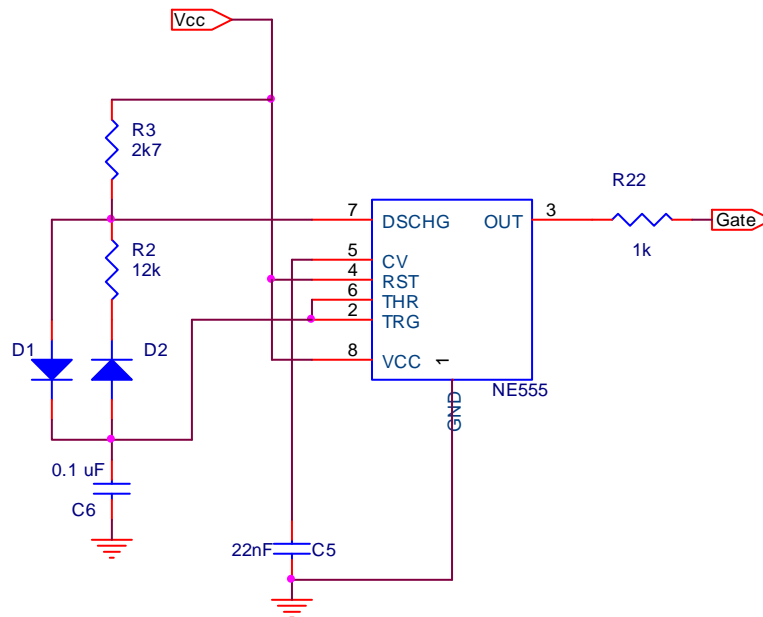


Figura 4.9. Esquema del temporizador con el CI 555.

IV.2.3 Etapa de Control y Display

Un microcontrolador es un circuito integrado programable que contiene todos los componentes necesarios para controlar el funcionamiento de una tarea determinada. Para esto, el microcontrolador utiliza muy pocos componentes asociados ya que cuenta con memoria, puertos de entrada y salida, convertidores DAC y ADC, temporizadores y CPU. El uso de un microcontrolador en esta etapa es necesario.

En el mercado existe una gran cantidad de microcontroladores, con multitud de posibilidades y características. Cada tipo de microcontrolador sirve para una serie de casos y es el diseñador quien debe de decidir cual es el microcontrolador más idóneo para cada uso.

Todo sistema electrónico tiene implementada una etapa de control, ya sea de manera implícita o no, ya que la finalidad es la de mantener en funcionamiento adecuado al sistema que controla. En el diseño que se presenta en este trabajo de tesis la etapa de control pretende manejar el tiempo adecuado en la terapia, limitándola a 20 minutos por sesión y a modular la señal proveniente del oscilador con la señal del temporizador, para que al final de esta etapa se obtenga un pulso con un ancho de $200 \mu s$ conteniendo la señal del oscilador con frecuencia de 1 MHz. Esta señal posteriormente va a ser amplificada y acoplada para ser transmitida al transductor.

La función del display es la de mostrar gráficamente el tiempo de duración de la terapia, este tiempo irá disminuyendo de 20 minutos a cero minutos mostrando en todo momento la información en el display de siete segmentos.

La interconexión entre componentes digitales y módulos permiten la implementación de la lógica digital denotando el análisis y diseño de sistemas digitales. Las ventajas mencionadas en cuanto a los circuitos integrados y en especial al uso de microcontroladores y componentes digitales permiten una implementación adecuada en cuanto a tamaño para el sistema de terapia ultrasónica desarrollado en esta tesis.

IV.2.3.1. Implementación de la etapa de control

El principal componente de esta etapa es un microcontrolador encargado de llevar el tiempo de la terapia, el cual irá disminuyendo. También está encargado de manejar un par de display de siete segmentos que muestran la información del tiempo. También es el encargado de mandar una señal de control a las compuertas que posteriormente utilizaremos, y una señal de alarma que activa un *buzzer* indicando el encendido del aparato y el término del tiempo de la terapia.

En los últimos años han tenido un gran auge los microcontroladores PIC fabricados por *Microchip Technology Inc.* Los PIC (Peripheral Interface Controller) son una familia de microcontroladores que han tenido gran aceptación y desarrollo gracias a que sus buenas características, bajo precio, reducido consumo, pequeño tamaño, gran calidad, fiabilidad y abundancia de información en Internet, lo convierten en fácil, cómodo y rápido de utilizar. Por estas características se eligió un microcontrolador PIC para la implementación del proyecto.

El PIC16F628A al igual que los demás miembros de su familia, se caracteriza por:

- Tener una arquitectura Harvard.
- Su procesador es segmentado o Pipeline.
- Su procesador es tipo RISC.
- El formato de las instrucciones es ortogonal.
- La arquitectura está basada en bancos de registros.

Tradicionalmente los sistemas digitales programables se basaban en la arquitectura de Von Neumann, caracterizada por disponer de una única memoria en la que se almacenan los datos como las instrucciones. A esta memoria se tiene acceso a través de un sistema de buses único. La única ventaja que posee es que simplifica la lógica del microcontrolador.

Los microcontroladores PIC utilizan una arquitectura Harvard que dispone de dos memorias independientes a las que se conecta mediante dos grupos de buses separados:

- Memoria de datos.
- Memoria de programa.

Ambos buses son totalmente independientes y pueden ser de distintos anchos de palabra, esto permite que la CPU pueda tener acceso de forma independiente y simultánea a la memoria de datos y a la de instrucciones, consiguiendo que las instrucciones se ejecuten en menos ciclos de reloj.

Un procesador segmentado o Pipeline realiza simultáneamente la ejecución de una instrucción y la búsqueda de código de la siguiente, de esta manera, se puede ejecutar una instrucción en un ciclo.

Un microprocesador RISC es un microprocesador con un repertorio de instrucciones reducidas. Las instrucciones son muy simples y suelen ejecutarse en un ciclo máquina. Los procesadores RISC suelen tener una estructura Pipeline y ejecutar casi todas las instrucciones en el mismo tiempo. El PIC16F628A es un microcontrolador RISC con solo 35 instrucciones.

En un microcontrolador con arquitectura ortogonal una instrucción puede utilizar cualquier elemento de la arquitectura como fuente o destino. Ésta es una diferencia muy significativa respecto a otros microcontroladores.

Algunas de las características del PIC16F628A son:

- Velocidad de operación desde DC-20MHz.
- Capacidad de interrupciones.
- Pila o stack con ocho niveles
- Modos de direccionamiento directo, indirecto y relativo.
- Voltaje de operación de 2.0 a 5.5 V
- 16 pines de E/S con control de dirección individual.
- Un temporizador de 8 bits denominado Timer0 con un preescalador de 8 bits programable.
- Memoria de programa FLASH con capacidad de 2048 localidades de memoria y ésta organizada en palabras de 14 bits.
- Memoria de datos EEPROM de 128 bytes.
- Disponible en encapsulado PDIP de 18 terminales.

Las características que se acaban de mencionar para el microcontrolador PIC16F628 son adecuadas para la implementación del circuito de control para el equipo de terapia ultrasónica, ya que además de éstas características, las herramientas que se encuentran en

Internet para su programación son abundantes y fáciles de manejar, por ello se eligió dicho procesador para nuestra implementación.

En la Figura 4.10 podemos observar el esquema para la implementación del circuito de control del equipo de terapia ultrasónica para consolidación ósea. Debido a que es necesario indicar mediante una señal audible la ocurrencia de eventos en el dispositivo de terapia, utilizamos un buzzer piezoeléctrico miniatura el cual funciona con una tensión de 5 V y su consumo no supera los 10 mA, por lo que puede ser alimentado directamente por la salida del microcontrolador.

Todo microcontrolador requiere de un circuito que le indique la velocidad de trabajo, es el llamado oscilador o reloj. Éste genera una onda cuadrada de alta frecuencia que se utiliza como señal para sincronizar todas las operaciones del sistema. Este circuito es muy simple pero de vital importancia para el buen funcionamiento del sistema. Generalmente todos los componentes del oscilador se encuentran integrados en el propio microcontrolador y tan solo se requieren unos pocos componentes externos, como un cristal de cuarzo. En la figura 10 se aprecia el cristal de cuarzo conectado al microcontrolador en los *pins* 15 y 16.

El tiempo que tarda en ejecutarse un programa depende de la frecuencia del oscilador conectado al microcontrolador y del número de ciclos máquina ejecutados. Un ciclo máquina es la unidad básica de tiempo que utiliza el microcontrolador. Para el PIC16F628 el ciclo máquina equivale a 4 ciclos del oscilador, por lo tanto, el tiempo que tarda en producirse un ciclo máquina es igual a cuatro veces el periodo del oscilador. En el esquema de la Figura 4.10 se utilizó un cristal de 4 MHz, estableciendo un ciclo máquina cada $1 \mu s$.

Las instrucciones en el microcontrolador PIC16F628 necesitan 1 ciclo máquina para ejecutarse, excepto las instrucciones de salto que necesitan dos ciclos máquina.

En el diseño de la etapa de control se necesitó hacer una evaluación de tiempo como lo muestra la Figura 4.11, para ello, se utilizó uno de los temporizadores (*timer*) del microcontrolador de 8 bits. Un temporizador permite un estricto control de los tiempos que duran distintas acciones. Un *timer* se implementa por medio de un contador que determina un tiempo preciso entre el momento en el que un valor es cargado y el instante en el que se produce su desbordamiento. Consiste en un contador ascendente que una vez inicializado con un valor, su contenido se incrementa con cada ciclo máquina que depende del cristal conectado al microcontrolador. Al llegar el *timer* a la cuenta máxima de b'11111111', con el siguiente impulso se desborda el temporizador pasando a valer b'00000000', circunstancia que se advierte mediante la activación de una bandera indicándole al microcontrolador que ha sucedido el desbordamiento. Conociendo la función del temporizador y sabiendo que cada impulso que incrementa al temporizador ocurre cada $1 \mu s$, mediante rutinas adecuadas es posible establecer tiempos precisos de funcionamiento.

A continuación se listan las características que debe poseer la programación del microcontrolador con base en la Figura 4.10.

1. Al encender se debe inicializar con el display en **00** y **RA1(ON/OFF)** en un nivel lógico 0 y **ALARMA** activada a un nivel lógico 1 para accionar un buzzer (emitir un BEEP).
2. Al oprimir **START RA1(ON/OFF)** debe ir a un nivel lógico 1 y el display debe marcar **20**.
3. El display debe empezar a descontar de minuto en minuto.
4. Al llegar el display a **00 RA1(ON/OFF)** debe volver a un nivel lógico 0 y encender la **ALARMA** con 5 sonidos (BEEP).
5. En cualquier momento que se presione **RESET**, la cuenta debe volver a **00**, **RA1(ON/OFF)** a nivel lógico 0 y **ALARMA** emitir un BEEP. La cuenta se inicia solo con **START**.
6. Cada BEEP tendrá una duración de 1 segundo.

Todas las características descritas para el microcontrolador se muestran en el diagrama de tiempo de la Figura 4.11.

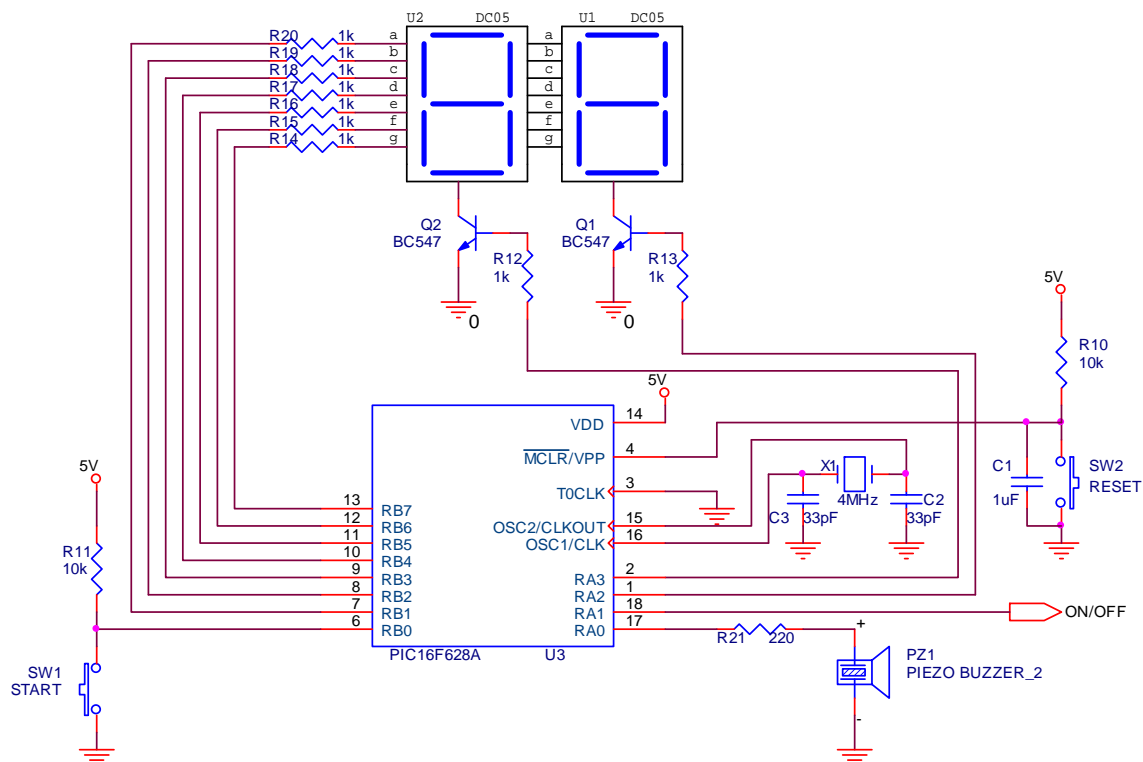


Figura 4.10. Esquema de la etapa de control mediante microcontrolador.

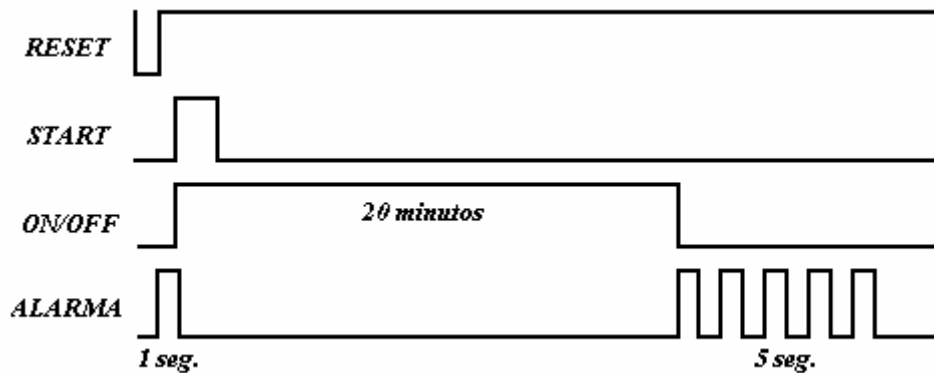


Figura 4.11. Diagrama de tiempo para el microcontrolador de la Figura 4.10.

Para la implementación de los display de 7 segmentos conectados al microcontrolador se utilizó la técnica de multiplexado.

Para visualizar un número en un display de 7 segmentos, cada segmento puede ser gobernado directamente desde una línea de un puerto de salida o mediante un decodificador conectado a un puerto de salida. Para utilizar un menor número de puertos de salida en el microcontrolador en la implementación del sistema de terapia se recurrió a la técnica de multiplexado.

La técnica de multiplexado permite que el conjunto de líneas de un puerto sea compartido por todos los displays.

Con el sistema de multiplexado, cada display únicamente es activado o “refrescado” a una frecuencia denominada “velocidad de refresco” tal, que para el ojo humano parece como si todos los displays fueran activados a la vez (debido al tiempo de persistencia de la imagen en la retina ocular). La velocidad mínima utilizada en esta técnica comúnmente es de 100 Hz. En la Figura 4.10 se observa la conexión de dos displays en base a la técnica de multiplexado.

En el apéndice B se presenta el programa completo en lenguaje ensamblador que se implementó para el microcontrolador PIC16F628A de acuerdo con las características deseadas.

El desarrollo de la programación se realizó con la herramienta MPLAB IDE disponible en la página de *Microchip Technology Inc* de manera gratuita.

MPLAB IDE es un software de “Entorno de Desarrollo Integrado” (Integrated Development Environment, IDE) que se ejecuta bajo Windows. Con este entorno se pueden desarrollar aplicaciones para los microcontroladores PIC.

El MPLAB incluye todas las utilidades necesarias para la realización de proyectos con microcontroladores PIC, permite editar el archivo fuente del proyecto, además de ensamblarlo y simularlo en pantalla para comprobar como evolucionan tanto la memoria de datos RAM, como la de programa ROM, los registros de propósito general, entre otras cosas, según progresa la ejecución del programa.

El MPLAB incluye:

- Un editor de texto.
- Un ensamblador llamado MPASM
- Un simulador llamado MPLAB SIM.
- Un organizador de proyectos.

El grabador o programador es el equipo físico donde se procede a grabar la memoria del microcontrolador con las instrucciones del programa de control. Tiene un zócalo libre sobre el que se inserta el circuito integrado a grabar, el cual debe orientarse adecuadamente siguiendo la señal de la cápsula del chip. Hay multitud de grabadores comerciales en el mercado que se pueden adquirir en las tiendas de electrónica.

Microchip ofrece el grabador PICSTART PLUS, de fácil utilización y garantizada fiabilidad respaldada por el fabricante.

En Internet pueden localizarse múltiples grabadores de bajo costo para microcontroladores PIC. Apoyándonos en esto utilizamos para la grabación del microcontrolador PIC un programador JDM. Evidentemente la fiabilidad de este programador es mucho menor que la de PICSTART PLUS, pero su facilidad de construcción lo hace interesante en múltiples aplicaciones.

El software para el manejo del programador es el IC-Prog. Es uno de los software más populares para la grabación de microcontroladores PIC. Permite la programación de muchos dispositivos y está probado con numerosos programadores, entre ellos los compatibles con JDM.

La siguiente parte del proceso de control lo constituyen tres compuertas lógicas NAND las cuales con la señal proveniente del oscilador y la señal del temporizador, junto con la orden de funcionamiento proveniente del microcontrolador complementan el esquema de control.

La Figura 4.12 muestra el esquema de la conexión de las compuertas. La señal OSC es la proveniente del oscilador, GATE provienen del temporizador y ON/OFF es la señal de encendido proveniente del microcontrolador. Esta señal sólo estará activa durante el lapso que dure la terapia; es decir, sólo 20 minutos o antes si ocurre un reset.

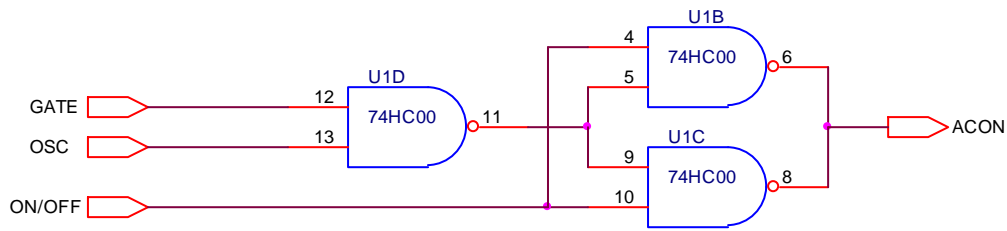


Figura 4.12. Diagrama donde se muestra el uso de compuertas para la modulación de la señal proveniente del oscilador por medio de la señal del temporizador. La señal ON/OFF regula el tiempo en que se emite el ultrasonido.

La señal ACON mostrada en la Figura 4.13 es la señal que pasa a la etapa de acondicionamiento para posteriormente ser enviada al transductor.

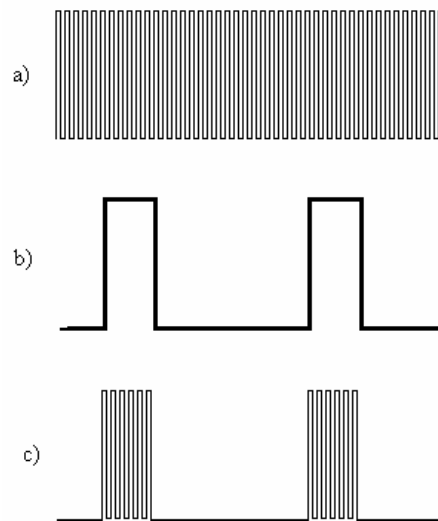


Figura 4.13. Diagrama donde se muestran las formas de onda en las compuertas. a) Señal del oscilador. b) Señal del temporizador y c) Señal modulada presente en la terminal ACON cuando el equipo se encuentra encendido.

IV.2.4. Etapa de acondicionamiento

Difícilmente un diseñador envía una señal directamente a un transductor, ya que la señal que se origina lleva consigo componentes que no deseamos y generalmente es muy débil, por eso realizamos etapas de acondicionamiento. Además, un circuito de acondicionamiento puede proporcionar una impedancia adecuada para que la demanda de corriente sea mínima.

Para el diseño de esta etapa en el dispositivo de terapia tenemos algunas consideraciones prácticas. Una de ellas es el uso de transistores, un BJT y otro de tipo MOSFET. El transistor BJT trabaja como conmutador y tiene el objetivo de acoplar la señal proveniente de las compuertas NAND que tiene un voltaje de 5 V_{pp} a un voltaje mayor, esta señal excita al transistor MOSFET que utiliza un circuito tanque para sintonizar una señal senoidal que mediante un transformador será transmitida al transductor. Otra consideración práctica la tenemos en el diseño del transformador, ya que éste se implementó con lo que se denomina Coreless Printed Circuit Board (PCB) Transformers, el cual se detallará más adelante. El esquema propuesto es el siguiente:

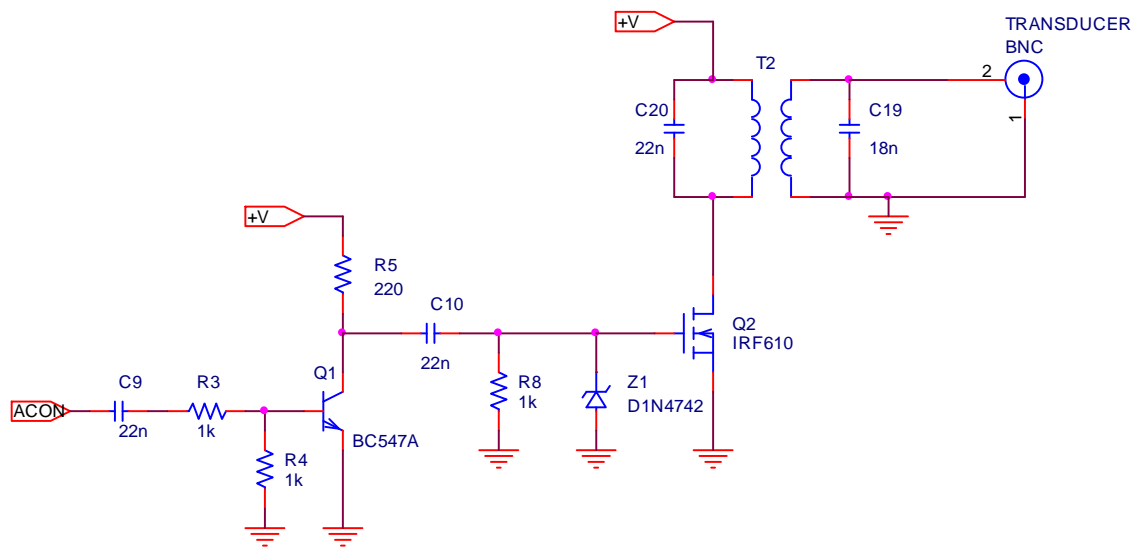


Figura 4.14. Esquema para la etapa de acoplamiento.

IV.2.4.1. Inversor lógico

El circuito formado por el transistor BJT junto con las resistencias R3, R4 y R5 conforma lo que se denomina como inversor lógico digital. El inversor lógico digital es el elemento más básico que interviene en el diseño de circuitos digitales; desempeña un papel paralelo al del amplificador en los circuitos analógicos.

Un transistor BJT puede trabajar básicamente en tres regiones de operación: región activa, región de saturación y la región de corte. En la región activa la corriente de colector (I_c) depende principalmente de la corriente de base (I_b), y de las resistencias que se encuentren conectadas en el colector y emisor. Un parámetro importante en este modo de trabajo del transistor es β que relaciona la ganancia de corriente entre la corriente de base y la corriente del colector del transistor $I_c = \beta I_b$. Esta región es la más importante si lo que se desea es utilizar el transistor como un amplificador de señal.

La operación de un circuito como un inversor lógico hace uso de las regiones de corte y saturación.

Como su nombre lo indica, el inversor lógico invierte el valor lógico de su señal de entrada. Por tanto, para una entrada lógica 0, la salida será una lógica 1, y viceversa. Desde un punto de vista de los niveles de voltaje: cuando el voltaje de entrada es bajo (cercano a 0 V), la salida será alta (cercano a V_{DD}) y viceversa.

Un inversor se implementa mediante transistores que operan como interruptores controlados por voltaje, además, una medida de desempeño muy importante del inversor lógico es que la potencia que disipa es muy poca.

El comportamiento dinámico de los inversores se caracteriza por el retardo entre la conmutación de bajo a alto y viceversa, y el cambio correspondiente que aparece en la salida. Este retardo, al que se le denomina retardo de propagación (o tiempo de propagación), se presenta por dos motivos: uno es que los transistores que implementan los interruptores muestran tiempos de conmutación finitos (diferentes de 0) y el otro motivo es la inevitable capacitancia entre el nodo de salida del inversor y la tierra que debe cargarse (o descargarse) antes de que la salida alcance su nivel requerido de alto a bajo.

En términos muy simples, si el voltaje de entrada es alto, a un valor cercano al voltaje de suministro de energía V_{cc} (que representa un 1 lógico en un sistema lógico positivo), el transistor estará conduciendo y, con la elección apropiada de valores para las resistencias del circuito, estará saturado. Así, el voltaje de salida será $V_{CEsat} \approx 0.2 V$, que representa un nivel lógico bajo. Si el voltaje de entrada es bajo, a un valor cercano a tierra, entonces se corta el transistor, la corriente en el colector será cero y el voltaje de salida será cercano a V_{cc} , que es un 1 lógico.

En el modo de saturación se puede forzar al transistor para que opere en cualquier β deseada debajo del valor normal; es decir, el cociente entre la corriente del colector I_{Csat} y la corriente de la base se puede establecer a voluntad y, por tanto, se llama β forzada:

$$\beta_{forzada} = \frac{I_{Csat}}{I_B}$$

Y la relación entre I_B e I_{Bsat} se conoce como factor de sobreexcitación.

Los dos factores siguientes motivan la elección de corte o saturación como los dos modos de operación del BJT en un circuito inversor:

1. La disipación de energía en el circuito es relativamente baja tanto en corte como en saturación: en corte las corrientes son cero, y en saturación el voltaje en el transistor es muy pequeño ($V_{CEsat} \approx 0.2 \text{ V}$).
2. Los niveles de voltaje de salida (V_{cc} y V_{CEsat}) están bien definidos. En contraste, si se opera el transistor en la región activa, el voltaje de salida es muy dependiente del parámetro del transistor β .

IV.2.4.2. Implementación del inversor lógico

Conociendo las características del inversor y observando que el elemento funcionará como interruptor durante su funcionamiento y utilizando el transistor BC547 el esquema propuesto es el siguiente:

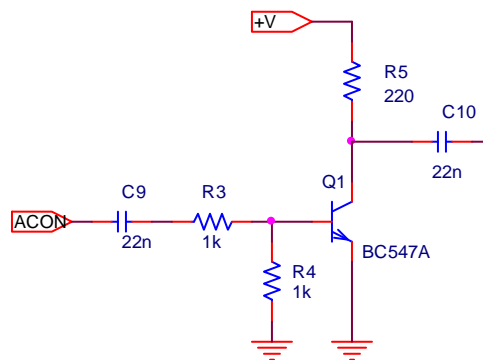


Figura 4.15. Esquema implementado para el inversor lógico.

Analizando el esquema de la Figura 4.15 se verificará que el transistor está trabajando en sus modos de corte y saturación.

Considerando el caso cuando el voltaje de entrada es alto (ACON = voltaje de salida de la compuerta en la etapa anterior, que trabaja con una alimentación de 5 V) tenemos:

El equivalente de Thevenin a la entrada es:

$$R_{equ} = \frac{(1 \text{ k}\Omega)(1 \text{ k}\Omega)}{1 \text{ k}\Omega + 1 \text{ k}\Omega} = 500 \text{ }\Omega$$

$$V_{equ} = \frac{1 \text{ k}\Omega}{1 \text{ k}\Omega + 1 \text{ k}\Omega} (5 \text{ V}) = 2.5 \text{ V}$$

El circuito equivalente es el siguiente:

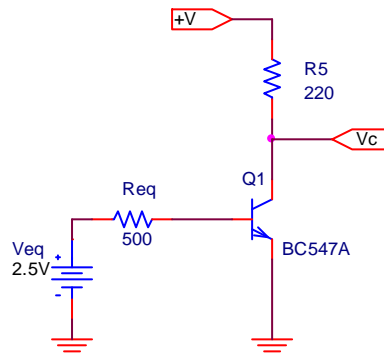


Figura 4.16. Circuito equivalente para el inversor lógico implementado.

Donde +V es una fuente de alimentación que proporciona un voltaje de 10 V.

La corriente de colector de saturación es:

$$I_{C_{sat}} = \frac{10}{220} = 45 \text{ mA}$$

Considerando que la β_{\min} para el transistor BC547 es de 100, la corriente en la base para saturar al transistor es:

$$I_{B_{sat}} = \frac{I_{C_{sat}}}{\beta_{\min}} = \frac{45}{100} = 0.45 \text{ mA}$$

Analizando la malla de entrada tenemos:

$$V_{equ} = R_B I_B + V_{BE} \Rightarrow I_B = \frac{V_{equ} - V_{BE}}{R_B} = \frac{2.5 - 0.7}{500} = 3.6 \text{ mA}$$

Como $I_B > I_{B_{sat}}$ podemos concluir que el transistor se encuentra saturado con un factor de sobreexcitación de

$$\frac{I_B}{I_{B_{sat}}} = \frac{3.6}{0.45} = 8$$

Es evidente que cuando el voltaje a la entrada del inversor es cero el transistor se encontrará en corte porque no existe el suficiente voltaje para encender la unión base-emisor del transistor.

Los capacitores C9 y C10 que se muestran en la Figura 4.15 son muy importantes ya que sirven para acoplar las señales de alterna. En la forma en como se encuentran conectados funcionan como filtros paso altas, bloqueando por completo la componente de directa de la señal que alimenta al inversor lógico digital y la componente de directa presente a la salida de dicho inversor. El valor de dichos capacitores tiene que ser tal que la constante de tiempo sea pequeña en comparación con el periodo de la señal de alimentación (en este caso de $1 \mu s$), en el diseño del dispositivo de terapia ultrasónica la elección del valor de estos capacitores tiene que ser pequeño para lo cual se eligió de $C9 = C10 = 22 \text{ nF}$.

IV.2.4.3. Amplificador clase C

La señal proveniente del inversor lógico implementado mediante el transistor BJT sirve como una señal excitadora con una frecuencia fundamental de 1 MHz, que es la frecuencia generada por el oscilador, para activar un circuito de MOSFET en configuración de amplificador clase C, el cual tiene por objetivo que a la salida de este circuito la señal sea una senoide lo más pura posible y que pueda ser enviada al transductor.

Los amplificadores clase C se utilizan para amplificar la potencia de entrada. Éstos conducen menos de la mitad del ciclo de la onda de entrada, lo cual los hace muy eficientes. El pulso de corriente resultante, muy distorsionado, se utiliza para alimentar un circuito sintonizado y crear una salida senoidal continua.

Los amplificadores clase C están polarizados de manera que conducen en menos de 180° de la entrada. La corriente fluye por él en pulsos cortos y se utiliza un circuito sintonizado en resonancia para completar la amplificación de la señal.

Todos los amplificadores clase C tienen alguna forma de circuito sintonizado en el colector, como lo indica la Figura 4.17. El propósito fundamental de este circuito sintonizado es formar una onda senoidal completa de salida. Un circuito sintonizado en paralelo oscila a su frecuencia de resonancia siempre que recibe un pulso de cd. El pulso carga al capacitor, el cual, a su vez, se descarga sobre el inductor. El campo magnético del inductor aumenta y luego se contrae, induciendo un voltaje que luego recarga al capacitor en dirección opuesta. Este intercambio de energía entre el inductor y el capacitor produce una onda senoidal atenuada a la frecuencia de resonancia. Si el circuito resonante recibe un pulso de corriente cada semiciclo, la tensión a través del circuito sintonizado es una onda senoidal de amplitud constante a la frecuencia de

resonancia. No obstante que la corriente fluye por el transistor en pulsos cortos, la salida del amplificador clase C es una onda senoidal continua.

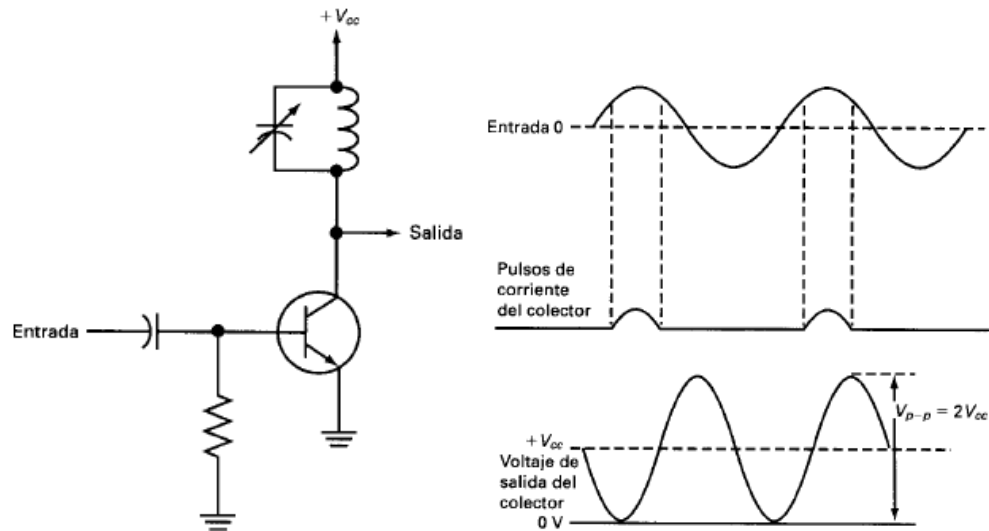


Figura 4.17. Operación del amplificador clase C.

El resistor entre la base y tierra solo proporciona una carga para el circuito de excitación. Para reducir el ángulo de conducción es necesario aplicar alguna forma de polarización. Una manera sencilla de suministrar dicha polarización es con una red RC que se muestra en la Figura 4.17. La señal por amplificarse se aplica mediante el capacitor a la base del transistor. Cuando la unión base-emisor conduce en el semiciclo positivo, C se carga al valor pico del voltaje aplicado menos la caída por conducción a través de la unión base-emisor. En el semiciclo negativo de la entrada la unión base-emisor se polariza en inversa por lo que el transistor no conduce. Durante este tiempo, sin embargo, el capacitor C se descarga sobre la resistencia, lo que produce un voltaje negativo a través de la resistencia que sirve como una polarización en inversa para el transistor. Si la constante de tiempo RC se ajusta apropiadamente se puede establecer un voltaje inverso de CD de polarización promedio. La tensión aplicada causa que el transistor conduzca, pero solo en los picos de la señal de entrada. A mayor polarización promedio de CD, menor será el ángulo de conducción y mas corta la duración de los pulsos de conducción del colector. Este método se conoce como polarización de señal.

IV.2.4.4. Implementación del amplificador

Para la implementación del amplificador utilizamos un circuito resonante con transformador, donde el embobinado primario junto con el capacitor conectado en el Drain del transistor conforma un circuito tanque.

Para la implementación del circuito clase C es necesario obtener los valores del inductor y capacitor para una frecuencia de 1 MHz. La frecuencia del circuito resonante está dada por:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \Rightarrow f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

Con base en el valor del capacitor podemos obtener un valor de referencia para el inductor.

$$L = \frac{1}{C(2\pi f_0)^2}$$

Tomando $C = 2.2 \text{ nF}$ obtenemos $L = 1.15 \text{ } \mu\text{H}$. Debido a la frecuencia de trabajo, estos valores son una aproximación para la implementación, ya que habría que tomar en cuenta la resistencia parásita de los elementos, su inductancia y su capacitancia parásita.

La bobina que forma el circuito resonante es parte de un transformador, cuyo objetivo es aislar completamente el transductor ultrasónico, ya que cuando el dispositivo de terapia ultrasónica esté apagado, el transductor no tendrá voltaje alguno presente en su salida y es parte de la norma de seguridad establecida en México. En el Apéndice C se retoma dicha norma para equipo electrónico.

IV.2.4.5. Transformador de circuito impreso PCB

Los transformadores PCB (Coreless Printed Circuit Board Transformers) tienen buenas características a alta frecuencia. Ellos tienen la ventaja de bajo costo y no hay pérdidas magnéticas. Su estructura es simple y fácil de integrar en su manufactura.

Los transformadores son usados continuamente en aplicaciones de transformación de energía y señales. Ellos deben tener buenas características a alta frecuencia y ser integrados y manufacturados automáticamente cuando son usados en sistemas de radiofrecuencia y electrónica de potencia. En los años de 1960 a 1980, los sustratos magnéticos o materiales magnéticos y tecnologías de circuitos electrónicos híbridos de películas gruesas y delgadas fueron usados para hacer inductores sobre circuitos impresos y entonces aparecieron los transformadores de película sobre circuitos impresos. Estos transformadores han reducido el tamaño y el costo, incrementando la fiabilidad y el poder hacerlo una parte integral del proceso, pero ellos tienen limitaciones asociadas con la saturación magnética, núcleo y las pérdidas en el embobinado y malas características a alta frecuencia por el núcleo magnético. Los transformadores PCB no tienen las limitaciones mencionadas y son manufacturados

fácilmente en la integración y de manera automática. Los transformadores PCB reducen los costos del proceso de manufacturación, el proceso manual del embobinado y la labor de realizarlo. Hacia finales de los años 90' el desarrollo y características de los transformadores PCB fueron presentadas por S. R. Y. Hui, S. C. Tang y H. Cheng [48] [49]. Los transformadores PCB tienen buenas características a alta frecuencia y los materiales asociados con la construcción de los circuitos impresos ofrecen extremadamente altos voltajes de aislamiento, típicamente de 15 kV a 40 kV, los cuales son mucho más altos que muchos otros medios de aislamiento.

El tamaño de los transformadores PCB es más pequeño que los transformadores basados en un núcleo magnético y están siendo empleados en aquellos diseños que presentan estrictos requerimientos en cuanto peso y tamaño.

Los transformadores PCB tienen un embobinado primario con un embobinado secundario o uno primario con múltiples embobinados secundarios y generalmente están dispuestos en forma de "sándwich" uno contra el otro. El diámetro de los embobinados es de tan sólo unos cuantos centímetros. La adopción de la forma de espiral en los embobinados minimiza la capacitancia entre líneas.

El transformador consiste de tres partes: la parte de arriba es el embobinado primario, la parte de en medio constituye el dieléctrico y la parte de abajo es el embobinado secundario.

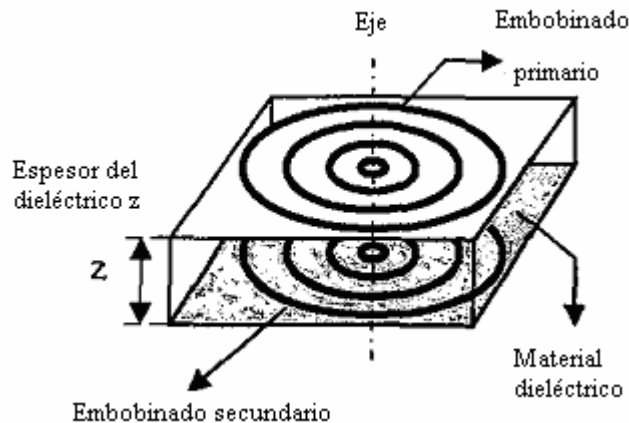


Figura 4.18. Estructura 3D de un transformador PCB (Li Rulai y Zhu Yisheng 2003).

En la Figura 4.19 se muestra un corte transversal del transformador PCB en el cual podemos observar los distintos acoplamientos magnéticos y las características de construcción que se deben tomar en cuenta para realizar un análisis matemático de dicho transformador.

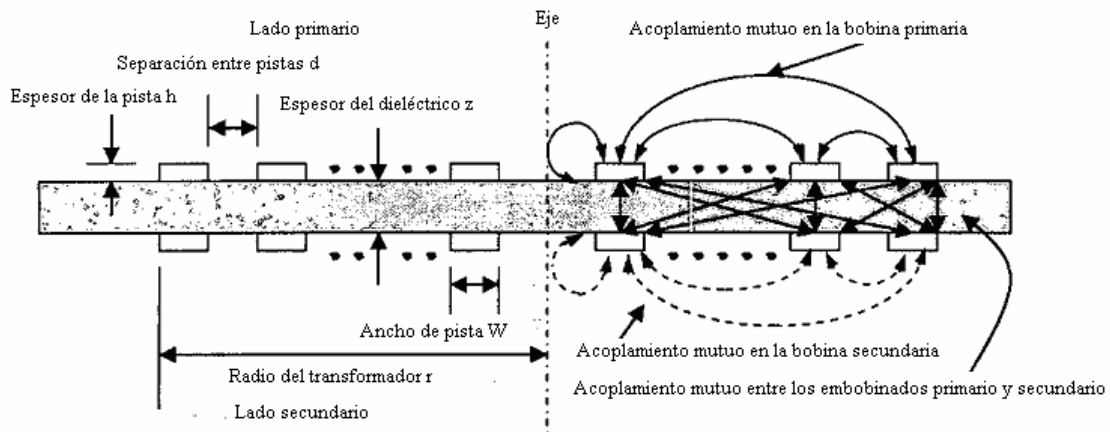


Figura 4.19. Corte transversal de un transformador PCB mostrando las características para tomar en cuenta en su análisis (Li Rulai y Zhu Yisheng 2003).

Las condiciones óptimas de operación para mínimos requerimientos de entradas de potencia y operación de máxima eficiencia son identificadas en este tipo de transformadores al colocarse un capacitor externo en el embobinado secundario.

La Figura 4.20 muestra el modelo equivalente de operación en alta frecuencia de un transformador PCB.

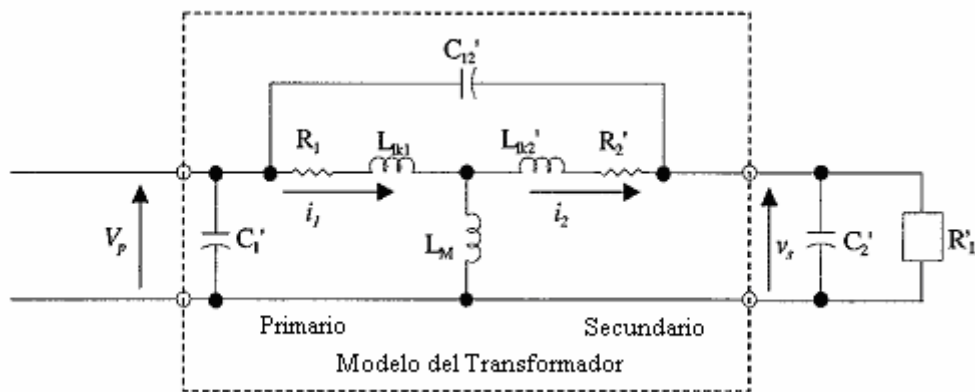


Figura 4.20. Modelo equivalente en alta frecuencia para un transformador PCB donde se aprecia la colocación de un capacitor externo C_2' (Tang *et al.* 2000).

Donde:

- R_1 : Resistencia del embobinado primario
- R_2' : Resistencia del embobinado secundario referido al primario

R_L :	Carga resistiva
L_{lk_1} :	Inductancia de fuga del embobinado primario
L'_{lk_2} :	Inductancia de fuga del embobinado secundario referido al primario
L_M :	Inductancia mutua
C'_{12} :	Capacitancia entre el embobinado primario y secundario
C_1 :	Capacitancia del embobinado primario
C'_2 :	Suma de la capacitancia del embobinado secundario y un capacitor conectado externamente referido al primario
R'_L :	Resistencia de carga referida al primario
n:	Relación de vueltas

En los transformadores PCB de circuito impreso sin núcleo los parámetros inductivos dependen de la geometría de dicho transformador.

Los parámetros inductivos varían con:

- 1) Radio externo (área del transformador).
- 2) Numero de vueltas.
- 3) Ancho del conductor.
- 4) Espesor de la placa impresa.
- 5) Espesor (altura) del conductor.

Al analizar en que manera se ven afectados los parámetros inductivos en los transformadores PCB con su geometría, Tang [34] concluye lo siguiente:

- El coeficiente de acoplamiento de un transformador PCB puede ser mejorado por el incremento en el área del transformador, donde el aumento de los parámetros de inductancia se incrementan de manera lineal.
- Incrementar el número de vueltas sin incrementar el área o decrementar el grosor de la placa impresa no mejora significativamente el factor de acoplamiento.
- El factor de acoplamiento puede ser mejorado por el incremento del área del transformador con o sin incrementar el numero de vueltas, sin embargo, incrementando el numero de vueltas manteniendo constante el ancho de la pista y la separación entre pistas tiene otra ventaja, la inductancia propia se incrementa substancialmente permitiendo una mayor transferencia de energía en el circuito.
- Cuando el grosor de la placa de circuito impreso aumenta, el factor de acoplamiento entre el embobinado primario y secundario disminuye.
- Los valores de las inductancias en un transformador PCB no varían significativamente con el incremento o decremento del ancho de la pista.
- La variación en el espesor de la pista no afecta los parámetros inductivos significativamente.

La frecuencia de resonancia en un transformador PCB es [35]:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi(L_{eq}C_{eq})} \quad \text{EC. IV.1}$$

Donde L_{eq} y C_{eq} son las inductancias equivalentes y las capacitancias equivalentes del modelo del transformador presentado en la Figura 4.20.

Al aumentar el área del transformador, los parámetros de inductancia aumentan haciendo que el transformador pueda trabajar en un rango de frecuencias bajas ya que disminuye la frecuencia de resonancia.

El uso del capacitor C'_2 incrementa la ganancia de voltaje y la eficiencia del transformador. La elección adecuada de C'_2 determina la frecuencia de resonancia del transformador PCB donde se tiene la máxima ganancia de voltaje [35].

La máxima eficiencia en función de la frecuencia para un transformador PCB se da en la frecuencia de resonancia [35].

La ganancia de voltaje para un transformador PCB sin núcleo es [35]:

$$\frac{V_s}{V_p} = \frac{\frac{1}{X_1} + sC'_{12}Y_1}{nY}$$

Donde

$$X_1 = R_1 + sL_{lk1}$$

$$X_2 = R_2 + sL_{lk2}$$

$$Y_1 = X_2 \left[\frac{1}{X_1} + \frac{1}{sL_{M1}} \right] + 1$$

$$Y_2 = \frac{1}{X_2} + sC'_{12} + sC'_2 + \frac{1}{n^2 R_L}$$

$$Y = -\frac{1}{X_2} + Y_1 Y_2$$

En la Figura 4.21 observamos dos gráficas con la eficiencia del transformador PCB versus frecuencia para un transformador con área de 1 cm^2 . En dicha figura se observa que al aumentar el valor del capacitor C'_2 la eficiencia máxima se alcanza a una frecuencia menor.

Se concluye que usando la técnica de resonancia, se demuestra que la inductancia del transformador puede formar un circuito resonante con un pequeño capacitor externo C'_2 . Dependiendo del tamaño del transformador y del capacitor externo C'_2 se puede elegir la frecuencia de operación con la máxima transferencia de energía. Consecuentemente, características deseables tales como la fácil elección de la frecuencia de operación, alta ganancia de voltaje, alta eficiencia en la transferencia de energía pueden ser alcanzados con gran flexibilidad [35].

Los transformadores PCB tienen mucho potencial en aplicaciones de baja potencia (<100 W) en los cuales los requerimientos en cuanto a tamaño y peso son conocidos.

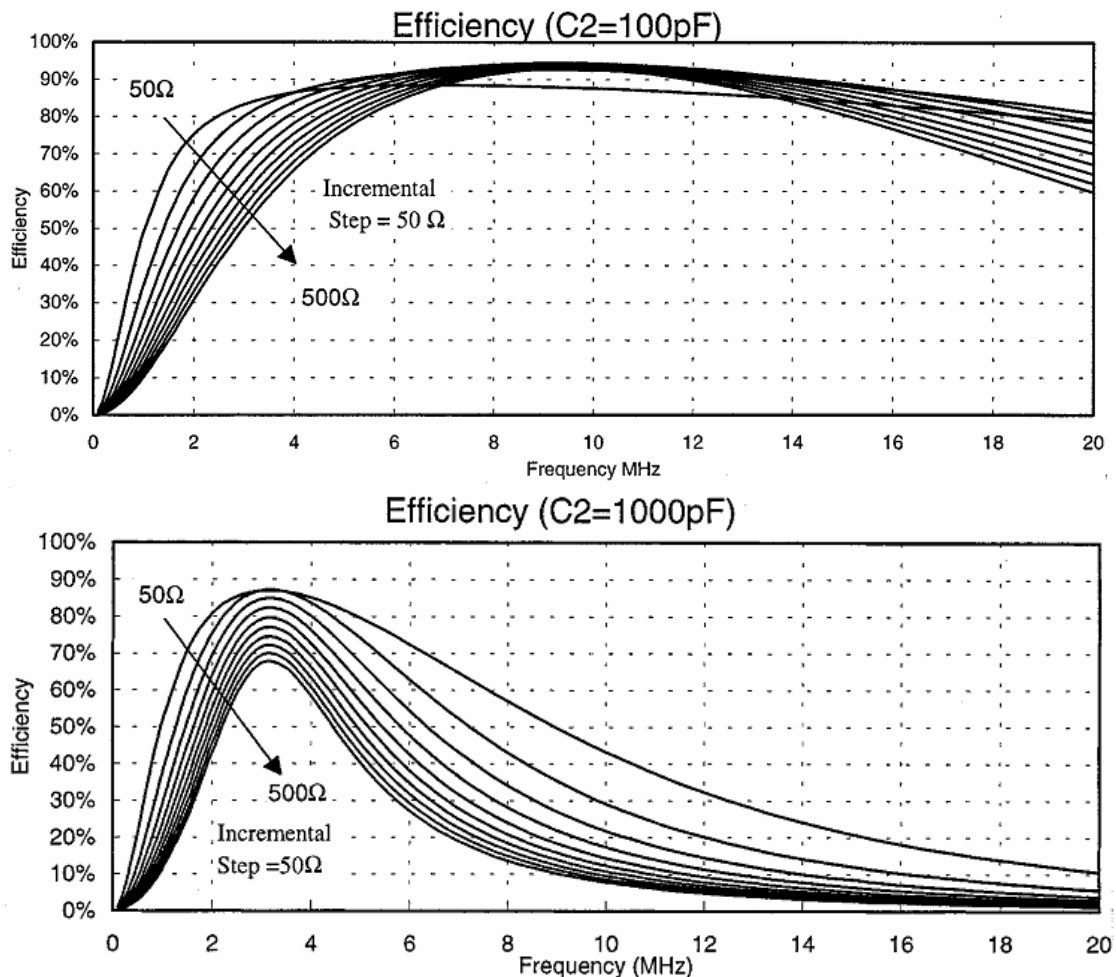


Figura 4.21. Eficiencia de energía del transformador PCB contra la frecuencia de operación con dos valores diferentes de C'_2 para un área de 1 cm^2 (Tang *et al.* 2000).

IV.2.4.6. Implementación del transformador PCB

Para la implementación de dicho transformador en el dispositivo de terapia ultrasónica se diseñaron diversos tamaños y formas de transformadores PCB sobre placas de cobre. Es importante destacar que el elemento que se construyó es un elemento de prueba que probablemente será útil en otras aplicaciones relacionadas con las investigaciones que se llevan a cabo en el IIMAS UNAM, donde constantemente se realizan diseños donde la frecuencia de operación juega un papel importante, pues como se mencionó anteriormente, estos transformadores mejoran su eficiencia disminuyendo su tamaño conforme se aumenta la frecuencia.

Tomando en cuenta las características mencionadas en el apartado anterior para los transformadores PCB y basado en diseños de prueba, se eligió el diseño del transformador que mejor respuesta tuvo a una frecuencia de 1 MHz con una relación de vueltas de 1 con $n=15$ vueltas y un área de 16 cm^2 para aumentar lo más posible el coeficiente de acoplamiento, y también con el objetivo de obtener a la frecuencia de operación de 1 MHz la eficiencia de energía y la ganancia de voltaje máximas.

Los valores de inductancia para el transformador de prueba con $n = 15$ están dados por [34]:

$$L_p = 0.3495n^3 + 2.1746n^2 + 3.9465n \quad (nH) = 1.782 \quad \mu H$$

$$L_M = 0.3460n^3 - 0.7097n^2 + 3.7571n \quad (nH) = 1.064 \quad \mu H$$

$$L_{lk} = 0.0035n^3 + 2.8843n^2 + 0.1895n \quad (nH) = 663.62 \quad nH$$

IV.2.5 Transductor

El transductor se implementó mediante una cerámica piezoeléctrica PZT-5 que como se mencionó anteriormente es un material que transforma la energía eléctrica en mecánica y viceversa, cuya aplicación en nuestro dispositivo es la consolidación ósea.

El transductor utilizado para el diseño del equipo de terapia ultrasónica fue realizado en el IIMAS-UNAM como parte de un proyecto anterior. El transductor está constituido, como se muestra en la Figura 4.22 por una cerámica piezoeléctrica a la cual sobre sus caras se le han depositado pequeños electrodos. Estos consisten en finas capas de un material conductor, generalmente plata, sobre los cuales son soldados conectores eléctricos. En la cara frontal de la cerámica se encuentra una capa de *adaptación de impedancias* o *matching layer*, cuya función es realizar la adaptación entre las impedancias acústicas de la cerámica y del medio de propagación, de manera que haya una buena transferencia de potencia acústica entre ambos. Sobre la cara trasera de la

cerámica, hay un material absorbente llamado *contramasa* o *backing*, cuya función es bajar el factor de calidad del transductor lo cual implica obtener respuestas temporales de menor duración; es decir, obtener un gran ancho de banda en el dominio de la frecuencia. El backing atenúa la oscilación de la cerámica tomando energía de la misma. Una conclusión importante con respecto a esto último, es que al aumentar el ancho de banda del transductor mediante el uso de un backing con mayor impedancia acústica, también se están transmitiendo ondas acústicas de menor energía al medio que se desea estudiar. Esto trae como consecuencia, que la señal recibida proveniente de alguna discontinuidad sea de baja energía. Por lo tanto, en el diseño del transductor se debe llegar a una solución de compromiso entre el ancho de banda y la potencia transmitida al medio [36].

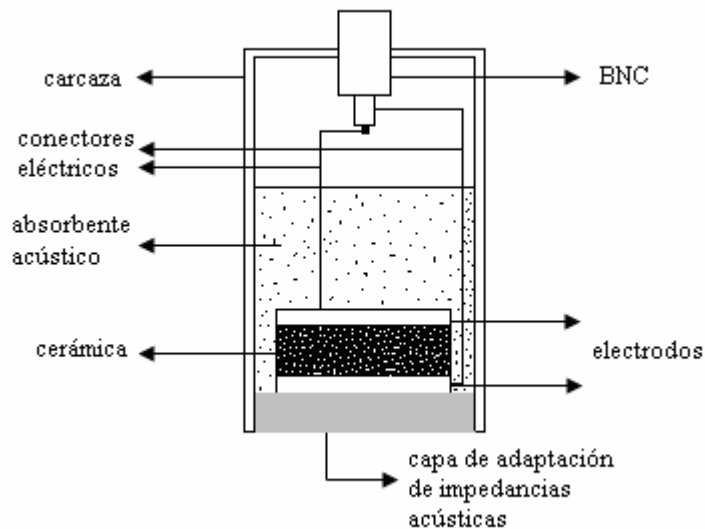


Figura 4.22. Esquema constructivo de un transductor ultrasónico.

IV.2.5.1. Implementación del transductor

El diseño final del transductor se muestra en la Figura 4.23, donde se observa cada uno de los elementos mencionados anteriormente, cabe mencionar que la carcasa está adaptada de tal forma que posea un diseño anatómico para que sea fácil la manera de sujetarlo para aplicar la terapia de una manera uniforme durante el lapso de su aplicación. La frecuencia de resonancia de la cerámica utilizada en el transductor está diseñada para trabajar a 1 MHz de manera ideal, lo cual es adecuado para nuestra aplicación porque es la frecuencia de trabajo para la implementación del diseño del dispositivo de terapia ultrasónica.

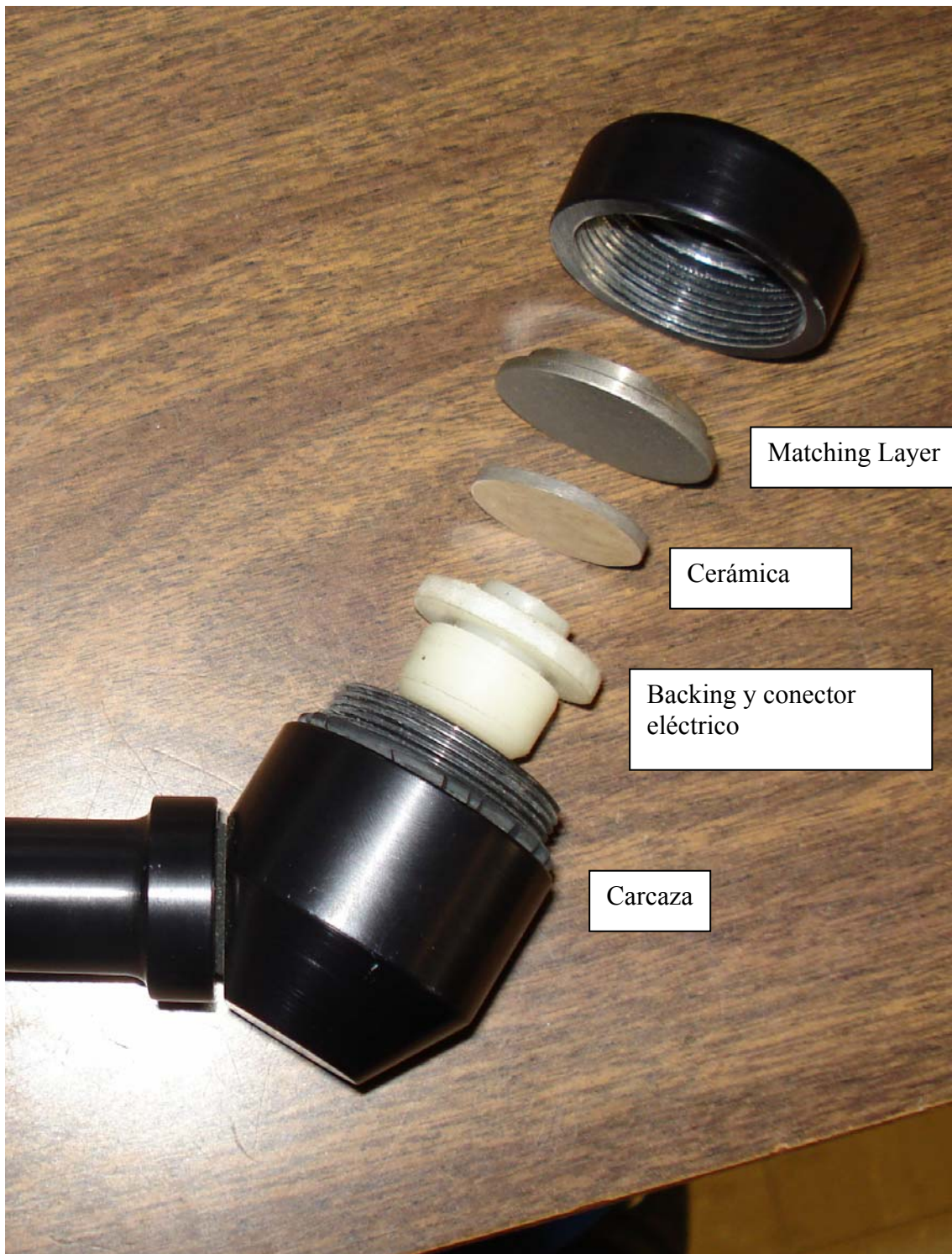


Figura 4.23. Esquema constructivo del transductor ultrasónico utilizado en el dispositivo de terapia ultrasónica.

IV.2.6 Fuente de energía

Para la alimentación del dispositivo de terapia ultrasónica para consolidación de huesos se diseñó una fuente de energía que proporciona dos voltajes: uno de 5 V fijos para la alimentación de la parte de los circuitos integrados y otra salida de voltaje variable (fijada a 10 V) para poder manejar la potencia en el transductor, al variar este voltaje, la potencia emitida por el transductor también variará.

IV.3 Construcción del dispositivo de terapia ultrasónica para consolidación ósea

Para la implantación práctica del equipo se diseñó un circuito impreso PCB donde se montaron los elementos analizados durante los puntos anteriores. Dicho circuito impreso funcionó como sistema de prueba para cada uno de los elementos, los cuales, debido a la frecuencia de operación (1 MHz) era incorrecto realizarlo sobre las tablas de pruebas denominadas *protoboard*.

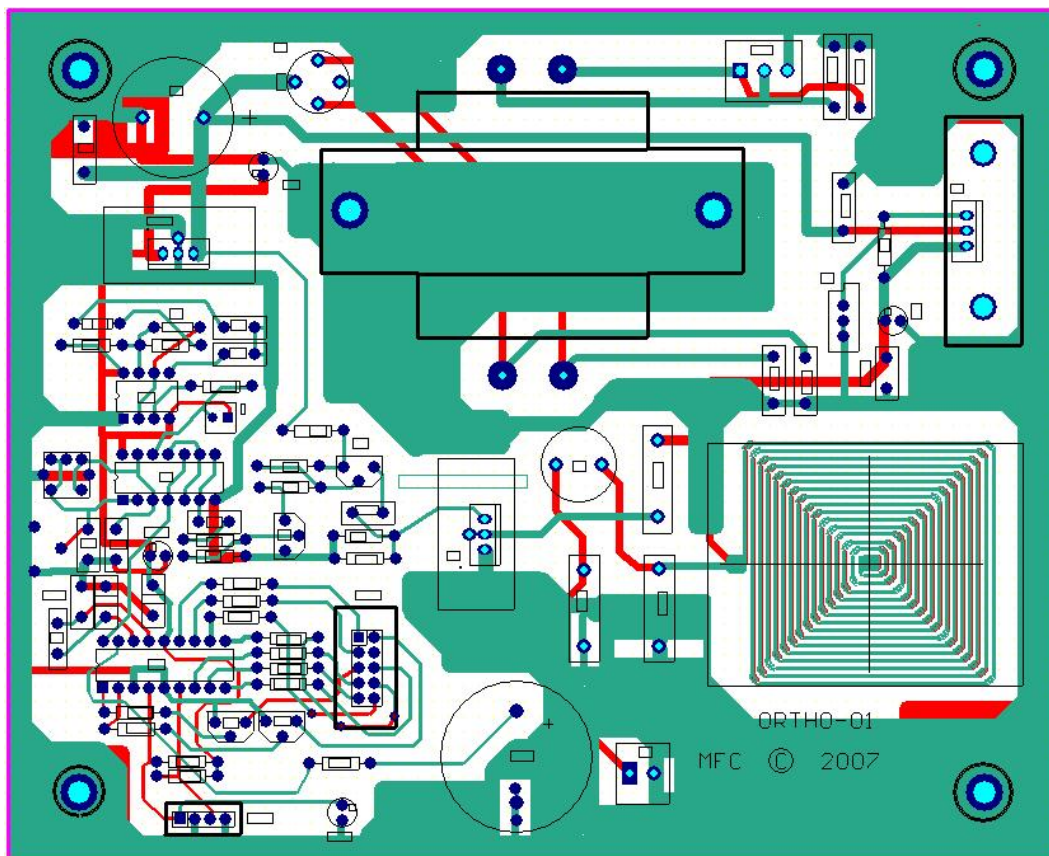


Figura 4.24. Imagen del PCB.

Es importante destacar que como parte de la seguridad que debe brindar el equipo al ser utilizado en una aplicación médica se tomaron algunas medidas que sirven como protección para el usuario final. Estas medidas consistieron en que los dispositivos eléctricos estuvieran aislados para prevenir cualquier descarga eléctrica tanto a la persona que lo manipula como a la persona que recibe la terapia; en primer lugar el transformador de potencia que se utiliza en la alimentación es un transformador con los dos embobinados aislados completamente mediante un plástico y en donde las bobinas se encuentran separadas una de la otra, sin solaparse.

La siguiente medida de protección se encuentra en la última etapa, en la etapa de acoplamiento con el transductor, pues se utiliza un transformador PCB cuya explicación ya se dio, y dado que cada bobina se encuentra en cada una de las caras del PCB, éstas quedan aisladas una de la otra debido a que el material con el que se encuentra hecho el PCB es un material cuya rigidez dieléctrica es de varios MV/m, haciendo que cuando el equipo no esté en funcionamiento el transductor quede completamente sin energía eléctrica.

En la Figura 4.25 se muestra el montaje del equipo para su presentación final.



Figura 4.25. Construcción del equipo de terapia ultrasónica.

Finalmente en la Figura 4.26 se presenta una fotografía del equipo de terapia ultrasónica para consolidación ósea completamente ensamblado.



Figura 4.26. Equipo de terapia ultrasónica para la consolidación de hueso.

A lo largo de este capítulo se analizaron las diversas etapas que componen la construcción del dispositivo de terapia ultrasónica para la consolidación de hueso mostrando los principios de funcionamiento en los cuales se apoya su diseño.

En el siguiente capítulo se hará un estudio de las pruebas y resultados que se obtuvieron al analizar experimentalmente el equipo terapéutico, mostrando los resultados encontrados.

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

Todo equipo necesita ser evaluado para su completa descripción y por ello el presente capítulo está dedicado al desarrollo de pruebas para el dispositivo de terapia ultrasónica llevadas a cabo para su caracterización.

V.1 Pruebas de los parámetros de diseño aplicadas al equipo de terapia ultrasónica

Todas las etapas fueron comprobadas de manera experimental para verificar el correcto funcionamiento del sistema, observando y comparando las señales vistas en el osciloscopio con las señales que se esperaban de acuerdo con su diseño.

V.1.1 Pruebas al oscilador

La primera etapa denominada oscilador tiene por objetivo generar una señal con una frecuencia de 1 MHz la cual servirá para excitar al transductor.

Como parte de las pruebas, se obtuvo la señal generada por el oscilador del equipo de terapia ultrasónica y mediante la ayuda de un osciloscopio digital Tektronix TDS 340A se captó la señal para su presentación en la Figura 5.1.

En la Figura 5.1 se observa que la señal generada por el equipo de terapia ultrasónica es completamente senoidal y de acuerdo con los datos del osciloscopio el periodo de la señal es de $1.028 \mu s$ y su frecuencia es de 973 kHz; la amplitud de la señal oscila entre -1 V y 6 V.

Al variar la bobina colocada en la implementación de este oscilador se observó que la frecuencia de oscilación se puede variar desde 909.09 kHz hasta 1.11 MHz.

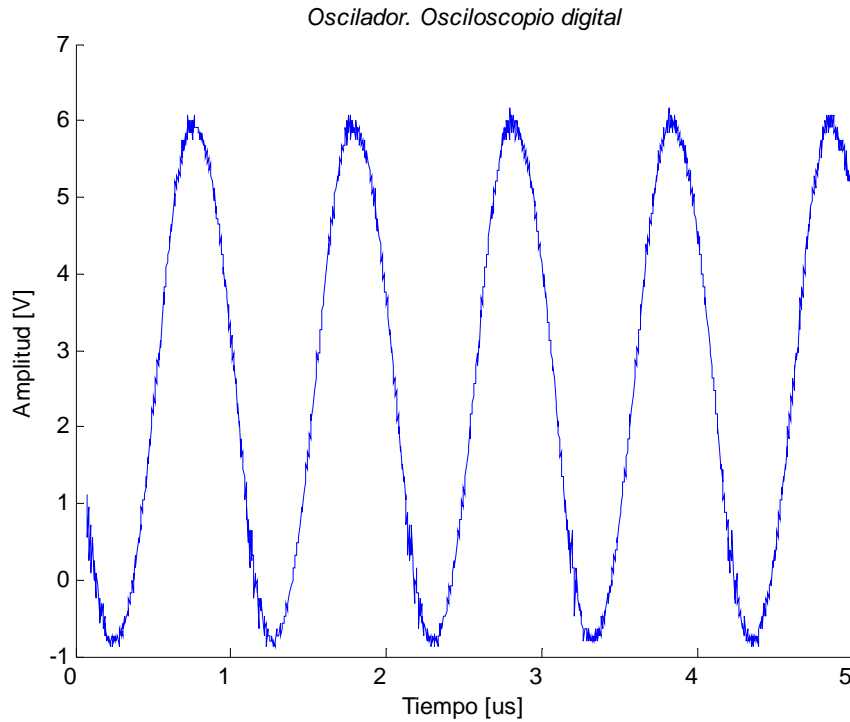


Figura 5.1. Señal del oscilador captada por un osciloscopio digital.

V.1.2. Pruebas al temporizador

La siguiente etapa de la cual es importante conocer como actúa es la del temporizador.

Debemos observar que la frecuencia de la señal generada por el temporizador debe ser de 1 kHz y el ciclo de trabajo sea de 20%.

Continuando con las mediciones para caracterizar el dispositivo de terapia ultrasónica se obtuvo la señal generada en el temporizador. En la Figura 5.2 se muestra la señal captada por el osciloscopio digital.

Al hacer las mediciones con osciloscopio se observó que el periodo de la señal es de 1.016 ms, indicando una frecuencia de 984 Hz y con un ciclo de trabajo equivalente a 198 μ s.

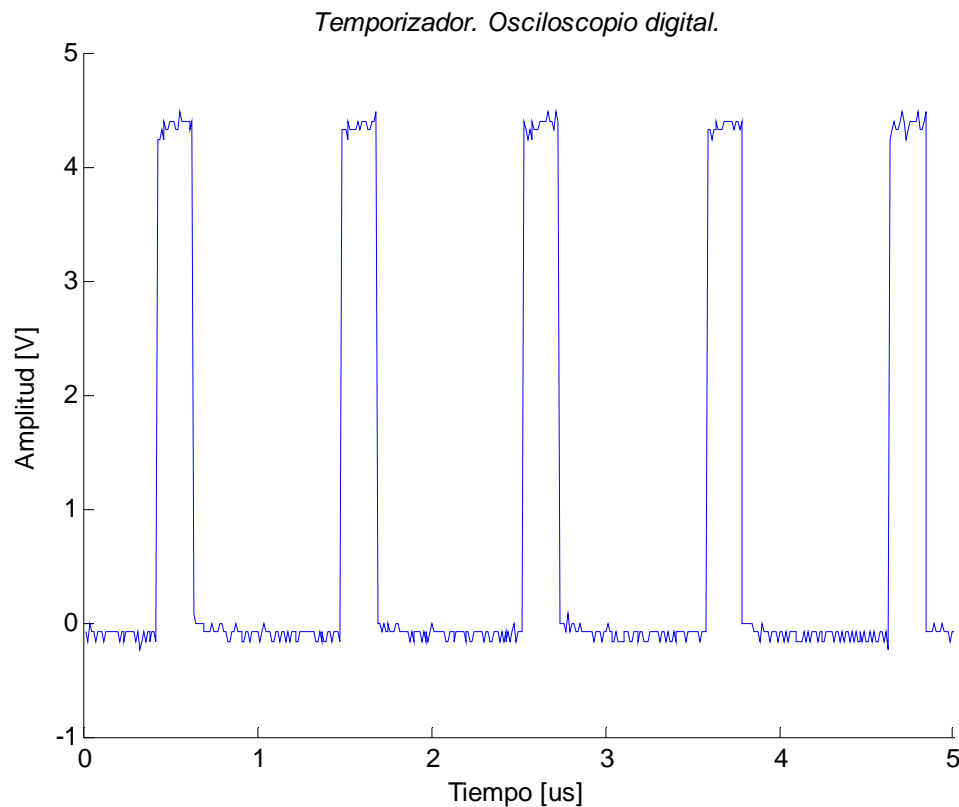


Figura 5.2. Señal captada por el osciloscopio digital en el temporizador.

V.1.3. Pruebas a la etapa de control

La etapa de control es la encargada del manejo adecuado del dispositivo de terapia ultrasónica; en la primera parte de esta etapa un microcontrolador se encarga de manejar el tiempo adecuado de funcionamiento del dispositivo y también es el encargado de mandar las señales de control a las compuertas para realizar una adecuada modulación de las señales provenientes del oscilador y del temporizador.

Conociendo que el tiempo en que tarda en ejecutarse una instrucción es de $1 \mu s$ en el microcontrolador y haciendo uso de un temporizador de dicho dispositivo, los tiempos establecidos en las rutinas de control fueron diseñadas con exactitud (rutinas de 1 s y 20 minutos). El manejo de las funciones de inicio (**START**) y reset (**RESET**) también fueron adecuados en su implementación.

En la segunda parte de esta etapa se encuentran las compuertas las cuales tienen por objetivo modular la señal proveniente del oscilador con la señal proveniente del temporizador, para dar al equipo una señal pulsada de ultrasonido.

La Figura 5.3 muestra la señal capturada a través del osciloscopio digital a la salida de las compuertas. En ella se mantienen los parámetros obtenidos para la señal del temporizador: periodo 1.016 ms, frecuencia 984 Hz y ancho del pulso 198 μ s.

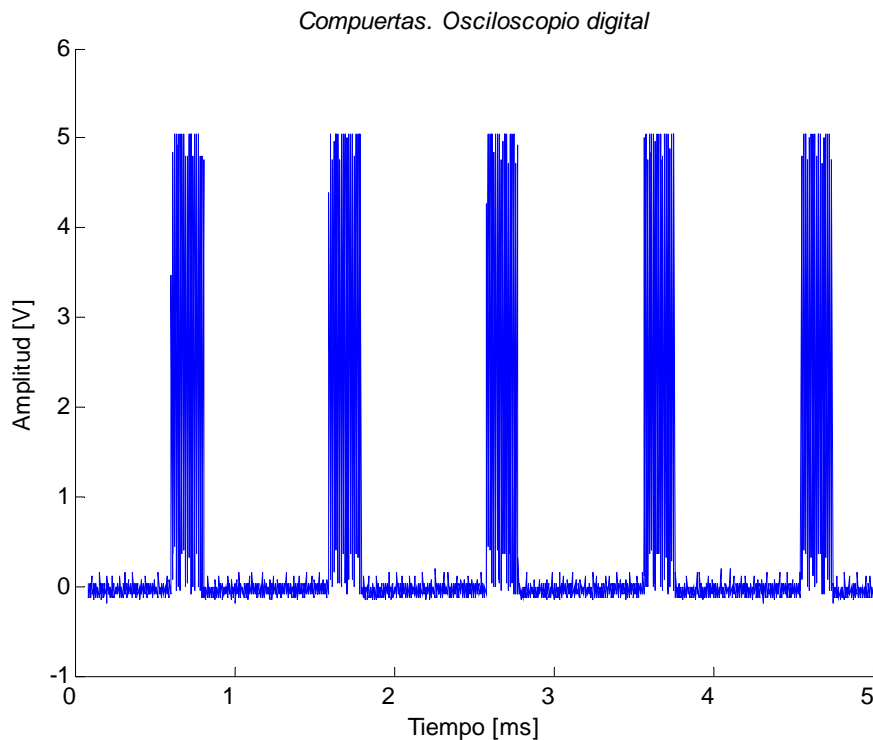


Figura 5.3. Señal captada a la salida de las compuertas del dispositivo de terapia ultrasónica.

V.1.4. Pruebas a la etapa de acondicionamiento

La etapa de acondicionamiento es la encargada de acoplar los diferentes voltajes a los cuales se va a trabajar. Dichos voltajes varían desde una fuente fija de 5 V a una fuente variable con salida máxima cercana a los 18 V. La finalidad de esta variación de voltaje, como se menciona en el capítulo anterior (Pág. 65), es la de poder modificar el valor de la potencia irradiada por el transductor, esto nos es útil para el momento de calibrar a un valor específico que para nuestra aplicación es de 30 mW/cm^2 .

Un segundo objetivo de esta etapa es la de filtrar la señal generada en las diferentes etapas ya mencionadas, pues la señal que hasta esta etapa se tiene es una señal cuadrada con frecuencia de 1 MHz (Figura 5.4). Se implementó un circuito sintonizador a la frecuencia de 1 MHz para obtener una señal senoidal con dicha frecuencia.

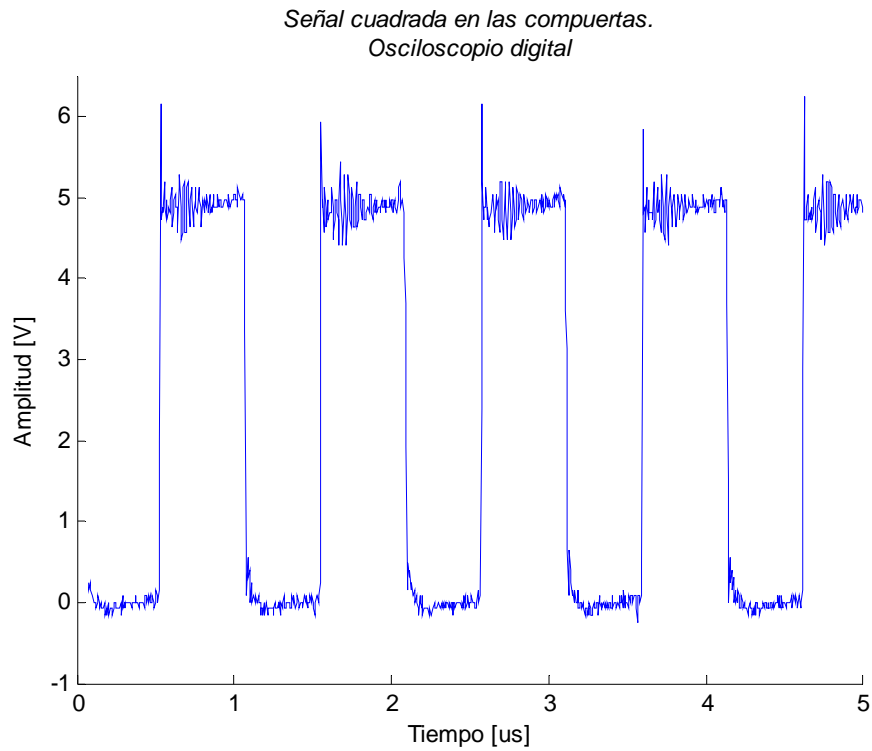


Figura 5.4. Señal medida a la salida de las compuertas con frecuencia de 1 MHz.

En la Figura 5.5 se observa la señal captada con el osciloscopio digital enviada al transductor ultrasónico.

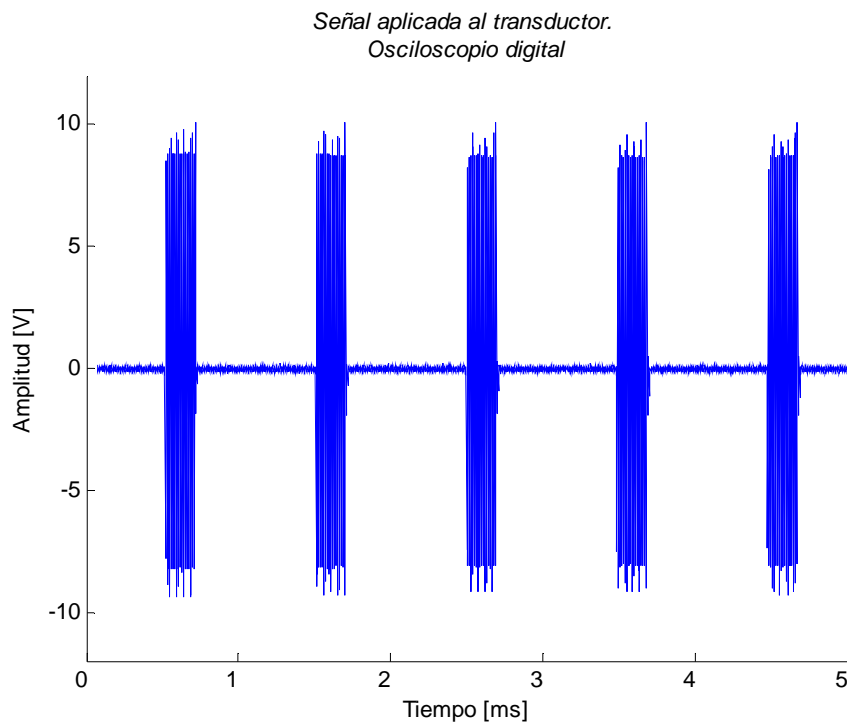


Figura 5.5. Señal enviada al transductor en el dispositivo de terapia ultrasónica captada por el osciloscopio digital.

En la Figura 5.6 se aprecia la onda senoidal resultante del circuito sintonizador con frecuencia de 1 MHz captada por el osciloscopio digital.

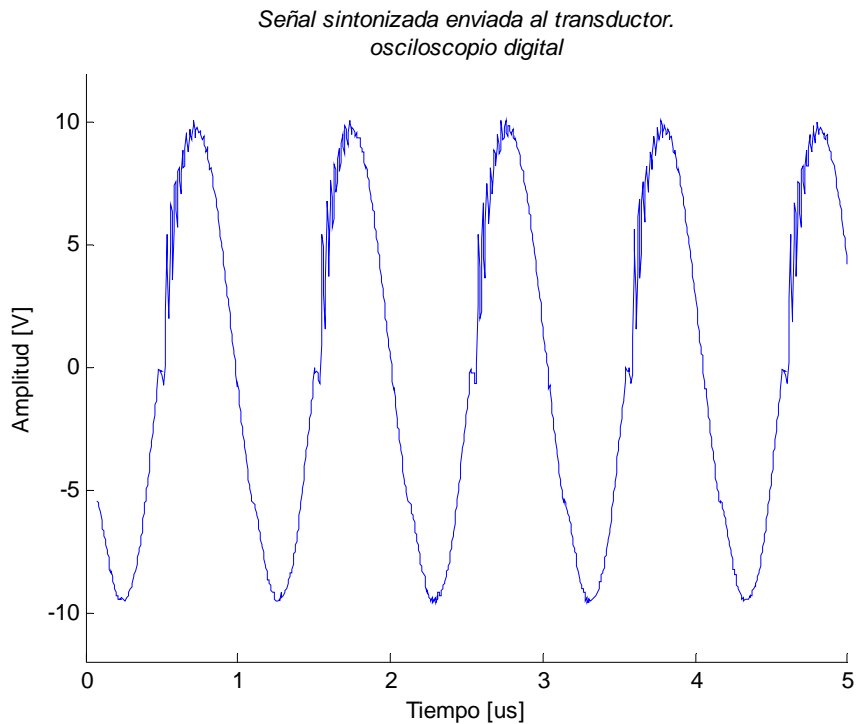


Figura 5.6. Señal captada por el osciloscopio digital enviada al transductor ultrasónico.

V.2. Análisis de resultados

Los análisis realizados al equipo de terapia ultrasónica después de diferentes pruebas indican que el diseño del dispositivo presenta una variación en el periodo de la señal generada por el oscilador de $\pm 2.9 \%$ con respecto al periodo para el cual se diseñó que es de $1 \mu\text{s}$. La frecuencia tiene una variación de $\pm 2.72 \%$ con respecto a la frecuencia de diseño del oscilador que es de 1 MHz.

El temporizador presenta una variación de $\pm 1.5 \%$ en el periodo de la señal que genera, tomando como referencia el periodo para el cual se diseñó que fue de 1 ms. La variación en la frecuencia de la señal generada fue de $\pm 1.5 \%$ de acuerdo con los datos obtenidos mediante osciloscopio. El ciclo de trabajo para el que se diseñó el temporizador es de $200 \mu\text{s}$ y mediante la ayuda de un osciloscopio se obtuvo una medición de $198 \mu\text{s}$, habiendo una variación de $\pm 1 \%$.

La etapa de control conservó los valores que se obtuvieron en las etapas anteriores, manteniéndose las mismas variaciones que en las etapas del oscilador y del temporizador.

Finalmente, en la etapa de acondicionamiento el circuito sintonizador genera una señal senoidal con un periodo de $1 \mu\text{s}$ y una frecuencia exacta de 1 MHz, siendo estos los valores para los cuales se diseñó.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES

CAPÍTULO VI

VI.1. CONCLUSIONES

El diseño y desarrollo del equipo de terapia ultrasónica se llevó a cabo logrando un diseño adecuado de acuerdo con los requerimientos que se propusieron para dicho dispositivo. Durante el diseño de cada una de las etapas que conforman el dispositivo de terapia ultrasónica para la consolidación ósea aplicando ultrasonido pulsado de baja intensidad se contempló que el diseño fuera lo más sencillo posible, logrando un dispositivo compacto de tal manera que el consumo de energía sea mínimo y logrando que el manejo del equipo para el usuario final sea amigable al no requerir prácticamente manipulación del personal que utilizará dicho dispositivo, solo es necesario encender el equipo, presionar START y esperar a que el tiempo en el cual el equipo esté en funcionamiento concluya controlado por el mismo equipo, indicado de manera visual el tiempo que resta para la aplicación y de manera audible el fin de la sesión.

Debido a que la última etapa permite una variación del voltaje de salida gracias a una fuente variable es posible modificar el valor de la potencia irradiada por el transductor, ésta es una ventaja significativa ya que la forma de onda (onda senoidal) no se ve modificada salvo en su amplitud, permitiendo realizar estudios sobre la consolidación ósea al variar la potencia aplicada a la zona de la fractura manteniendo constante la frecuencia, dichos estudios, con las características que se mencionan, son escasos o nulos en la bibliografía actual.

De manera particular, cada una de las etapas que conforman el equipo de terapia ultrasónica presentan características que son muy cercanas a los valores para las cuales fueron diseñadas, y de acuerdo con el análisis de resultados se puede afirmar que todas las señales generadas por el equipo pueden estar entre $\pm 3\%$ del valor indicado, siendo un buen diseño.

Una característica novedosa en la construcción del dispositivo de terapia ultrasónica fue el hecho de implementar un transformador PCB, cuya bibliografía se encuentra disponible desde 1998 pero sus implementaciones prácticas datan de unos pocos años atrás. Es importante el seguir con el desarrollo y estudio de dichos transformadores ya que presentan características que los hacen adecuados para su uso en altas frecuencias.

Los elementos que más energía consumen en el equipo terapéutico son los display de siete segmentos, por ello, al momento de diseñar la etapa de control se consideró que sólo un display fuera encendido a la vez, pero implementado a una velocidad tal que para el ojo humano fuera imperceptible, logrando así que el consumo sea mínimo. Esto se resolvió

implementando en el microcontrolador encargado de manejar dichos elementos la técnica de multiplexión.

Los resultados obtenidos avalan el dispositivo de terapia ultrasónica para la consolidación de huesos, por lo que se concluye que el diseño y la construcción de dicho dispositivo cumple con los objetivos establecidos en este trabajo.

VI.2 TRABAJO A FUTURO

En colaboración con el Departamento de Ingeniería Biomédica de la Universidad Federal de Rio de Janeiro, Brasil, se continuará con la caracterización del dispositivo de terapia ultrasónica, donde se evaluará la potencia que el transductor es capaz de irradiar y poderlo ajustar a 30 mW/cm^2 ya que en el IIMAS no se cuenta con un equipo para hacer dicha evaluación.

En una etapa posterior se harán las pruebas clínicas correspondientes al equipo de terapia ultrasónica para la consolidación de huesos mediante la aplicación de ultrasonido pulsado de baja intensidad en humanos en dicho Departamento.

Las pruebas clínicas se harán aplicando a pacientes humanos con un desarrollo maduro del sistema óseo una señal ultrasónica de baja intensidad de 30 mW/cm^2 , 1 MHz, sinusoidal pulsada en paquetes de 200 μs de duración y repetidos con una frecuencia de 1 kHz, aplicándola de forma transcutánea por 20 minutos diariamente. La estimulación ultrasónica se aplicará sobre el sitio de la fractura con el equipo de terapia ultrasónica diseñado y detallado a lo largo de estos capítulos.

La terapia ultrasónica se espera que sea aplicada a los siguientes huesos: escafoides, húmero, radio, metacarpiano y tibia. Se estima que el tiempo desde el inicio del tratamiento hasta la curación de la fractura sea de poco más de 10 semanas esperando un índice de curación de 100% de los casos de acuerdo con los estudios realizados con anterioridad.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

- [1] *J A Gallego-Juarez*. Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers 1989 J. Phys. E: Sci. Instrum. 22 pag. 804-816.
- [2] *Jaffe, Bernard*. Piezoelectric ceramics, London: Academic, 1971. 317 pag.
- [3] *Mason Warren P*. Piezoelectric crystals and their application to ultrasonics. Publisher D. Van Nostrand; 1st edition (1950)
- [4] FERROPERM Piezoceramics A/S. <http://www.ferroperm-piezo.com/>
- [5] *A. Ramos, P.T. Sanz, F.R. Montero, E. Riera*, “Generación eficiente de impulsos ultrasónicos breves con Mos-Fet: Análisis temporal del impulso de disparo. Influencia de la carga.” *Rev. Tec. Iberoamericana Mundo Electrónico*, nº168, pp117 -124, 1986.
- [6] *Juan Gallego Juarez*. Transductores ultrasónicos de potencia. Red Iberoamericana de tecnologías ultrasónicas, publicaciones en línea: <http://www.iai.csic.es/ritul/pubs.html>
- [7] *Serway, Raymond*. Física, 3ª ed. McGraw Hill
- [8] *Rodriguez O. Monreal R*. Acceleration of osseous fracture repair by pulsed low-intensity ultrasound therapy: a preliminary study. *International Orthopedics*, Volume 30, Number 5, October 2006, pp. 433-433(1)
- [9] *Evans D. McDicken W.N* Doppler Ultrasound: physic, instrumentation and signal processing.
- [10] *Diez García, Ballesteros Riveró, Coronado Zarco, Cruz Medina, Espejo Medina, Lara Alvarado, Saavedra Mercado* Ultrasonido de baja intensidad en el tratamiento de la consolidación ósea de radio y cúbito. *Rev Mex Med Fis Rehab* 2001; 13 (3): 80-83
- [11] *JD Heckman, JP Ryaby, J McCabe, JJ Frey and RF Kilcoyne*. Acceleration of tibial fracture-healing by non-invasive, low-intensity pulsed ultrasound. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1994; 76-A: 26-34.
- [12] *Nandkumar M. Rawool, MD, Barry B. Goldberg, MD, Flemming Forsberg, PhD, Alan A. Winder, PhD and Eric Hume, MD*. Power Doppler Assessment of Vascular

Changes During Fracture Treatment With Low-Intensity Ultrasound. 1997, Trans 83rd Radiol Soc North Am 83:421

- [13] *David Tse'ela*. The use of Low-Intensity Ultrasound (LiUS) as a method of accelerating bone fracture healing. Universidad Hebrea de Jerusalem. 2003.
- [14] *Konstantinos N. Malizos, Michael E. Hantes, Vassilios Protopappas, Athanasios Papachristos*. Low-intensity pulsed ultrasound for bone healing: An overview. *Injury*. 2006 Apr;37 Suppl 1:S56-62. Epub 2006 Apr 3.
- [15] *Duarte L.R.* The Stimulation of Bone Growth by Ultrasound. *Arch Orthop. Trauma Surg* 1983; 101: 153-59.
- [16] *Andrew A. Marino, Robert O. Becker*. Piezoelectric Effect and Growth Control in Bone. *Nature*. 1970 Oct 31; 228(5270):473-4.
- [17] *Schortinghuis J, Stegenga B, Raghoobar GM, de Bont LG*. Ultrasound stimulation of maxillofacial bone healing. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003; 14(1): 63-74.
- [18] *Clinton Rubin, PHD, Mark Bolander, MD, John P. Ryaby, BS, and Michael Hadjiargyrou, PHD*. The Use of Low-Intensity Ultrasound to Accelerate the Healing of Fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2001 Feb; 83-A(2):259-70.
- [19] *A A Pilla, M. Figuerreiro, P. Nasser, J. M. Alves, J. T. Ryaby, M. Klein, J. J. Kaufman, R. S. Siffert*, Pulsed sine wave ultrasound accelerates bone fracture repair. *Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium*, 1989.
- [20] *A A Pilla, M. Figuerreiro, P. Nasser, J. M. Alves, J. T. Ryaby, M. Klein, J. J. Kaufman, R. S. Siffert*, Acceleration of bone repair by pulsed sine wave ultrasound: Animal, Clinical and Mechanistic Studies. *En Electromagnetics in Biology and Medicine*, ed. by C.T. Brighton and S.R. Pollock, San Francisco Press, 331-341, 1991.
- [21] *Zi-Jun Zhang, James Huckle, Clair A. Freacomano, Richard G. S. Spencer*. The Influence of Pulsed Low-Intensity Ultrasound on Matrix Production of Chondrocytes at Different Stages of Differentiation: An Explant Study. *Ultrasound Med Biol*. 2002 Nov-Dec; 28(11-12):1547-53.
- [22] *M. McGavan McAlinden*. Fracture healing using low intensity pulsed ultrasound. *CMAJ*. 2002 July 23; 167(2): 128.

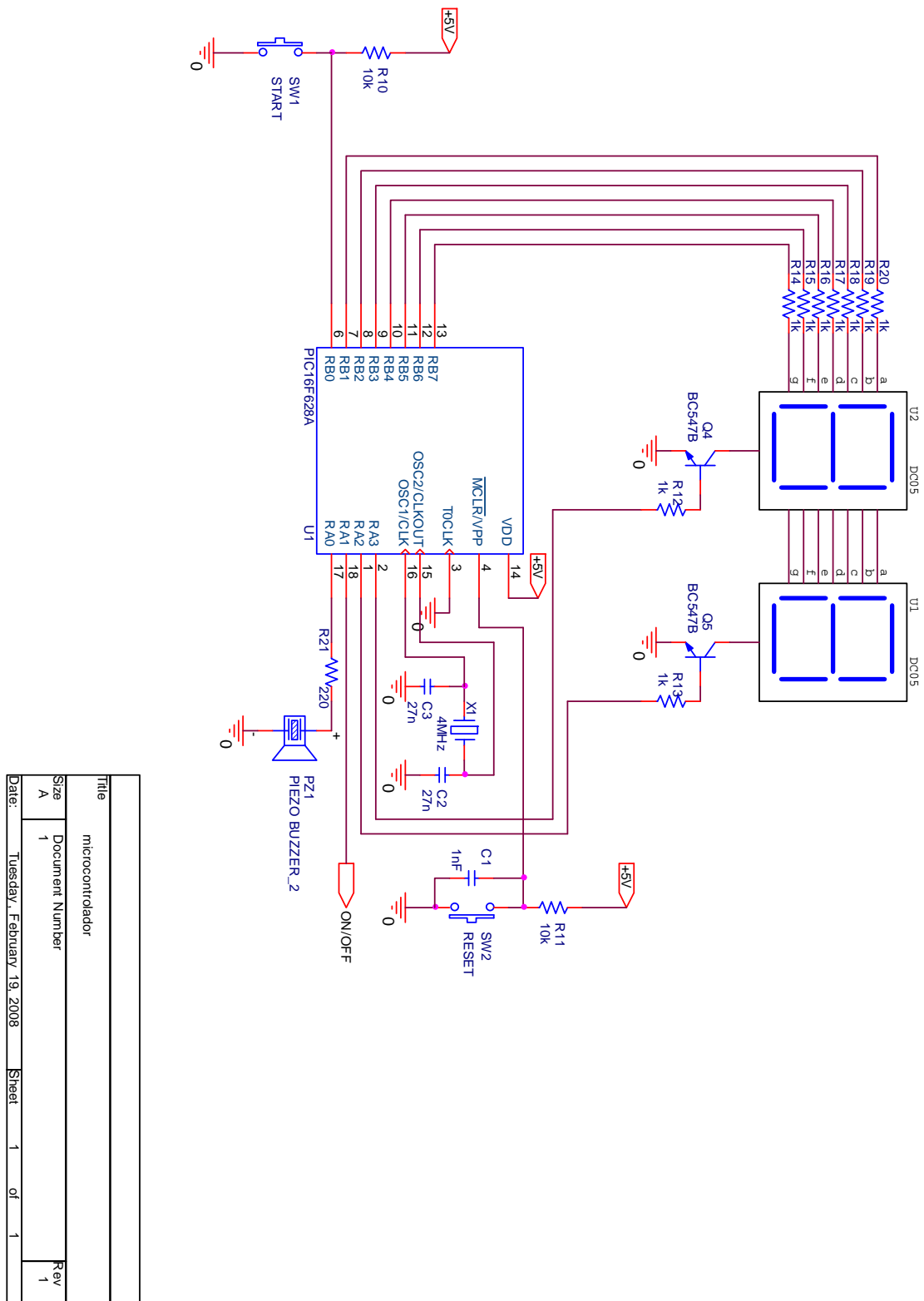
-
- [23] *Heather M. Argadine, Randall R. Kinnick, Mark E. Bolander, James F. Greenleaf* 1 kHz Low Power Sound Stimulates ATDC5 Chondrocytes. *Proceedings IEEE Ultrasonics Symposium*, 2005.
- [24] *El-Mowafi Hani, Mona Mohsen*. The effect of low-intensity pulsed ultrasound on callus maturation in tibial distraction osteogenesis. *Int Orthop*. 2005 Apr; 29(2): 121-4. Epub 2005 Feb 1.
- [25] *Stuart J Warden, Robyn K Fuchs, Chris K Kessler, Keith G Avin, Ryan E Cardinal, Rena L Stewart*. Ultrasound Produced by a Conventional Therapeutic Ultrasound Unit Accelerates Fracture Repair. *PHYS THER* Vol. 86, No. 8, August 2006, pp. 1118-1127
- [26] *Kenneth Koval, MD*, Accelerated Healing of Fractures and Nonunions with Ultrasound can no longer issue *Technology*. 21st Annual Orthopaedic Trauma Seminar, 2000.
- [27] *Warden S.J., Bennell K.L., McMeeken J.M., Wark J.D.* Acceleration of Fresh Fracture Repair Using the Sonic Accelerated Fracture Healing System (SAFHS): A Review. *Calcif Tissue Int*. 2000 Feb; 66(2):157-63.
- [28] *Joseph A. Spadaro, Stephen A. Albanese*. Application of Low-Intensity Ultrasound to Growing Bone in Rats. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Volume 24, Number 4, May 1998, pp. 567-573(7)
- [29] *Monreal Ricardo*. The effect of ultrasound on the healing of muscle-pediculated Bone graft in scaphoid non-union. *International Orthopaedics*, Volume 30, Number 5, October 2006, pp. 434-434(1)
- [30] *Lirani-Galvão Ana Paula, Jorgetti Vanda, Lopes da Silva Orivaldo*. Comparative Study of How Low-Level Laser Therapy and Low Intensity Pulsed Ultrasound Affect Bone Repair in Rats. *Photomedicine and Laser surgery*. Volumen 24, Numero 6, 2006.
- [31] *Rong-Sen Yanga, Win-Li Linb, Ying-Zhen Chenb, Chih-Hsin Tangc, Tsang-Hai Huangd, Bing-Yuh Lud, Wen-Mei Fu*. Regulation by ultrasound treatment on the integrin expression and differentiation of osteoblasts. *Bone*. 2005 Feb;36(2):276-83.
- [32] Nota de aplicación AN-118 Fairchild Semiconductor.
- [33] *García Moreno Eugeni*. Apuntes de sistemas electrónicos de comunicación. Universitat de les Illes Balears, España.
http://www.uib.es/depart/dfs/GTE/education/telematica/sis_ele_comunicacio/
-

-
- [34] *Tang S. C.S. Hui S. Y. Henry Shu-Hung Chung.* Characterization of coreless printed circuit board (PCB) transformers. Power Electronics Specialists Conference, 1999. PESC 99. 30th Annual IEEE Volume 2, Issue , 1999 Page(s):746 - 752 vol.2.
- [35] *Tang, S.C.; Hui, S.Y.; Henry Shu-Hung Chung.* Coreless planar printed-circuit-board (PCB) transformers-a fundamental concept for signal and energy transfer. Power Electronics, IEEE Transactions on Volume 15, Issue 5, Sep 2000 Page(s):931 – 941.
- [36] *Durruthy Rodríguez María Dolores, Hernández García Moisés, Suárez Gómez Amaury.* Estudio de la sinterización viscosa en el sistema PZT(54/46) bajo los efectos de diferentes sustituyentes . Revista Cubana de Física, Vol. 19, No 2, 2003, pp. 110
- [37] *Desilets, C.S.; Fraser, J.D.; Kino, G.S.* The Design of Efficient Broad-Band Piezoelectric Transducers. Sonics and Ultrasonics, IEEE Transactions on Volume 25, Issue 3, May 1978, Page(s): 115 – 125
- [38] *M.G. Silk.* "Ultrasonic transducers for Nondestructive Testing", Adam Hilger Ltd., Bristol, (1984).
- [39] *F.S. Foster, L.K. Ryan, D.H. Turnbull.* Characterization of Lead Zirconate Titanate Ceramics for Use in Miniature High Frequency (20-80 MHz). Transducers, IEEE Trans on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control , 38, pp. 446-453, 1991.
- [40] *K. K. Shung, M. Zipparo,* “ Ultrasonic transducer and arrays”, IEEE Trans. Eng Med. Biol., 15. pp 20-30. (1996).
- [41] *J.L. San Emeterio, A. Ramos, P.T. Sanz, E. Riera.* "Modelado teórico de transductores piezoeléctricos multicapa para aplicaciones ecográficas: Análisis en el dominio de la frecuencia". Mundo Electrónico, N° 186, (1988).
- [42] *Sedra Adel, Smith Kenneth.* Circuitos Microelectrónicos. 5a edición. McGraw Hill.
- [43] *Faguaga Martin.* Diseño, fabricación y caracterización de transductores piezoeléctricos para su aplicación en end. XIV Jornadas de Jovens Pesquisadores da AUGM: Empreendedorismo, Inovação Tecnológica e Desenvolvimento Regional. Universidade Estadual de Campinas 2006.
- [44] *B. St. John Brown.* How safe is diagnostic ultrasonography? Can Med Assoc J. 1984; 131:307-311.
- [45] *Rubin CT, Hausman MR.* The cellular basis of Wolff's law. Transduction of physical stimuli to skeletal adaptation. Rheum Dis Clin North Am. 1988 Dec; 14(3):503-17.

- [46] *Jason W. Busse, Mohit Bhandari, Abhaya V. Kulkarni, Eldon Tunks.* The effect of low-intensity pulsed ultrasound therapy on time to fracture healing: a meta-analysis. *Canadian Medical Association Journal* 2002 166: 437-441.
- [47] *John E. Tis a,c, Rainer H. Meffert a, Nozomu Inoue a, Edward F. McCarthy b, M. Shaun Machen a,c, Kathleen A. McHale c, Edmund Y.S. Chao.* The effect of low intensity pulsed ultrasound applied to rabbit tibiae during the consolidation phase of distraction osteogenesis. *J Orthop Res.* 2002 Jul; 20(4):793-800.
- [48] *Handolin Lauri.* The effects of Low Intensity Ultrasound in Bioabsorbable Self-Reinforced Poly-L-Lactide-Fixed Cancellous Bone Fracture. University of Helsinki, Helsinki 2006
- [49] *Hui, S.Y. Tang, S.C. Henry Shu-Hung Chung.* Optimal operation of coreless PCB transformer-isolated gate drive circuits with wide switching frequency range. *Power Electronics, IEEE Transactions on.* May 1999. Volume: 14, Issue 3. pag: 506-514.
- [50] *Li Rulai, Zhu Yisheng.* The structure and analysis of coreless printed circuit board transformers. *Antennas, propagation and EM Theory, 2003. Proceedings.* 2003 6th International Symposium on. 28 Oct.-1 Nov. 2003. Pag. 758- 761.
- [51] *Tang S. C., Hui S. Y. R., Chung H. S. H.,* "A low-profile power converter using printed-circuit board (PCB) power transformer with ferrite polymer composite", *IEEE Transactions on Power Electronics*, 16(4), IEEE, USA, July 2001, pp 493-498.
- [52] *Rodríguez Rúa Orlando R., Monreal Ricardo, Chong-Quero J. Enrique.* Ultrasonido de baja intensidad para el tratamiento de fracturas óseas con retardo en la curación. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica.* Volumen 26. No.1, 2005.

APÉNDICE A

La figura A1 y A2 muestran el diagrama esquemático del sistema de terapia ultrasónica.



Title		microcontrolador
Size		Document Number
A	1	Rev 1
Date:	Tuesday, February 19, 2008	Sheet 1 of 1

Figura A1. Diagrama esquemático sistema de terapia.

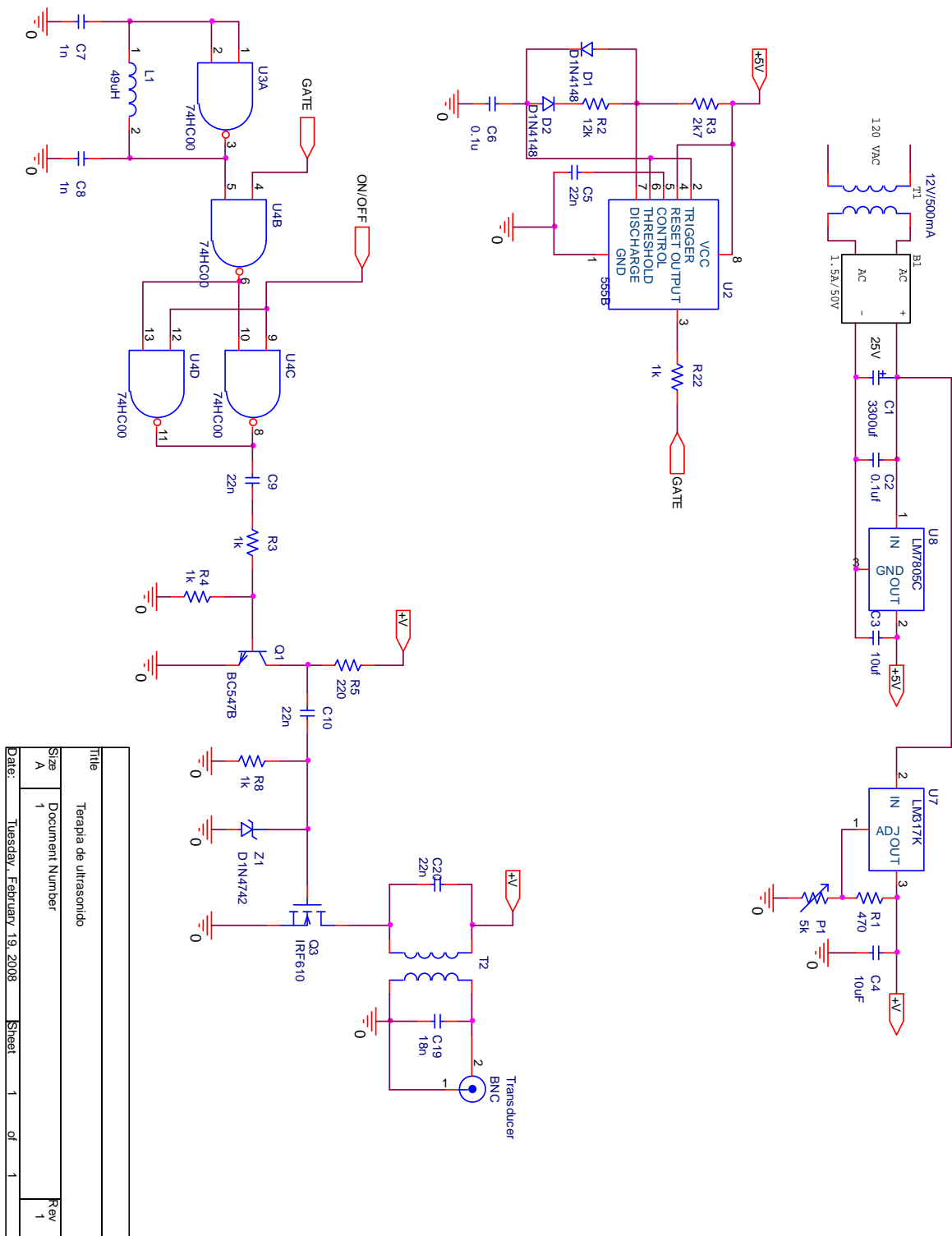


Figura A2. Diagrama esquemático sistema de terapia (continuación).

Title		Terapia de ultrasonido	
Size	Document Number	Rev	
A	1	1	1
Date:	Tuesday, February 19, 2008	Sheet	1 of 1

La Figura A3 se presenta el circuito impreso. Lado de componentes del sistema de terapia ultrasónica.

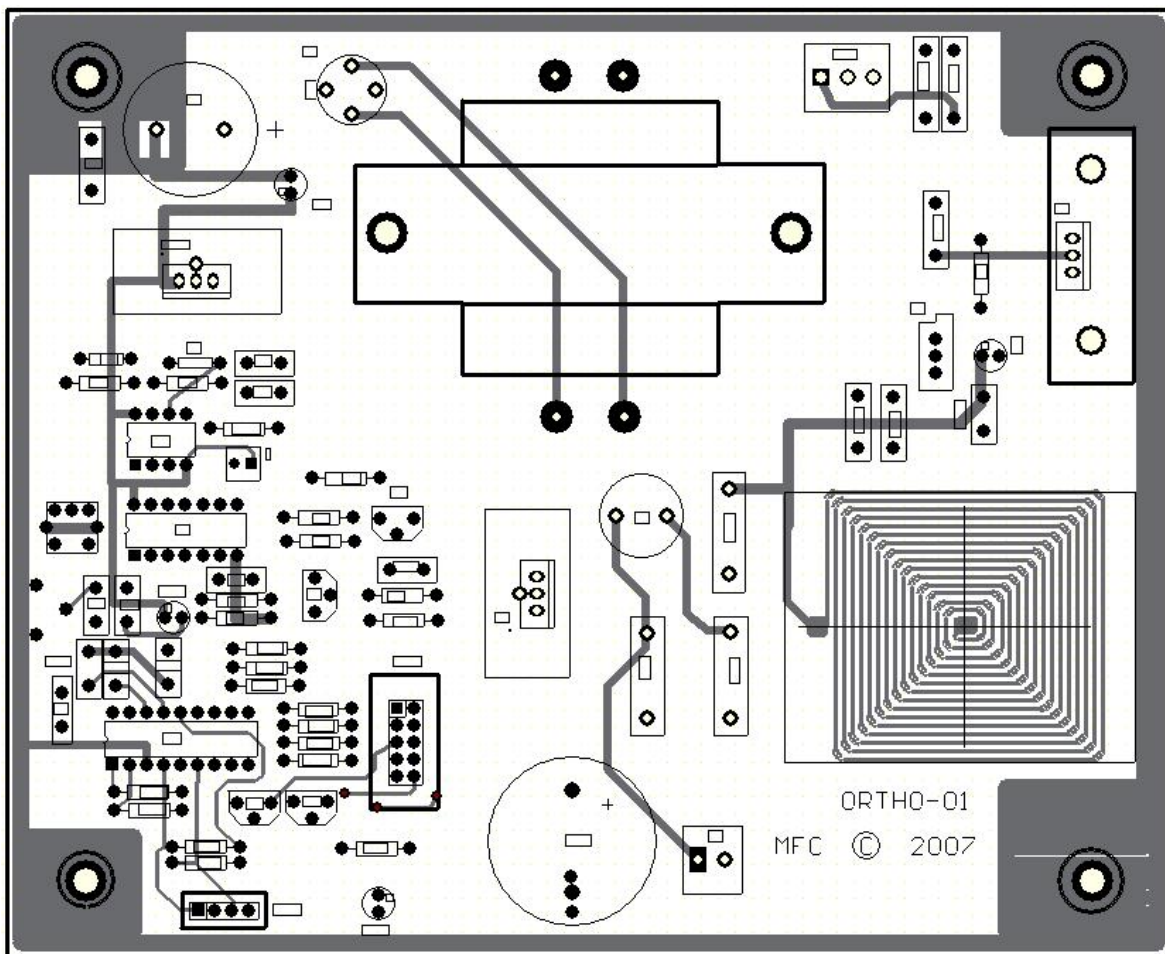


Figura A3. Circuito impreso lado componentes.

La Figura A4 muestra el lado soldadura del circuito impreso.

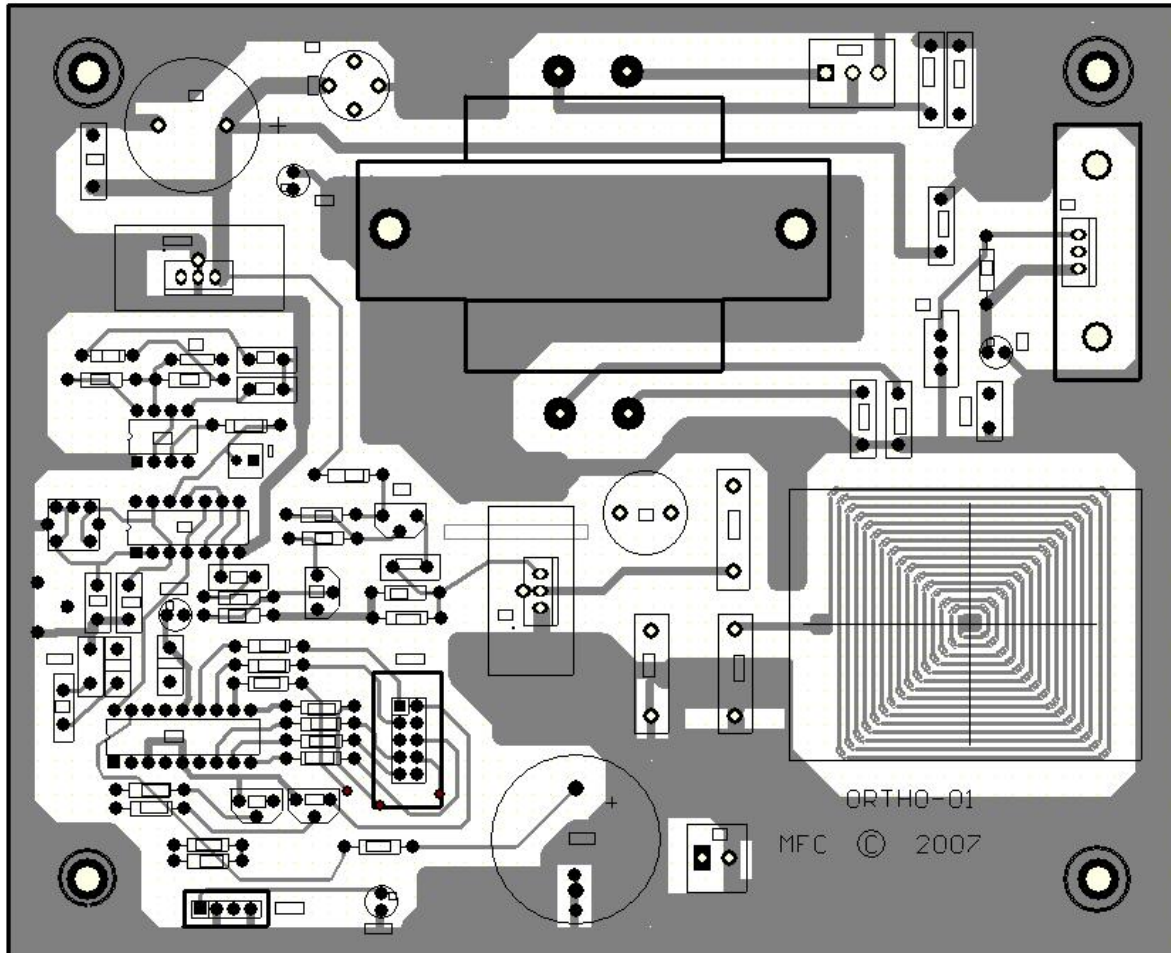


Figura A4. Circuito impreso lado soldadura.

APÉNDICE B

La Figura B1 muestra el diagrama de flujo implementado en el microcontrolador.

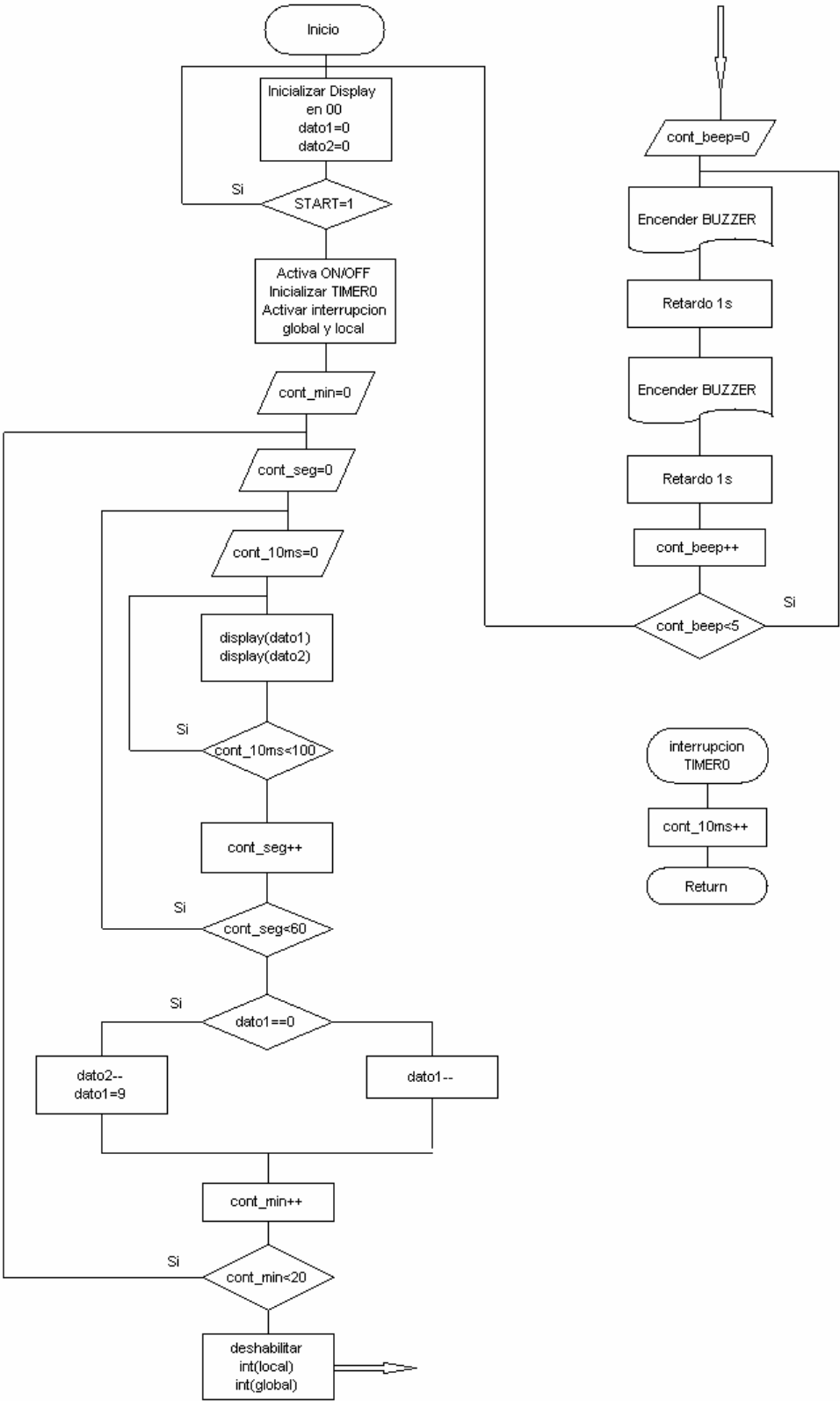


Figura B1. Diagrama de flujo.

El código implementado en lenguaje ensamblador a partir del diagrama de flujo de la figura A3 sobre el microcontrolador PIC16F628A se muestra a continuación.

```

;=====
;
;          UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
;    INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN MATEMATICAS APLICADAS Y EN SISTEMAS
;
;          PROGRAMA PARA RELOJ DE 20 MINUTOS EN UN DISPLAY CON ALARMA
;          Y CON SALIDA DE CONTROL
;
;=====
;=====
;
;          NOMBRE DEL PROGRAMA: descendente.asm
;          AUTOR:HUMBERTO CONTRERAS TELLO
;
;=====
;
;ESTE PROGRAMA UTILIZA UN DISPLAY DE DOS DIGITOS DE SIETE SEGMENTOS
;CATODO COMUN PARA DESPLEGAR LA CUENTA DESCENDENTE DE 20 MINUTOS HASTA
;CERO.
;
;AL ENERGIZAR EL PIC:
;  a)EL DISPLAY MUESTRA LOS DIGITOS 00.
;  b)SALIDA DE CONTROL (RA1) APAGADA (OFF).
;  c)TERMINAL DE ALARMA (RA0) GENERA UN PULSO POSITIVO DE 0.5 SEG
;     (BEEP).
;
;AL OPRIMIR EL BOTON DE START SEÑAL DE CONTROL (RA1) ACTIVADA (ON) Y EL
;DISPLAY A 20 MINUTOS. EL DISPLAY EMPIEZA A DESCONTAR MINUTO A MINUTO,
;DESPUES DE HABER OPRIMIDO EL BOTON START.
;
;AL LLEGAR EL DISPLAY A 00, LA TERMINAL DE CONTROL (RA1) APAGADA (OFF), Y
;EN LA ALARMA SE GENERAN 5 PULSOS CON DURACION DE 0.5 SEG CON INTERVALOS
;DE 0.5 SEG.
;
;EN CUALQUIER MOMENTO QUE SE PRESIONE EL BOTON DE RESET LA CUENTA PARA Y
;EL DISPLAY VUELVE A 00, LA TERMINAL DE CONTROL (RA1) SE APAGA (OFF) Y
;POR LA TERMINAL DE SALIDA SE GENERA UN PULSO DE 0.5 SEG.
;
;LA CUENTA DESCENDENTE SOLO SE INICIA OPRIMIENDO EL BOTON DE START.
;U2-->DIGITO DE MAYOR PESO EN DISPLAY
;U1-->DIGITO DE MENOR PESO EN DISPLAY
;
;=====
;
;          ESPECIFICACION DEL DISPOSITIVO
;
;          PIC16F628A
;          PROTECCION DE CODIGO DESACTIVADA
;          WDT DESACTIVADO
;          MCLRE ACTIVADO
;          ENSAMBLADO EN MPLAB v7.61
;
;=====

```



```

list p=16F628A

__CONFIG _CP_OFF & _WDT_OFF & _PWRTE_ON & _LVP_OFF & _MCLRE_ON & _XT_OSC
;
;=====
;
;          ASIGNACION DE ETIQUETAS
;   #include <p16f628a.inc>
;PCL equ      0x02
;STATUS equ   0x03      ;Dirección registro de estado en el banco 0
;RP0 equ     0x05      ;bit 5 en STATUS,para seleccion de pagina
;RP1 equ     0x06      ;bit 6 en STATUS,para seleccion de pagina
;CMCON equ   0x1F      ;Dirección del registro CMCON en el banco 0
;
;=====
;
;          RESERVACION DE REGISTROS EN MEMORIA RAM

cblock      20h
DATO1
DATO2
CONT1
CONT2
CONT3
CONT4
c1
c2
c3
d1
d2
W_TEMP
STATUS_TEMP
endc
;
;=====
;=====--RESET=====
;
;          org      00h
;          goto start
;=====-----INTERRUPCION-----
;          org      04h
;          goto RSI
;          org      05h
;=====
;=====PROGRAMA PRINCIPAL=====
;-----INICIALIZACION DE PUERTOS-----

start clrf  PORTA          ;Limpia el PORTA
      movlw 0x07
      movwf CMCON         ;Deshabilito comparadores,activo PORTA
      clrf  PORTB         ;Limpia PORTB
      bcf   STATUS, RP1
      bsf   STATUS, RP0    ;Selección de banco 1
      movlw 0x00
      movwf TRISA         ;Habilitar PORTA-->salidas

```

```

movlw 0x01
movwf TRISB           ;RB0-->entrada, RB1-RB7-->salidas
bcf  STATUS, RP1
bcf  STATUS, RP0     ;Selección de banco 0
movlw 0x0D
movwf PORTA         ;RA1=0 RA0,RA2,RA3=1,activar alarma
movlw 0x7E
movwf PORTB         ;colocar en display 00
call BEEP           ;tiempo para un beep de 0.5 seg
call BEEP           ;tiempo para un beep de 0.5 seg
bcf  PORTA,0        ;RA0=0, desactivar alarma

;-----CONFIGURACION DE TIMER0-----
bcf  STATUS, RP1
bsf  STATUS, RP0     ;Selección de banco 1
movlw b'10000110'   ;Timer0 en modo temporizador,prees=128
movwf OPTION_REG
bcf  STATUS, RP1
bcf  STATUS, RP0     ;Selección de banco 0

;-----ACTIVACION DE START-----

start1 btfsc PORTB,0 ;leer START
goto start1
bsf  PORTA,1         ;RA1=1,activacion de señal de control
movlw 0x09
movwf DAT01         ;inicializacion de registros auxiliares
movlw 0x07
movwf DAT02
movlw 0xB2
movwf TMR0          ;inicializar el timer0 con 178
movlw b'10100000'
movwf INTCON        ;Activar interrupcion local y global
movlw 0x14
movwf CONT3         ;Control de 20 minutos
temp12 movlw 0x3C    ;valor 3C=60
movwf CONT2         ;Control de bucle para 1 min
temp1 movlw 0x00
movwf CONT1         ;Control de bucle para obtener 1 seg
tiempo call DISPLAYU2 ;Activacion y decodificacion de display U2
call DISPLAYU1      ;Activacion y decodificacion de display U1
movf  CONT1,0       ;Ha pasado un segundo?
xorlw 0x63
btfss STATUS,2
goto tiempo
decfsz CONT2,1     ;Ha pasado un minuto?
goto temp1
movf  DAT01,0
xorlw 0x09         ;El digito es 9?
btfss STATUS,2
goto acc_2

;
; accion1 DAT01=9
;
incf  DAT02,1
clrf  DAT01
goto acc_fin

```

```

;
; accion2 DAT01=/9          (=/) -->DIFERENTE
;
acc_2 incf  DAT01,1
acc_fin decfsz  CONT3,1          ;Han pasado 20 minutos?
    goto  temp12
    movlw b'00000000'
    movwf INTCON          ;desactivar interrupcion local y global
    movlw 0x05
    movwf CONT4          ;Control para 5 beeps
temp2 movlw 0x0D          ;Apagar señal de control RA1
    movwf PORTA          ;Activar alarma
    movlw 0x7E
    movwf PORTB          ;Display en 00
    call BEEP          ;Control de tiempo para un beep de 0.5 seg
    call BEEP
    bcf  PORTA,0          ;RA0=0
    call BEEP          ;Rutina de 0.5 seg
    decfsz CONT4,1          ;Han pasado 5 beeps?
    goto  temp2
    goto  start1

;=====DECODIFICACION DE DATOS A 7 SEGMENTOS=====
TABLA addwf PCL,f
    retlw 0xCE          ;digito 9
    retlw 0xFE          ;digito 8
    retlw 0x0E          ;digito 7
    retlw 0xFA          ;digito 6
    retlw 0xDA          ;digito 5
    retlw 0xCC          ;digito 4
    retlw 0x9E          ;digito 3
    retlw 0xB6          ;digito 2
    retlw 0x0C          ;digito 1
    retlw 0x7E          ;digito 0

;=====RETARDO DE 0.5 SEGUNDOS=====
; frecuencia de reloj = 4 MHz
; Actual delay = 0.5 segundos = 500000 ciclos

BEEP
;499994 cycles

    movlw 0x03
    movwf c1
    movlw 0x18
    movwf c2
    movlw 0x02
    movwf c3
Delay_1 decfsz c1,1
    goto  $+2
    decfsz c2,1
    goto  $+2
    decfsz c3,1
    goto  Delay_1
;2 cycles

    goto  $+1
;4 cycles (including call)

    return

```

```

;=====
;=====RETARDO DE 5 MILISEGUNDOS=====
; Frecuencia de reloj = 4 MHz
; Actual delay = 0.005 segundos = 5000 ciclos

DELAY                                     ;4993 ciclos

        movlw 0xE6
        movwf d1
        movlw 0x04
        movwf d2
Delay_0  decfsz d1,1
        goto $+2
        decfsz d2,1
        goto Delay_0

                                           ;3 ciclos
        goto $+1
        nop

                                           ;4 ciclos (incluyendo call)
        return

;=====
;=====ACTIVACION Y DECODIFICACION DE DISPLAY U2=====

DISPLAYU2  movf  DATO2,0      ;Llamar dato a decodificar para display U2
           call  TABLA        ;Decodificacion del dato
           movwf PORTB       ;Colocar DATO2 decodificado en PORTB
           bsf   PORTA,3     ;Habilitar display U2 RA3=1
           call  DELAY       ;Retardo de 5 mseg
           bcf   PORTA,3     ;Deshabilitar display U2 RA3=0
           return

;=====
;=====ACTIVACION Y DECODIFICACION DE DISPLAY U1=====

DISPLAYU1  movf  DATO1,0      ;Llamar dato a decodificar para display U1
           call  TABLA        ;Decodificacion del dato
           movwf PORTB       ;Colocar DATO1 decodificado en PORTB
           bsf   PORTA,2     ;Habilitar display U1 RA2=1
           call  DELAY       ;Retardo de 5 mseg
           bcf   PORTA,2     ;Deshabilitar display U1 RA2=0
           return

;=====
;=====ROUTINA DE INTERRUPCION=====

RSI  btfss INTCON,T0IF      ;Salta si interrupción es TMR0
     retfie                 ;interrupción desconocida retorno
     MOVWF W_TEMP           ;Copiar W a registro temporal
     SWAPF STATUS,W        ;intercambiar STATUS para salvar en W
     MOVWF STATUS_TEMP     ;salvar STATUS en registro temporal
     incf  CONT1,1         ;incrementa CONT1
     movlw 0xB2            ;recarga valor inicial en TMR0
     movwf TMR0
     SWAPF STATUS_TEMP,W   ;intercambiar STATUS a W
                               ;into W, sets bank to original state
     MOVWF STATUS         ;reestablecer registro STATUS a sus valores
     SWAPF W_TEMP,F       ;swap W_TEMP
     SWAPF W_TEMP,W       ;reestablecer W al valor antes de interrupción

```

```
bcf   INTCON,T0IF           ;Borra bandera de interrupción
      bsf   INTCON,T0IE     ;rehabilita interrupción RTIE
      retfie
;=====
end
```

A continuación se muestra la implementación del programa anterior en lenguaje C con el compilador PCM para microcontroladores PIC.

```
#include <16f628a.h>
#fuses XT,NOVDT,NOPROTECT,PUT,MCLR
#use delay (clock=4000000)           //Oscilador a 4Mhz
#use fast_io(b)                     //Optimizamos E/S del PORTB

int tabla7s[10]={0x7E,0x0C,0xB6,0x9E,0xCC,
0xDA,0xFA,0x0E,0xFE,0xCE};         //DIGITOS 0..9
int selec_display[2]={0x04,0x08};   //Indice display a mostrar.
int j=0,dato1,dato2,cont4,cont3,cont2,cont1;
int b=0,a;
void display(int);

//-----Interrupción-----//

#int_rtcc                             //Rutina de interrupcion.
void interrupt(void)
{
cont1++;
set_TIMER0(0xD9);                    //Cargar timer0.
}

void main(void)
{
disable_interrupts(GLOBAL);
set_tris_b(0x01);                    //RB0-->entrada
set_tris_a(0x00);                    //PORTA como salida.
output_a(0x0D);                       //RA1=0,RA0=RA2=RA3=1,alarma ON.
output_b(0x7E);                       //Display en 00
delay_ms(500);
output_low(PIN_A0);                  //alarma OFF.
SETUP_COUNTERS(RTCC_INTERNAL,RTCC_DIV_256); //Configuracion TIMER0.

//-----Activacion de START-----//

do{
do{
output_b(tabla7s[0]);
output_a(selec_display[j]);
j++;
delay_ms(5);
if(j>1)
j=0;

```

```
}while(input(PIN_B0));
j=0;
output_high(PIN_A1);
dato1=0;
dato2=2;
set_rtcc(0xD9);
enable_interrupts(INT_RTCC);
enable_interrupts(GLOBAL);
cont3=0;
do{
    cont2=0;
    do{
        cont1=0;
        do{
            output_b(0x00);
            display(dato1);
            output_b(0x00);
            display(dato2);
        }while(cont1<0x64);
        cont2++;
    }while(cont2<60);
    if(dato1==0)
    {
        dato2--;
        dato1=9;
    }else
        dato1--;
    cont3++;
}while(cont3<20);
disable_interrupts(INT_RTCC);
disable_interrupts(GLOBAL);
cont4=0;
do{
    output_a(0x0D);
    output_b(0x7E);
    delay_ms(500);
    output_low(PIN_A0);
    delay_ms(500);
    cont4++;
}while(cont4<5);
}while(TRUE);
}

void display(int a)
{
    output_a(selec_display[b]|0b0010);
    output_b(tabla7s[a]);
    b++;
    delay_ms(5);
    if(b>1)
        b=0;
}
```



APÉNDICE C



Norma Oficial Mexicana NOM-001-SCFI-1993

A nivel internacional existe la norma IEC-601 que rige los aparatos biomédicos. En México no existe una norma para aparatos biomédicos, sin embargo, todo aparato electrónico en el cual la legislación mexicana no tenga una norma definida debe de cumplir con la siguiente normatividad general.

Norma Oficial Mexicana NOM-001-SCFI-1993, "APARATOS ELECTRÓNICOS- APARATOS ELECTRÓNICOS DE USO DOMESTICO ALIMENTADOS POR DIFERENTES FUENTES DE ENERGÍA ELÉCTRICA - REQUISITOS DE SEGURIDAD Y MÉTODOS DE PRUEBA PARA LA APROBACIÓN DE TIPO."

1. OBJETIVO

Esta norma establece los requisitos de seguridad que deben cumplir por diseño y construcción los aparatos electrónicos que utilizan para su alimentación tanto la energía eléctrica del servicio público como otras fuentes de energía tales como pilas, baterías, acumuladores, etc. con el propósito de prevenir y eliminar los siguientes riesgos para la incolumidad corporal de los usuarios y para la conservación de sus bienes:

- 1.1. Descargas eléctricas provocadas por fugas de corriente eléctrica o descargas entre los aparatos y el cuerpo humano.
- 1.2. Quemaduras del cuerpo humano provocadas por contactos accidentales o voluntarios con partes accesibles sobrecalentadas.
- 1.3. Daños corporales y afectaciones materiales provocados por la inestabilidad mecánica de los aparatos y/o por el funcionamiento de sus partes móviles.
- 1.4. Daños corporales y afectaciones materiales por fuegos e incendios originados por los aparatos durante el funcionamiento.
- 1.5. Consecuencias patológicas y genéticas de la exposición del cuerpo humano a dosis excesivas de radiaciones ionizantes emitidas durante el funcionamiento de los aparatos que incluyan circuitos con potenciales iguales o superiores a 16 kV (cresta).

2. CAMPO DE APLICACIÓN

- 2.1. Los requisitos y métodos de prueba de esta norma se aplican a los aparatos electrónicos de uso doméstico que utilizan para su alimentación tanto la energía eléctrica de la red pública como otras fuentes de energía como pilas, baterías o acumuladores y que se diseñarán para operar hasta 3 000 m de altitud sobre el nivel del mar.
- 2.2. Esta norma trata exclusivamente de la seguridad de los aparatos electrónicos de uso doméstico y no cubre otras características o especificaciones de funcionamiento de estos aparatos, que quedan establecidas en las normas correspondientes a cada producto.
- 2.3. Esta norma se aplica hasta donde sea posible a equipos profesionales, científicos e industriales mientras no exista una norma específica de seguridad para éstos.

3. Especificaciones.

Los aparatos incluidos en el campo de aplicación de esta norma, deben diseñarse y fabricarse de forma tal, que no causen daño alguno a los usuarios al funcionar tanto bajo condiciones normales de operación, como bajo condiciones anormales, particularmente en lo que se refiere a:

- 3.1. Protección personal contra choques eléctricos.
- 3.2. Protección personal contra los efectos de la temperatura excesiva.
- 3.3. Protección personal contra los efectos de la inestabilidad mecánica de los aparatos y de sus partes en movimiento.

Los aparatos deben diseñarse y fabricarse de tal manera que no ofrezcan peligro de descargas eléctricas desde partes directamente accesibles o desde aquellas partes que se vuelvan accesibles al quitar manualmente una cubierta, una tapa, una escotilla, etc.

En los aparatos electrónicos se deben separar las partes metálicas accesibles de las partes vivas mediante aislamiento básico.

El aislamiento debe ser adecuado al dispositivo.

Los aparatos deben tener robustez mecánica adecuada, y deben diseñarse y construirse de tal manera que puedan soportar el manejo que se espera en el uso normal, sin que su seguridad quede comprometida.

Las clavijas y dispositivos conectores para la conexión del aparato a la red y los tomacorrientes para proporcionar tensión de red a otros aparatos, deben cumplir con las especificaciones dadas para tomacorrientes fijos y dispositivos conectores para uso en aparatos domésticos.

Los conectores para antena y tierra y para transductores de entrada y salida, deben diseñarse de tal manera que:

- Los conectores no puedan hacer conexión permanente con los contactos de un tomacorriente de red, ni siquiera con una de sus terminales, o;
- Los conectores que tengan forma tal que no puedan insertarse en un tomacorriente de red.

Dicha norma cubre básicamente aspectos de seguridad eléctrica del tomacorriente con el cual se alimenta al equipo electrónico. Para conocer mas acerca de la norma consultar <http://www.semarnat.gob.mx/leyesynormas/Pages/normasmexicanasvigentes.aspx>