

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

ESTUDIO DE LAS CAUSAS DE LA PÉRDIDA DE CALIBRACIÓN DE
EQUIPOS DE TERAPIA CON ULTRASONIDO UTILIZADOS EN
REHABILITACIÓN

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

Anthony Richard Del Aguila Gonzales

ASESOR: Eduardo Toledo Ponce

Lima, Agosto del 2013

Resumen

Actualmente el ultrasonido es una técnica de rehabilitación muy usada en distintos lugares del mundo para tratar personas que han sufrido algún tipo de lesión tisular. Este tipo de terapia ha ganado prestigio debido a la practicidad de su uso y por sus buenos resultados a causa de los efectos mecánicos (micromasaje) y térmicos que estimulan el metabolismo y la reparación de los tejidos afectados. Sin embargo, estos equipos tienen una desventaja: en algunas ocasiones pierden la calibración sin tener mucho tiempo de uso, esto quiere decir que los equipos pueden emitir una potencia mayor, originando que el paciente tenga algunas molestias o pueda sufrir una leve quemadura; o una potencia menor, lo cual no generaría el calor necesario para que se realice la rehabilitación con éxito.

En el presente estudio se analizan equipos de ultrasonido analógicos en vez de equipos digitales, esto se debe a que en esta clase de equipos, las etapas son muy parecidas, con lo cual se puede generalizar el estudio para varios equipos.

Primero se analiza el diagrama de bloques del equipo de ultrasonido, se eligen las etapas que van a ser estudiadas teniendo como criterio si éstas tienen relación directa con la señal de salida o no. Luego por cada etapa se elige un elemento crítico el cual es el más importante dentro del circuito y el más susceptible a error. A continuación se prueban los circuitos funcionando correctamente y luego se prueban con variaciones las cuales dependen del elemento crítico elegido. Por último se concluye si la etapa analizada puede influir en la potencia de salida del equipo y por ende llevarlo a perder la calibración.

Según el estudio realizado, las etapas de oscilación, digitalización y amplificación pueden llevar a la pérdida de calibración del equipo; la etapa de Modo Pulsado no influye en la pérdida de calibración; sin embargo, una falla en esta etapa puede perjudicar al paciente si se le trata con una intensidad mayor a la recomendada. En el transductor se encontraron fallas

principalmente mecánicas y también fallas causadas por mala manipulación del usuario.

INDICE

Introducción	6
CAPITULO 1: ESTUDIO DE ULTRASONIDO COMO AGENTE FÍSICO DE REHABILITACION	3
1.1 Historia del ultrasonido	3
1.2 Diferencia entre Equipos de Ultrasonido	3
1.3 Equipo de Ultrasonido para Rehabilitación	4
1.3.1 Principio de Funcionamiento	4
1.3.2 Partes de Equipo de Ultrasonido	5
1.3.3 Modos de Funcionamiento	6
1.4 Haz ultrasónico	7
1.4.1 Campo Cercano	7
1.4.2 Campo Lejano	7
1.5 Fenómenos entre el Ultrasonido y el Medio	8
1.5.1 Definiciones Técnicas	8
1.5.2 Efecto de Reflexión	8
1.5.3 Efecto de Refracción	9
1.5.4 Profundidad del ultrasonido	10
1.6 Efectos del Ultrasonido	12
1.6.1 Introducción	12
1.6.2 Efecto Mecánico	12
1.6.3 Efecto Térmico	13
1.6.4 Efectos Biológicos	13
1.6.5 Efectos Adversos	14
1.7 Tipos de Equipos de Ultrasonido	15
1.7.1 Equipos de Ultrasonido Analógicos	15
1.7.2 Equipos de Ultrasonido Digitales	15
CAPITULO 2: PROBLEMÁTICA ACTUAL DE LOS EQUIPOS DE ULTRASONIDO	16
2.1 Problemática	16
2.2 Pérdida de Calibración de un Equipo de Ultrasonido	16

2.3 Justificación	17
2.3.1 Datos Estadísticos.....	18
2.4 Objetivo General.....	19
2.5 Objetivos Específicos	19
2.6 Procedimientos	19
2.6.1 Medición de potencia de equipos de ultrasonido.....	20
2.6.2 Estudio del diagrama de bloques	22
CAPITULO 3: EVALUACION DE LOS COMPONENTES CRITICOS DEL EQUIPO.....	26
3.1 Evaluación del Circuito Esquemático.....	26
3.2 Circuito Oscilador 1 – 3 MHz.....	27
3.3 Circuito Pulsado.....	28
3.4 Circuito Digitalizador y Divisor por 2.....	30
3.5 Circuito de Amplificación	31
3.6 Transductor	32
CAPITULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS	34
4.1 Aspectos Generales	34
4.2 Circuito Oscilador	34
4.2.1 Circuito Funcionando Correctamente.....	34
4.2.2 Circuito con Variaciones.....	35
4.2.3 Análisis.....	37
4.3 Circuito Pulsado.....	39
4.3.1 Circuito Funcionando Correctamente.....	39
4.3.2 Circuito con Variaciones.....	40
4.3.3 Análisis.....	41
4.4 Circuito Digitalizador y Divisor por 2.....	41
4.4.1 Circuito Funcionando Correctamente.....	41
4.4.2 Circuito con Variaciones.....	43
4.4.3 Análisis.....	44
4.5 Amplificación	45
4.5.1 Circuito Funcionando Correctamente.....	45
4.5.2 Circuito con Variaciones.....	47
4.5.3 Análisis.....	48
4.6 Transductor	48

4.6.1 Funcionamiento Correcto	49
4.6.2 Variaciones.....	50
4.6.3 Funcionamiento Correcto	52
4.6.4 Variaciones.....	53
4.6.5 Modelo Matemático del Piezoeléctrico	55
CONCLUSIONES	58
RECOMENDACIONES.....	59
FUENTES	60



Introducción

En el campo de la terapia física, uno de los métodos más utilizados en rehabilitación es el uso de equipos de ultrasonido. Esta técnica de rehabilitación no tiene mucho tiempo en el mercado a comparación de otras técnicas como los masajes o baños de vapor, sin embargo posee una gran demanda.

La terapia ultrasónica es muy utilizada tanto en nuestro país como en diferentes lugares del mundo, ya que no presenta ningún peligro ni dolor; no existen complicaciones para el terapeuta ni para el paciente al momento de aplicarlo y tiene un relativo bajo costo.

Estos equipos aunque son muy útiles por ser muy prácticos y de fácil uso tienen una desventaja, algunos equipos pierden la calibración aun sin tener mucho tiempo de uso; esto puede afectar al paciente ya que este equipo no realizará la terapia adecuada y podría causar pequeñas lesiones.

El objetivo del presente trabajo es hallar las posibles causas por las cuales estos equipos puedan perder la calibración. En el primer capítulo, se estudia el ultrasonido como agente físico de rehabilitación y sus efectos en el paciente, también se analizan las clases de equipos de ultrasonido (estética, imágenes y ultrasonido) y los tipos de equipos que pueden ser analógicos o digitales. En el segundo capítulo se plantea la problemática con estos equipos con datos estadísticos, se realiza un procedimiento para la medición de potencia de equipos de ultrasonido para terapia; además se estudia el diagrama de bloques del equipo de ultrasonido a analizar: se eligen y justifican las etapas que serán estudiadas. En el tercer capítulo se encuentra un elemento crítico para cada una de las etapas seleccionadas; además se implementan tarjetas separadas por cada bloque con la finalidad de poder estudiar cada etapa del equipo sin depender de otra. En el cuarto capítulo se prueban los circuitos funcionando correctamente para tener una base con la cual se pueda comparar y luego se analizan realizando variaciones que dependerán del elemento crítico elegido, también se estudia

el modelo matemático del transductor así como también las fallas mecánicas que puedan ocurrir por mala manipulación o que puedan ser causadas por el usuario. A continuación se describe como estas variaciones podrían llegar a repercutir en el equipo de tal manera que éste pierda la calibración. Finalmente se determinan las etapas que son más susceptibles a error y que puedan llevar a la pérdida de calibración del equipo, formulándose recomendaciones para cada etapa del equipo.



CAPITULO 1: ESTUDIO DE ULTRASONIDO COMO AGENTE FÍSICO DE REHABILITACION

1.1 Historia del ultrasonido

La rehabilitación en sí, o terapia, se remonta a tiempos antiguos: los aztecas usaron métodos basados en agua en sus baños de vapor, y en la civilización romana se practicaron los masajes para personas que habían sufrido accidentes y necesitaban recuperarse; por mencionar algunos casos [1].

El desarrollo del ultrasonido no empezó específicamente para aplicaciones a la medicina o a la rehabilitación, sino que esta se da en varias etapas empezando en el año 1890 cuando Jaques y Pierre Curie observaron por primera vez el fenómeno piezoeléctrico, que es la base de las emisiones ultrasónicas; después se usaron equipos de ultrasonido para detectar icebergs; esto se hizo a causa del hundimiento del Titanic, y también en otros aspectos como para localizar submarinos enemigos, desarrollado por el físico francés Langenvin, en la Segunda Guerra Mundial; hasta que en 1942 aparece la primera publicación del uso de ultrasonido en diagnósticos médicos y en los años 50 hay un gran progreso en base a esta técnica diagnóstica [2].

En nuestro país los equipos de ultrasonido no eran muy comunes por lo tanto no había mucho conocimiento sobre este, hasta que a finales de los años 70 el doctor Elio Quirós, que venía de estudiar en Inglaterra esta novedosa técnica, llega al Perú y al encontrar muy poco o casi nada acerca del conocimiento que se tenía del ultrasonido en el Perú, empieza a fomentar su estudio y su uso para diagnósticos [3].

1.2 Diferencia entre Equipos de Ultrasonido

De acuerdo a su aplicación los equipos de ultrasonidos pueden ser clasificados en tres tipos: US para imágenes, US para rehabilitación y US para estética. Aunque todos los equipos emiten ondas ultrasónicas existen diferencias entre estos. Por ejemplo: Trabajan a diferente frecuencia, por lo general los equipos usados en rehabilitación emiten ondas de 1MHz y 3MHz,

los equipos para estética también trabajan a 3MHz, ya que solo se usa a nivel de tejido conjuntivo y adiposo sin tocar otros tejidos y trabajan en base al fenómeno de cavitación, es decir, se producen burbujas de vacío en el interior de las células de grasa por el cambio de presión causado por el ultrasonido, estas burbujas aumentan su tamaño hasta que colapsan convirtiendo a la grasa en un líquido fácil de eliminar; los equipos para imágenes emiten ondas a mayor frecuencia que pueden oscilar entre 2MHz y 16MHz, dependiendo de la parte del cuerpo que se desea visualizar. También se diferencian en la potencia emitida, aunque esta depende del tipo de tratamiento en el caso de ultrasonido para terapia, los equipos para estética y rehabilitación emiten mayor potencia que los equipos de ultrasonido para imágenes. Otra diferencia importante es que los equipos de ultrasonido para imágenes aparte de enviar ondas, también reciben y trabajan con las ondas recibidas para formar las imágenes, en cambio los equipos para rehabilitación y para estética no trabajan con las ondas recibidas sino solamente con las ondas que envían [4].

1.3 Equipo de Ultrasonido para Rehabilitación

1.3.1 Principio de Funcionamiento

El principio de funcionamiento de todos los equipos ultrasónicos se basa en el efecto piezoeléctrico, el cual consiste en que si se aplica presión a ciertos cristales que no poseen simetría, se producen cambios eléctricos en la superficie externa de estos. Este efecto es reversible, quiere decir que si a estos cristales se les somete a una corriente alterna, estos cambiarán su forma dependiendo de la frecuencia del campo eléctrico convirtiéndose en una fuente de sonido.

Estos cristales actúan como transductores, ya que reciben energía eléctrica y la convierten en energía mecánica en forma de sonido.

Se puede usar como transductores cristales como el cuarzo o materiales policristalinos como el titanato de plomo-circonato o como el titanato de bario [5].

1.3.2 Partes de Equipo de Ultrasonido

El equipo de ultrasonido está conformado por un generador de alta frecuencia el cual va conectado a un amplificador y de este al cristal piezoeléctrico que es el encargado de emitir las ondas sonoras a través del cabezal.

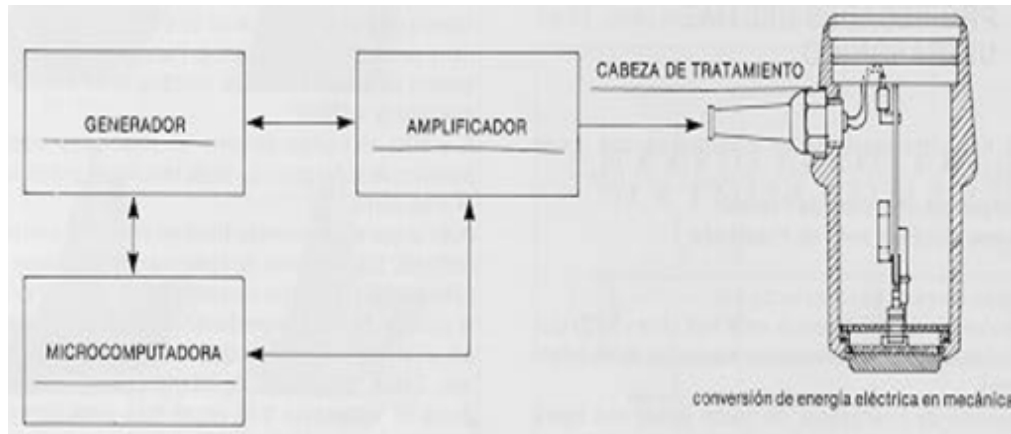


Figura 1.1: Partes de un Equipo de Ultrasonido [6]

También se observa la existencia de una microcomputadora la cual tiene la función de reconocer cuando el haz de ultrasonido está siendo reflejado en el vacío (aire). La microcomputadora se encarga de apagar el generador para que el cabezal no se vea expuesto a su propia emisión y así no se produzca el deterioro de éste.

Al estar el equipo en funcionamiento, todo el cabezal vibrará pero lo no hará uniformemente; a partir de este efecto se obtiene un parámetro que es el área de radiación efectiva o ERA, la cual siempre es más pequeña que el área geométrica de todo el cabezal. Este parámetro es importante ya que sobre este se indica la intensidad efectiva que tiene el equipo (W/cm^2), otra razón de su importancia es que la dosis de ultrasonido depende en parte del área a tratar [6].

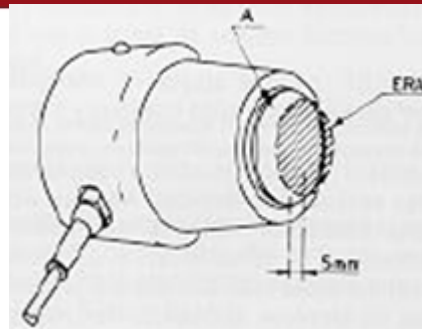


Figura 1.2: Área de radiación efectiva [6]

1.3.3 Modos de Funcionamiento

Los equipos de ultrasonido para terapia trabajan con dos frecuencias: 1 MHz y 3 MHz, esto dependiendo de la profundidad a la cual está el tejido que se desea tratar.

Independientemente de la frecuencia a la que se le programe, los equipos pueden trabajar en modo continuo o en modo pulsátil. Al trabajar en modo continuo como su nombre lo dice, las vibraciones serán constantes, en este modo de trabajo la intensidad máxima a la que se puede llegar es de 3 W/cm² aunque en los equipos normalmente se recomienda que la intensidad sea de 2 W/cm², no se puede trabajar a intensidades altas debido a que se puede generar un calor intenso; en modo pulsátil las vibraciones serán repetidas en un intervalo de tiempo determinado y periódico (duty cycle), el periodo normalmente es de 10ms, entonces si se tiene un duty cycle de 20% esto quiere decir que las vibraciones durarán 2 ms y la pausa durará 8 ms; en este modo de trabajo la intensidad puede ser mayor en comparación a la del modo continuo ya que al estar en el tiempo de pausa el calor se disipará, y se establece normalmente en 3 W/cm². [7]

Relación (= 'Duty cycle')	Duración del impulso (ms)	Pausa entre los impulsos (ms)	Repetición de los impulsos (ms)
1 : 5 (= 20%)	2	8	10
1 : 10 (= 10%)	1	9	10
1 : 20 (= 5%)	0,5	9,5	10

Figura 1.3: Ultrasonido en modo pulsátil [6]

1.4 Haz ultrasónico

Ahora se enfocará en el haz ultrasónico, el cual posee dos áreas: campo cercano o zona de Fresnel y campo distante o zona de Fraunhofer.

1.4.1 Campo Cercano

El campo cercano como su nombre lo dice es la zona inmediata a la salida de las ondas ultrasónicas, en esta zona existe interferencia en el haz ultrasónico, lo cual puede producir que la intensidad de este varíe intensamente; se caracteriza por no tener divergencia, es decir no se dispersa. La longitud del campo cercano depende del diámetro del cabezal y de la longitud de onda en el medio. Por ejemplo a 1 MHz, para un cabezal de 5 cm², el campo cercano tiene una longitud de 10 cm. Si se programa el equipo a 3 MHz, el campo cercano es tres veces más largo, ya que la longitud de onda es tres veces más corta.

Los efectos terapéuticos del ultrasonido se dan en el campo cercano, pero en esta zona, como ya se mencionó, puede existir interferencia, con lo cual la intensidad puede aumentar de 5 a 10 veces al valor ajustado. Teniendo en cuenta este aumento de intensidad se define el Coeficiente de no Uniformidad del Haz o Beam non-Uniformity Ratio (BNR). Este valor debe de ser especificado en el cabezal de equipo; el BNR no puede ser menor que 4, se debe tener en cuenta que los picos de intensidad pueden llegar a ser por lo menos cuatro veces mayor al valor ajustado [8].

1.4.2 Campo Lejano

En el campo lejano por el contrario, no hay interferencia de tal manera que la intensidad del haz es uniforme y disminuye al alejarse del transductor; en esta zona si existe divergencia, lo que quiere decir que el haz a medida de alejarse tiene un diámetro mayor. A una distancia dos veces mayor que la longitud cercana el diámetro del haz es igual al diámetro de la superficie del transductor [9].

1.5 Fenómenos entre el Ultrasonido y el Medio

1.5.1 Definiciones Técnicas

a) Longitud de onda de ultrasonido

La longitud de onda es la distancia que existe entre el inicio y el fin de un ciclo, está dada por la fórmula: $\lambda \cdot f = c$, donde f es la frecuencia y c es la velocidad de propagación.

La frecuencia normalmente se ajusta en el equipo (puede ser 1 o 3 MHz), y la velocidad de propagación está determinada por el medio, entonces se puede deducir que la longitud de onda depende del medio.

b) Densidad de masa del medio

Cada medio tiene una densidad de masa diferente (kg/m^3), esta densidad (ρ) determina en parte la velocidad de propagación, a mayor densidad, mayor será la velocidad de propagación.

c) Impedancia acústica específica

A partir de estos conceptos se puede definir la impedancia acústica específica, la cual depende de la densidad de masa y de la velocidad de propagación. Esta impedancia es importante para poder medir la reflexión del ultrasonido.

La impedancia acústica es la resistencia que oponen los tejidos al paso del ultrasonido, el medio sólido posee más resistencia que los líquidos y estos más que los gaseosos [10].

$$Z_s = \rho \cdot c$$

1.5.2 Efecto de Reflexión

La reflexión del ultrasonido es un fenómeno que aparece entre los límites de tejidos diferentes, es decir que al pasar el ultrasonido de un medio a otro puede rebotar, ya sea parcial o totalmente, esto depende de las impedancias específicas de los medios por los cuales atraviesa el ultrasonido. La fórmula de la cantidad de energía reflejada es:

$$R = \left(\frac{Zs1 - Zs2}{Zs1 + Zs2} \right)^2 \times 100\%$$

Fórmula1: Reflexión del Ultrasonido

Observando la fórmula se puede deducir que mientras haya más diferencia entre las impedancias límites, mayor será la energía que se refleje.

Por ejemplo entre la piel y el aire, el 100% de la energía es reflejada, entre piel y tejido graso el 0.9%, por citar algunos ejemplos.

Aluminio – aire	100%
Aluminio – medio de contacto	80%
Cabeza de tratamiento – medio de contacto	Nulo
Medio de contacto – piel	0,1%
Piel – tejido graso	0,9%
Agua – tejido graso	0,2%
Tejido graso – tejido muscular	0,8%
Tejido muscular – tejido óseo	34,5%
Piel – aire	100%

Tabla 1.1: Reflexión de distintos medios [6]

En el cuerpo habrán haces ultrasónicos emitidos por el equipo y los reflejados por el efecto ya mencionado, estos haces se pueden superponer ya sea atenuándose o intensificándose; esto puede causar problemas, si el tejido que se encuentra entre la piel y el hueso es muy fino o no absorbe mucha energía, el paciente podría sufrir algunas molestias como irritación.

Se puede observar, a causa de este fenómeno, que si no se usa un medio de contacto adecuado entre el cabezal del equipo y la zona a tratar se reflejaría casi toda la energía ya que existe una gran diferencia entre las impedancias específicas. Por lo tanto se debe usar un medio de contacto entre el cabezal y el cuerpo que pueden ser: gel, aceites, pomadas o agua (el paciente debe estar sumergido en ella) [11].

1.5.3 Efecto de Refracción

A parte de la reflexión del ultrasonido, también existe refracción de este, lo cual quiere decir que el ultrasonido no rebote, sino que se desvíe, al

atravesar dos medios diferentes. Se puede expresar en la siguiente fórmula.

$n_{1,2} = \frac{c_1}{c_2}$, donde c es la velocidad de sonido en el medio que corresponde, donde si $n > 1$, la refracción tiende a ser menor y si $n < 1$, la refracción tiende a ser mayor.

En este caso, sólo importa cuando $n < 1$, ya que en un caso crítico el haz ultrasónico puede ir paralelo a los medios que cruza. Sin embargo las velocidades en las distintas partes del cuerpo son tales que no se llega a estar en una situación crítica.

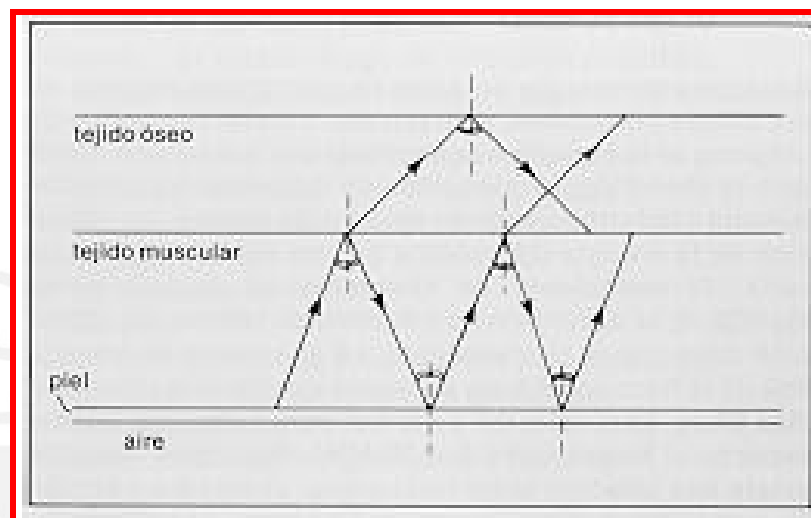


Figura 1.5: Refracción y Reflexión [6]

Se observa que las vibraciones emitidas por el equipo penetrarán y atravesarán los distintos tejidos del cuerpo, estos tejidos absorberán la energía ultrasónica, ya que ese es el fin de la terapia con ultrasonido. No obstante al pasar por más de un tejido, la intensidad disminuirá conforme vaya penetrando el cuerpo. [12]

1.5.4 Profundidad del ultrasonido

Teniendo en cuenta esto, se puede definir el coeficiente de absorción (a) que sirve como parámetro para medir cuanta energía absorbe cada tejido; diferentes tejidos tienen diferentes coeficientes de absorción. Este coeficiente depende de la frecuencia, a frecuencias altas, los tejidos tienen alta absorción; a frecuencias bajas, lo contrario. Por lo tanto se puede deducir que a 1MHz los tejidos más profundos recibirán mayor energía que a

3MHz, ya que se tiene menor absorción; entonces mientras mayor sea la frecuencia, menor es la profundidad de tejido a la cual se le realizará terapia y viceversa.

Medio	Coeficiente de absorción (a)	
	1 MHz	3 MHz
Sangre	0,028	0,084
Vaso sanguíneo	0,4	1,2
Tejido óseo	3,22	
Piel	0,62	1,86
Cartilago	1,16	3,48
Aire (20 °C)	2,76	8,28
Tejido tendinoso	1,12	3,36
Tejido muscular	0,76	2,28
	0,28	0,84
Tejido graso	0,14	0,42
Agua (20 °C)	0,0006	0,0018
Tejido nervioso	0,2	0,6

Tabla 1.2: Coeficiente de absorción [6]

Los valores de absorción no son muy prácticos, por eso se define la profundidad media que es la distancia a la cual la intensidad dentro de un cierto medio disminuye a la mitad. Por dar algunos ejemplos se mencionan estos casos: Para la piel la profundidad media a 1 MHz es de 11.1 mm y para 3 MHz es de 4mm; para tejido muscular la profundidad media para 1 MHz es de 9 mm y para 3 MHz es de 3 mm. Esto brinda una idea más clara de lo que se mencionó anteriormente.

	1 MHz	3 MHz
Tejido óseo	2,1 mm	--- ---
Piel	11,1 mm	4 mm
Cartilago	6 mm	2 mm
Aire	2,5 mm	0,8 mm
Tejido tendinoso	6,2 mm	2 mm
Tejido muscular	9 mm	3 mm
	24,6 mm	8 mm
Tejido graso	50 mm	16,5 mm
Agua	11500 mm	3833,3 mm

Tabla 1.3: Profundidad media [6]

Para saber cuál es la mayor profundidad a la cual puede esperarse un efecto terapéutico se definirá profundidad de penetración, para lo cual se toma un punto hasta a este el 10% de la intensidad aplicada. Como es de suponerse a 1 MHz la profundidad será mayor que a 3 MHz para un mismo tejido.

Con la determinación de estos parámetros se puede saber si a determinada frecuencia se puede dar tratamiento a cierta parte del cuerpo, dependiendo de la profundidad del tejido que se desea tratar. [13]

	1 MHz	3 MHz
Tejido óseo	7 mm	— —
Piel	37 mm	12 mm
Cartilago	20 mm	7 mm
Aire	8 mm	3 mm
Tejido tendinoso	21 mm	7 mm
Tejido muscular	30 mm	10 mm
	82 mm	27 mm
Tejido graso	165 mm	55 mm
Agua	38330 mm	12770 mm

Tabla 1.4: Profundidad de penetración [6]

1.6 Efectos del Ultrasonido

1.6.1 Introducción

La aplicación de ultrasonido a los tejidos biológicos tiene varios efectos, sin embargo aún no se conocen por completo todos los efectos que la terapia ultrasónica pueda brindar.

El ultrasonido es una forma de terapia mecánica, por ende tendrá efectos mecánicos, a partir de este tipo de energía se generan los siguientes efectos: térmicos y biológicos.

1.6.2 Efecto Mecánico

El efecto mecánico es el primero que se produce en el tejido humano; el tejido se comprimirá y se expandirá a causa de las vibraciones ultrasónicas a la misma frecuencia que el ultrasonido, conduciendo vibraciones de presión. El efecto mecánico es llamado micromasaje. Todos los efectos de este tipo de terapia son a causa del micromasaje.

Los efectos terapéuticos más pronunciados ocurren entre límites de tejidos diferentes, esto se da debido a la reflexión del haz ultrasónico y a que la intensidad puede aumentar en los límites de tejidos diferentes, por este motivo se le llama terapia de superficies límites. La terapia puede provocar:

- Cambio en el volumen de las células corporales alrededor de un 0.02%
- Cambio en la permeabilidad de las células y las membranas tisulares.
- Intercambio mejorado de productos metabólicos. [14]

1.6.3 Efecto Térmico

La cantidad de calor que puede producir el ultrasonido dependerá de varios factores como: la intensidad a la que se programe el equipo, la frecuencia de vibración, al tamaño del cabezal que se elija y en el modo que se elija, sea continuo o pulsado.

El calor se genera por la fricción causada por el micromasaje; especialmente en los puntos donde se tiene más reflexión del ultrasonido, es decir es más notorio en el tejido óseo, el cartílago, los tendones, el tejido muscular y la piel.

A intensidades menores a 1.5 W/cm² se ha demostrado un aumento en la circulación que favorece el transporte de oxígeno y nutrientes a los tejidos.

Si se eleva la temperatura corporal se observa:

1°C Estimula el metabolismo y reparación tisular

2 a 3°C Produce analgesia y un efecto antiespasmódico, es decir, para evitar contracturas y calambres

4°C Disminuya la rigidez articular [15]

1.6.4 Efectos Biológicos

Los efectos biológicos surgen como una consecuencia fisiológica a los efectos térmicos y mecánicos que se mencionaron anteriormente.

Entre los principales efectos biológicos se tiene:

- a) Estimula la circulación sanguínea: Esto se debe al efecto térmico del ultrasonido, a causa de este el cuerpo responde con vasodilatación
- b) Favorece la relajación muscular: A causa de la mejoría en la circulación sanguínea los músculos se relajan debido a que se eliminan los estimulantes tisulares.
- c) Aumenta la capacidad regenerativa de los tejidos: Se demostró que las fuerzas mecánicas producían un flujo de partículas con movimiento libre lo cual estimula la regeneración de los tejidos junto con el efecto térmico.
- d) Reducción del dolor: Se ha comprobado que la terapia reduce el dolor, aunque es difícil de explicar cómo o porque lo hace, esto se debe a la complejidad de los procesos que conducen a la sensación de dolor.
- e) Efecto sobre los nervios periféricos: El ultrasonido puede depolarizar fibras nerviosas aferentes. [16]

1.6.5 Efectos Adversos

Si bien la terapia ultrasónica favorece a la recuperación de lesiones, también puede tener efectos adversos. Esto se puede dar por la reflexión del ultrasonido, la cual se da especialmente en los límites de los tejidos que tienen diferente impedancia acústica como se mencionó anteriormente.

Debido a la reflexión pueden aparecer fenómenos de interferencia que pueden aumentar la intensidad de la terapia, esto es más común cuando se trabaja en modo continuo ya que en modo pulsado el calor se disipa.

Si se tiene una intensidad alta, esta puede causar una carga mecánica en el tejido, lo cual puede producir daños tisulares en el paciente. Normalmente estos efectos adversos existen si hay una sobredosis de la dosis

Por otro lado si los equipos de ultrasonido no están correctamente calibrados pueden emitir una potencia mayor a la permitida, lo cual perjudica al paciente causándole daños tisulares [17]

1.7 Tipos de Equipos de Ultrasonido

1.7.1 Equipos de Ultrasonido Analógicos

Estos equipos tienen como principal característica generar las señales eléctricas de forma analógica, es decir basan su funcionamiento en elementos pasivos (resistencias, bobinas, condensadores). Sin embargo algunos equipos poseen un microcontrolador, los cuales son usados para funciones como la de mostrar en un display parámetros configurados manualmente como la intensidad o modo de trabajo (pulsado o continuo).

1.7.2 Equipos de Ultrasonido Digitales

Estos equipos a diferencia de los analógicos generan las señales eléctricas de forma digital, es decir con intervención del microcontrolador. Por ejemplo: La señal ultrasónica se puede generar a partir de un oscilador integrado (LT1799), el cual puede variar la frecuencia de la onda modificando el valor de resistencia entre sus pines, esta resistencia variable puede ser un potenciómetro digital que está comunicado con el microcontrolador por comunicación SPI. Por lo tanto la frecuencia de la onda depende del microcontrolador.

En equipos más sofisticados el microcontrolador puede suspender la terapia si la toda la potencia está siendo reflejada hacia el transductor, lo cual puede perjudicar el cabezal. Además el microcontrolador también recibe instrucciones de los botones para configurar el equipo y para establecer parámetros de la terapia como la intensidad, el tiempo, entre otros.

CAPITULO 2: PROBLEMÁTICA ACTUAL DE LOS EQUIPOS DE ULTRASONIDO

2.1 Problemática

Como se mencionó anteriormente los equipos ultrasónicos son usados por muchos hospitales y centros de rehabilitación tanto en nuestro país como en todo el mundo, pero pierden la calibración más rápido de lo esperado, aunque a través de los años la pérdida de calibración es menos frecuente en estos equipos, esto aún representa un problema.

Estos equipos deben estar expuestos a un control de calidad cada cierto tiempo, lo ideal sería un control anual, para verificar que estén trabajando correctamente, procedimiento realizado en otros países.

En nuestro país no siempre se realizan dichos controles de calidad, por lo que el paciente puede estar recibiendo terapia sin una mejora significativa. La pérdida de calibración usualmente es detectada por el paciente, el cual se queja ya que el cabezal del equipo le puede causar leves quemaduras o simplemente no siente ningún tipo de calor.

Por el momento no se sabe exactamente el motivo por el cual estos equipos pierden la calibración; volver a calibrarlos es un problema, ya que el usuario no puede hacerlo inmediatamente debido a que no cuenta con la hoja técnica del equipo; para calibrarlos se debe acudir al fabricante o a la empresa proveedora de los equipos, lo cual resulta un poco engorroso y una pérdida de tiempo tanto para el paciente como para el terapeuta.

2.2 Pérdida de Calibración de un Equipo de Ultrasonido

Los equipos de ultrasonido, emiten onda mecánicas a altas frecuencias (1MHz o 3MHz), dependiendo del tratamiento que se desea realizar. Estos equipos se programan para que emitan ondas a una frecuencia e intensidad definida. La intensidad está dada en W/cm^2 , este valor se multiplica por el Área de Radiación Efectiva (ERA) cm^2 en y se obtiene la potencia que emitirá el equipo en watts (W).

Teniendo en cuenta lo mencionado anteriormente; se dice que un equipo está fuera del estándar de calibración si este emite una potencia mayor o menor a la cual se la programó. La International Electrotechnical Commission (IEC) especifica que un equipo de ultrasonido estará dentro del estándar de calibración si el error de potencia es menor al $\pm 20\%$. El error se calcula de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$\text{Error \%} = \frac{\text{Potencia medida} - \text{Potencia programada}}{\text{Potencia Medida}} \times 100\%$$

Fórmula 2: Porcentaje de error [18]

Si el porcentaje de error es mayor o menor que el 20%, se dice que el equipo no está calibrado en potencia.

2.3 Justificación

Actualmente muchos pacientes no están recibiendo la terapia adecuada debido a que los equipos con los cuales están siendo tratados se encuentran fuera de calibración, sin embargo ni ellos ni los terapeutas saben de este problema hasta que se mida el equipo nuevamente o hasta que algún paciente se queje.

Para determinar las causas que llevan a la pérdida de calibración, se deberá de estudiar el equipo de ultrasonido en su interior.

Se analizará un equipo de ultrasonido analógico debido a que las señales se pueden estudiar de una forma más adecuada, es decir realizando un seguimiento la señal, analizándola en el osciloscopio, etc; en cambio con los equipos digitales no se cuenta con la programación, la cual varía dependiendo del fabricante, y el microcontrolador utilizado puede cumplir distintas labores. Sin embargo el equipo que se analizará posee un microcontrolador, el cual no genera las señales de ultrasonido sino que se usa para recibir las instrucciones de los botones y también para mostrar los parámetros como tiempo de terapia o potencia de salida en un display led.

Lo primero que se hará es estudiar todas las etapas del equipo, entre las cuales se tiene la etapa de alimentación, la etapa de generación del ultrasonido, la etapa de amplificación, entre otras. Entre estas se escogerán

las etapas que sean críticas o las que tengan más relevancia en el equipo con relación a la potencia de salida; para esta selección se considerará que tan importante es la señal en esta etapa con relación a la señal de salida, es decir, si esta señal influye mucho o poco en la señal de salida hacia el transductor.

Una vez elegidas las etapas se procederá a elegir un elemento crítico por cada una de estas; este elemento es el más importante en el circuito o el que está más propenso a sufrir variaciones y por ende poder alterar el normal funcionamiento del mismo.

Se comprobará el correcto funcionamiento de cada etapa y luego teniendo en cuenta el elemento crítico y su funcionamiento se procederá a realizar variaciones en el circuito. De este modo se tendrá una mejor idea de la procedencia del error en estos equipos.

Por otro lado conocer las causas por las cuales estos equipos pierden la calibración, ayudaría a que los fabricantes puedan mejorar sus diseños y desarrollar nuevos equipos, los cuales no pierdan la calibración con frecuencia y para que los usuarios los utilicen correctamente.

Esto significaría un gran ahorro en tiempo y dinero, tanto para el paciente como para el terapeuta. En el caso del paciente, este ya no perdería tiempo realizándose terapia con un equipo que no está calibrado ni dinero pagándola en vano porque no tendrá ninguna mejora significativa. Desde el punto de vista del terapeuta o de la empresa que brinda el servicio de terapia, ya no se perdería tiempo al saber que el equipo está fuera del estándar de calibración y habría que volver a calibrarlo, lo cual no se hace de manera inmediata debido a que se tiene que contactar con el personal técnico especializado, y en este tiempo se perdería dinero ya que el equipo está temporalmente sin uso y existen personas que necesitan terapia.

2.3.1 Datos Estadísticos

En otros países se han realizado estudios estadísticos acerca de la calibración de equipos de ultrasonido.

Uno de ellos se realizó en Texas, Estados Unidos, en este estudio se analizaron 83 equipos de ultrasonido de los cuales 32 se encontraban fuera del estándar de calibración, es decir el 39% de los equipos no estaban calibrados; 15 se encontraban encima del estándar y 17 debajo de este. No se encontró relación entre la pérdida de calibración otros parámetros como: años de uso, marca, continuidad de uso, entre otros [19].

Otro estudio se realizó en Chile, en el cual se analizaron 30 equipos de ultrasonido y se concluyó que 13 se encontraban fuera del rango de calibración, es decir el 43% de los equipos medidos, de los cuales todos estuvieron por debajo del valor programado [20].

2.4 Objetivo General

Estudiar las posibles causas que llevan a la pérdida de calibración de equipos de ultrasonido utilizados en rehabilitación.

2.5 Objetivos Específicos

- Estudiar el ultrasonido como agente físico en rehabilitación.
- Elaborar un protocolo de medición de potencia de los equipos de ultrasonido
- Analizar los equipos de ultrasonido en su interior y evaluar cuáles podrían ser los elementos críticos
- Realizar pruebas en el laboratorio a fin de averiguar cuáles son las causas de pérdidas de calibración.
- Recomendaciones para evitar la pérdida de calibración

2.6 Procedimientos

Se describirán los siguientes procedimientos:

- Medición de potencia en equipos de ultrasonido
- Estudio del diagrama de bloques del equipo de ultrasonido.

2.6.1 Medición de potencia de equipos de ultrasonido

Para medir la potencia de los equipos de ultrasonido y saber si estos están dentro del estándar de calibración se utilizará como ejemplo el equipo medidor de potencia UW-3 de Biotek.

La medición de potencia que se describirá es para un caso general, es decir, para medir cualquier equipo de ultrasonido para terapia pero usando el equipo medidor de potencia UW-3 de Biotek.



Figura 2.1: Medidor de potencia UW-3 de Biotek

a) Especificaciones del Equipo

Este equipo funciona con 2 baterías de 9 voltios puede medir potencias entre 0 y 30 watts, las cuales se muestran en un display con una resolución de 0.1 watts y tiene una precisión de $\pm 10\%$.

Para que este equipo funcione correctamente se debe llenar con una mezcla de agua destilada, sin gas y anticongelante, en una proporción aproximada de que la cantidad de refrigerante sea la tercera parte de la cantidad de agua.

b) Procedimiento

El procedimiento a seguir es el siguiente:

1. Se debe de llenar el equipo, hasta que la superficie en la que se va a poner el cabezal del equipo de ultrasonido sea cóncava y de tal manera que

no quede ninguna burbuja dentro de este, ya que esto influye en una medida errónea de la potencia.

2. Una vez llenado el equipo se debe cerrar con cuidado y colocar en la superficie cóncava aproximadamente 55 mililitros de agua destilada y desgasada,

3. Luego se debe prender el equipo y ajustar la perilla hasta que en el display se tenga una potencia de 0 watts.

Con todos estos pasos y requerimientos se tiene el equipo medidor de potencia UW-3 listo para ser usado.

Con el equipo listo se procederá a medir las potencias de los equipos de ultrasonido.

El equipo de ultrasonido será medido no sólo para un valor de intensidad, se medirá para varias intensidades, esto dependiendo de cuantas intensidades pueda emitir cada equipo de ultrasonido, de preferencia se medirá para tres valores de intensidades diferentes y se medirá dos veces por cada intensidad para asegurar el valor que se obtiene.

También se medirá para distintos tamaños de cabezal, esto depende de la cantidad de cabezales que tenga cada equipo.

Una vez medida la potencia del equipo de ultrasonido se verificará si este está dentro del estándar de calibración, obteniendo el porcentaje de error usando la fórmula 2. [21]

Sin embargo, se tiene que tener en cuenta lo siguiente: por parte del equipo medidor de potencia no hay problemas, ya que este se muestra en el display la potencia medida; el inconveniente radica en la potencia programada en el equipo de ultrasonido, porque en realidad no se programa potencia, sino intensidad (W/cm^2), para tener un valor de potencia programada, se debe de multiplicar el valor de la intensidad programada por el área efectiva de radiación (ERA) para así poder obtener la potencia programada, el ERA está indicado en el cabezal que se va a utilizar, esto generará un pequeño margen de error, el cual no es de consideración según estudios previos[22].

2.6.2 Estudio del diagrama de bloques

Los equipos de ultrasonido tienen diferentes diseños, dependiendo de la marca y del modelo, pero la gran mayoría de estos tiene una estructura base que se muestra en la Figura 1.1.

Algunos equipos cuentan con microcontroladores, los cuales se encargan de generar la onda de 1 o 3 MHz, y en otros equipos más sofisticados también para apagar el equipo cuando se está reflejando toda la potencia hacia este, pudiendo dañarlo.

Para este trabajo se utilizará un equipo de ultrasonido analógico; no se eligen equipos digitales debido a que estos tienen diferentes microcontroladores usados para diferentes tareas, dependiendo del fabricante la programación del microcontrolador varía, entonces el principal inconveniente que se tiene es que no se cuenta con dicha programación, ya que en el manual técnico se encuentran los diagramas esquemáticos, mas no el código.

El diagrama de bloques de un equipo analógico comercial es el que se muestra en la figura 2.2

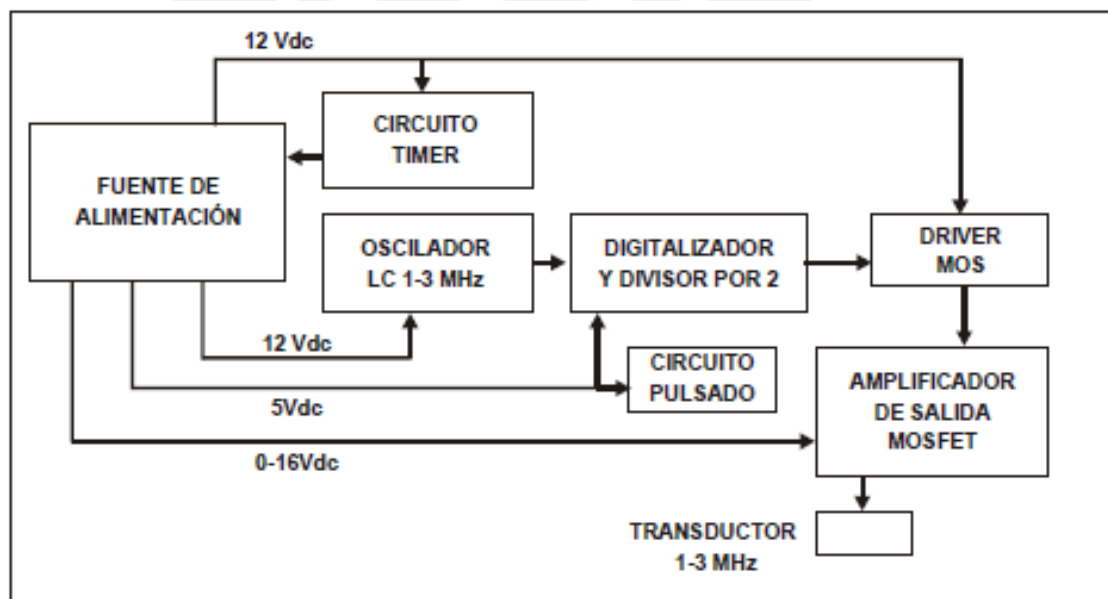


Figura 2.2: Diagrama de Bloques

Fuente: Hoja de datos del fabricante

Se analizará cada una de las etapas y se decidirá si es una etapa crítica o no para ser analizada.

- **Oscilador:** En esta etapa se genera la señal ultrasónica con frecuencias de 1 o 3 MHz. Esta etapa si es considerada crítica ya que es la base del funcionamiento del equipo, las ondas que se generen en esta parte están directamente ligadas a la señal que le llega al transductor; si esta etapa fallara, emitiendo otra frecuencia o no formando bien la onda senoidal, la señal de salida se vería afectada lo cual podría inducir a un error.

- **Fuente de Alimentación:** Esta etapa es la encargada de transformar el voltaje de entrada (220/110V) a 12V, 5V y una fuente variable de 0 a 16V para alimentar cada una de las demás etapas. En esta etapa solo se considerará crítica la fuente variable de 0 a 16V, debido a que tiene una relación directa con la potencia de salida hacia el transductor; para analizar de forma adecuada esta etapa se estudiará de forma conjunta con la etapa de amplificación. Las demás fuentes son esenciales en el funcionamiento del equipo, pero no tienen relación con la pérdida de calibración.

- **Circuito Pulsado:** En esta etapa se emiten ondas cuadradas de baja frecuencia, las cuales servirán para el funcionamiento en modo pulsado. Esta etapa se considera crítica ya que la señal de este circuito se multiplicará con la señal ultrasónica y si se tiene una falla repercutirá directamente en la señal de salida al transductor.

- **Timer:** El circuito temporizador es el encargado de mantener prendido el equipo durante el tiempo que se le programe, después de este tiempo deberá de cancelar la terapia. Esta etapa no es considerada crítica debido a que el tiempo de la terapia no guarda relación con la pérdida de calibración; si el timer se desconfigura y falla, el equipo funcionará más o menos tiempo, pero no tendrá repercusión en la potencia de salida.

-Digitalizador y Divisor por 2: En esta etapa se digitaliza la señal senoidal y se multiplica con la señal del circuito pulsado. Este circuito es considerado crítico porque tiene como entrada la señal ultrasónica y una errónea digitalización de esta produciría un error en la señal de salida.

- Amplificación: Es la etapa encargada de amplificar la onda cuadrada por medio de mosfets y luego por medio de un transformador en configuración push-pull se invierte la señal (AC), se puede variar la amplitud de salida del transformador, modificando el valor del voltaje en la toma central que proviene de la fuente variable de voltaje. Esta etapa se considera crítica, debido a que en este circuito se puede amplificar la señal que le llega al transductor y por ende la intensidad. Si esta parte fallara, se programaría una intensidad y se tendría otra de salida.

-Transductor: Es el cabezal del equipo de ultrasonido. Se considera crítico ya que este elemento es el que emitirá la potencia de salida.

Las etapas se implementarán por separado y se analizarán cada una de ellas, eligiendo un elemento crítico en cada etapa y analizar como varía la señal en esta.

En primer lugar se procederá a identificar las etapas del circuito y a relacionarlas con cada parte del circuito esquemático. Una vez identificadas las partes se implementarán en tarjetas.

Luego se analizará cada circuito de los bloques elegidos en forma normal, sin realizarle ninguna variación o modificación para poder tener una base con la cual se pueda comparar los resultados que se obtienen cuando se realicen variaciones.

Las modificaciones dependerán del circuito que se esté analizando y del elemento crítico que se haya definido.

En el capítulo 3 se desarrollará: la descripción del funcionamiento de cada etapa y la elección del elemento crítico; en el capítulo 4 se realizarán pruebas de los circuitos funcionando correctamente y pruebas con las modificaciones que se realizarán dependiendo de cada etapa,

posteriormente se analizará cómo estas fallas podrían afectar a la potencia de salida.



CAPITULO 3: EVALUACION DE LOS COMPONENTES CRITICOS DEL EQUIPO

3.1 Evaluación del Circuito Esquemático

Como se mencionó anteriormente se estudiará un equipo de ultrasonido analógico. En la Figura 3.1 se muestra el diagrama esquemático de un equipo de ultrasonido comercial; se muestra sólo la parte del circuito que va a ser analizada. Es decir son los circuitos de oscilación, de modo pulsado, de digitalización y de amplificación.

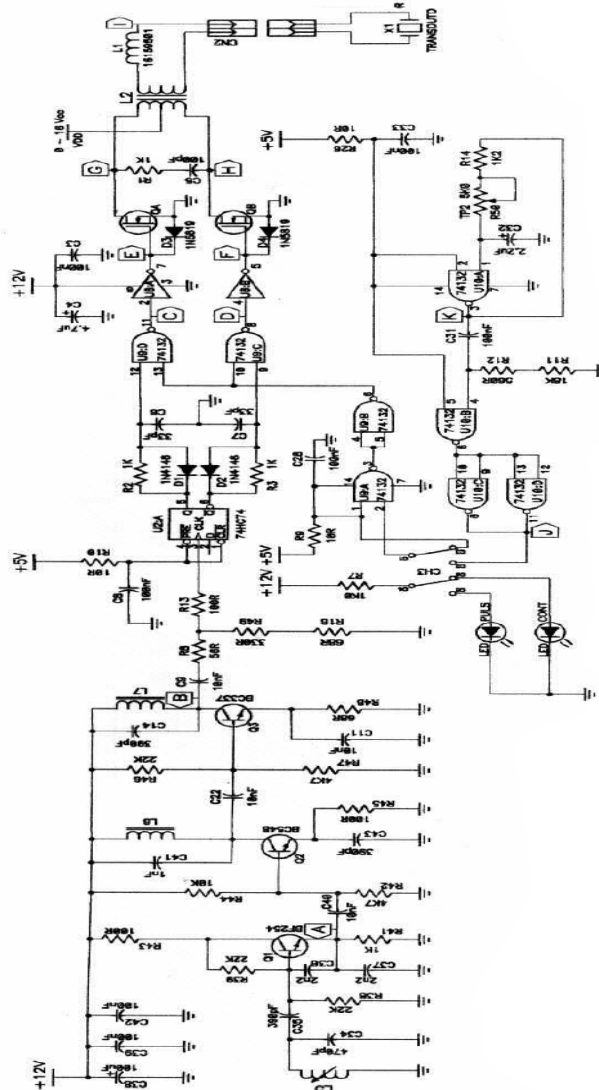


Figura 3.1: Circuito Esquemático de las etapas a analizar
Fuente: Manual técnico del fabricante

Para la elección del elemento crítico en cada etapa se tendrán en cuenta los siguientes criterios: la importancia del componente dentro del circuito y la susceptibilidad que tenga ante un posible error, es decir si este componente puede cambiar su valor o que su funcionamiento se vea afectado debido a causas externas.

3.2 Circuito Oscilador 1 – 3 MHz

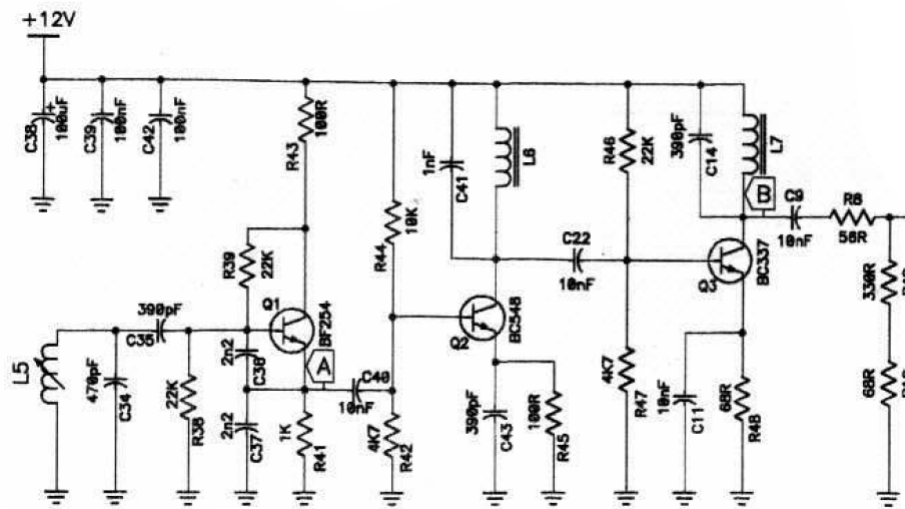


Figura 3.2: Circuito Esquemático Oscilador
Fuente: Manual técnico del fabricante

Este circuito está conformado por bobinas, condensadores, resistencias, y transistores con códigos BF254, BC548, BC337.

Se implementó una tarjeta para simular esta parte del circuito.



Figura 3.3: Tarjeta del circuito oscilador
Fuente: Elaboración Propia

Este circuito genera la señal eléctrica de 1 o 3 MHz, la frecuencia de este oscilador depende del valor de la bobina variable (L5). Al modificar el valor de inductancia la frecuencia de salida varía.

La bobina está construida por un hilo de cobre enrollado y un núcleo hecho de material ferroso. Al variar la posición del núcleo el valor de inductancia de la bobina cambiará: si se retira, la inductancia disminuirá, si se introduce más, el valor aumentará debido a que varía su capacidad de magnetismo.

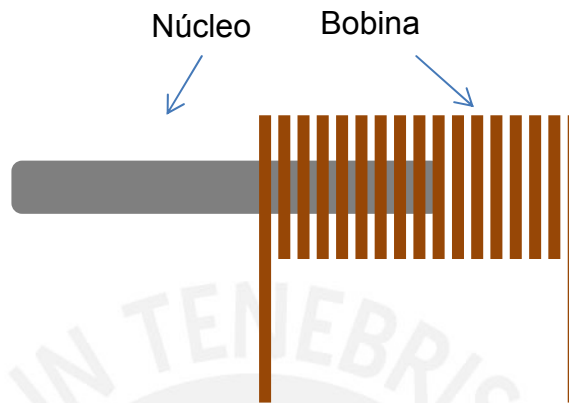


Figura 3.4: Bobina variable
Fuente: Elaboración Propia

En esta etapa el elemento crítico elegido es la bobina variable debido a que su valor afecta directamente a la frecuencia de salida del oscilador. Este elemento es susceptible a error ya que al ser un equipo analógico el valor de inductancia se modifica mecánicamente. Es decir, mediante un ajuste mecánico se varía la posición del núcleo de la bobina; se puede usar un selector de dos posiciones fijas (para 1 y 3 MHz). El selector estará conectado mecánicamente con el núcleo, al mover el selector el núcleo variará de posición, esto cambiará el valor de inductancia de la bobina. Al tener dos posiciones fijas, se tendrán los valores de frecuencia de 1 y 3 MHz que son los valores con los cuales los equipos comerciales trabajan. Por otro lado si el ajuste es impreciso se tendrá una frecuencia de salida que no es la deseada por lo tanto se tendría un error en esta etapa, ya que el equipo no trabajará a la frecuencia requerida. Esto puede traer problemas e inconvenientes al paciente debido a que no se le estará realizando la terapia adecuada y puede llevar a la descalibración del equipo.

3.3 Circuito Pulsado

Este circuito emite ondas cuadradas basando su funcionamiento en compuertas NAND 74LS132 y en la carga y descarga de un condensador

electrolítico de 2.2 uF; se puede variar el ancho del pulso con el potenciómetro que se muestra en el circuito esquemático (TP2).

Este circuito sirve para generar y controlar la frecuencia cuando se trabaja en Modo Pulsado.

Al variar el valor del potenciómetro se modificará el ciclo de trabajo de la onda cuadrada, como se mencionó anteriormente en modo pulsado se trabaja normalmente con ciclos de trabajo de 5%, 10% y 20%. El potenciómetro regula la frecuencia del modo pulsado, como se necesitan posiciones fijas se utiliza un potenciómetro selector.

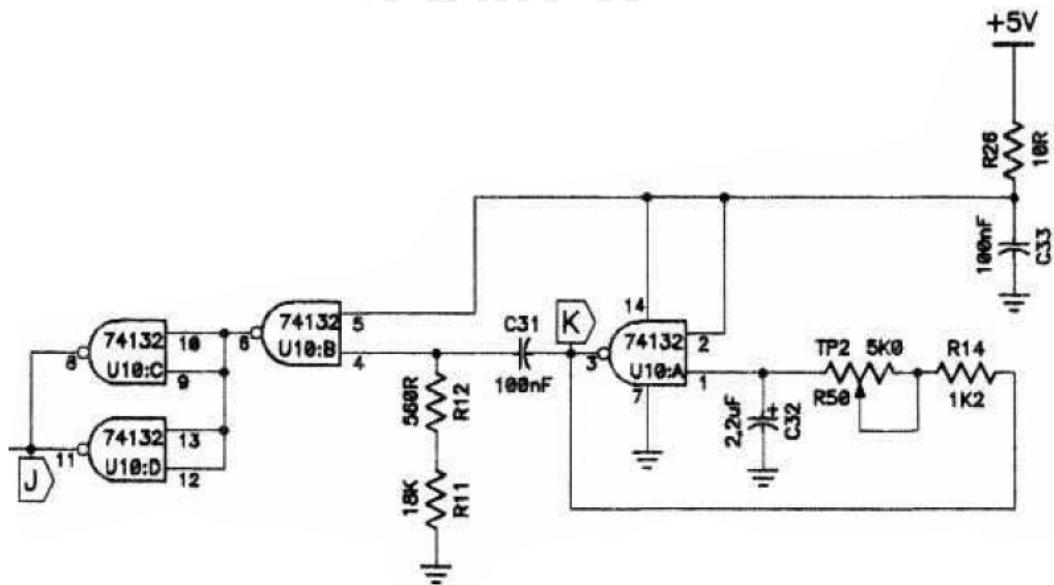


Figura 3.5: Circuito Esquemático Modo Pulsado.
Fuente: Manual técnico del fabricante

Se implementó una tarjeta para simular esta parte del circuito.



Figura 3.6: Tarjeta del circuito de modo pulsado

Fuente: Elaboración Propia

En esta etapa se considera como elemento crítico el potenciómetro debido a que de este depende el ciclo de trabajo del Modo Pulsado. El valor del potenciómetro se varía manualmente por lo que una mala maniobra podría desajustar el potenciómetro y tener un valor con el cual no se obtenga la frecuencia de modo pulsado deseada.

3.4 Circuito Digitalizador y Divisor por 2

Este circuito recibe la onda senoidal de 1 o 3 MHz, la digitaliza y la divide en 2 señales complementarias, basando su funcionamiento en un Flip-Flop. En esta etapa se convierte la señal senoidal en una señal cuadrada debido a que el transductor debe de recibir este tipo de onda.

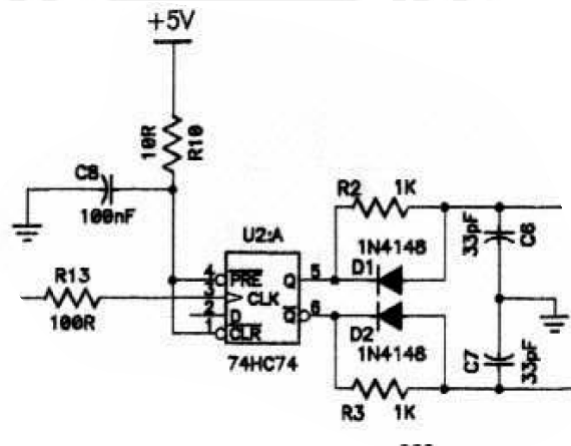


Figura 3.7: Circuito Digitalizador y Divisor por 2.
Fuente: Manual técnico del fabricante

En esta etapa el Flip-Flop tipo D muestrea la señal senoidal, la digitaliza y en sus salidas se tienen dos ondas cuadradas de 1 o 3 MHz las cuales son complementarias.

En esta etapa se considera como elemento crítico al Flip-Flop debido a que de este depende la digitalización de la onda. Si este componente fallase se tendría a su salida una señal con una frecuencia que no es la deseada lo que induciría a un error en la etapa emitiendo una señal cuadrada a otra frecuencia o sin una frecuencia definida.

Para este circuito se implementó una tarjeta junto con el circuito de amplificación.



Figura 3.8: Tarjeta del resto del circuito
Fuente: Elaboración Propia

3.5 Circuito de Amplificación

Antes de entrar a la etapa de amplificación, la señal de ultrasonido se multiplica por la onda cuadrada de baja frecuencia del modo pulsado, luego pasa por un driver de alta velocidad para los mosfets mediante el integrado MC34151, el cual sirve para conectar el circuito de baja corriente con los mosfet de potencia, se usan mosfets IRF530. Finalmente para acoplar el transductor se utiliza un transformador con relación de 2:3 en configuración push-pull, el cual se utiliza como un inversor, esto se puede observar en la Fig 3.9.

Se puede variar la intensidad (W/cm^2) de salida variando el voltaje que entra a la toma central del transformador.

Al estar el transformador en configuración push-pull funciona como un inversor, es decir convierte la señal continua que ingresa por la toma central en una señal alterna cuadrada. Las señales complementarias de los mosfets funcionan como si fueran interruptores.

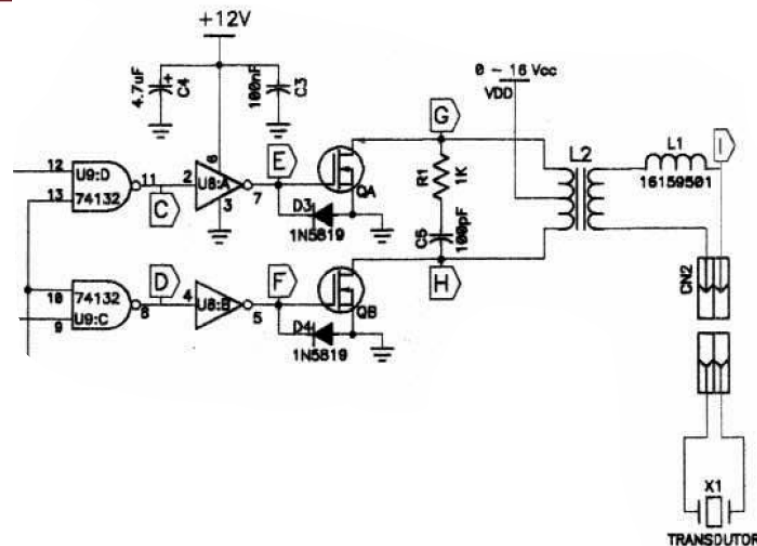


Figura 3.9: Circuito de Amplificación
Fuente: Manual técnico del fabricante

En esta etapa el elemento crítico es el transformador, ya que dependiendo de la entrada común se puede regular el voltaje que le llegará al transductor, si el voltaje es muy alto puede saturar y quemar al transductor, si es muy bajo puede que no llegue a excitarlo y por ende el piezoeléctrico no vibrará.

3.6 Transductor

Para analizar esta etapa se cuenta con dos transductores de diferentes fabricantes; sin embargo ambos tienen el mismo principio de funcionamiento, vibración basada en el efecto piezoeléctrico.

En el transductor el elemento crítico elegido es el piezoeléctrico, ya que de este depende la vibración del cabezal. Este componente es susceptible a variación, ya que un movimiento brusco o un mal uso del cabezal puede desacoplar el piezoeléctrico y hacer que el transductor no funcione. En las Fig. 3.10 y 3.11 se muestran los transductores que serán analizados.



Figura 3.10: Transductor
Fuente: Carci – Sonomed V



Figura 3.11: Transductor
Fuente: Mettler - Sonicator

CAPITULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Aspectos Generales

Cada circuito se probará y analizará por separado, de este modo se podrán obtener conclusiones de cada etapa de manera individual, es decir para saber si un error en dicha etapa repercute en la potencia de salida, y por ende si se genera una pérdida de calibración. Primero se probará el circuito funcionando correctamente para verificar que no existe error en la implementación de las tarjetas, y para tener una base con la cual se pueda comparar cuando se realicen las modificaciones. Las variaciones dependerán de cada etapa y del elemento crítico que se haya elegido, luego se analizará si el error en dicha etapa puede producir un error en la potencia de salida hacia el transductor la cual genera la pérdida de calibración.

4.2 Circuito Oscilador

4.2.1 Circuito Funcionando Correctamente

Este circuito se alimenta con 12 voltios; se probó con distintos valores de bobinas y se analizó la señal de la onda de salida. Al aumentar el valor de la bobina la frecuencia de la onda disminuye

Como resultado se observó una onda senoidal, cuando el valor de la bobina estaba entre 6.8uH y 26uH.

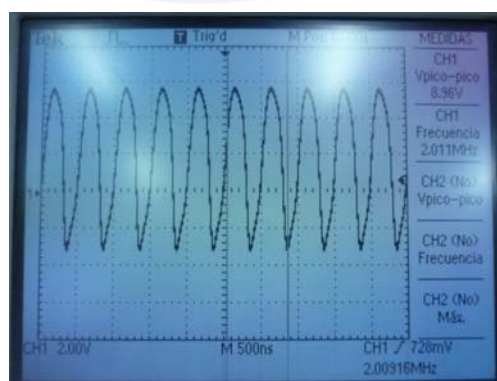


Figura 4.1: Onda senoidal 2MHz
Fuente: Elaboración Propia

En la figura 4.1 se muestra una onda senoidal cuando se usa una bobina de 10uH, la onda tiene amplitud de 9 voltios pico a pico y una frecuencia de 2MHz.

Usando un arreglo de bobinas se obtuvo el valor de 26.26 uH, con este valor de inductancia la onda aún se puede considerar senoidal aunque se va deformado y se consigue una frecuencia de 1.2 MHz y una amplitud de 14.2 voltios pico a pico.



Figura 4.2 Onda senoidal 1.3 MHz
Fuente: Elaboración Propia

Y para un valor de 6.8 uH se obtiene una frecuencia de 2.5 MHz y una amplitud de 6 voltios pico a pico como se observa en la Figura 4.3.

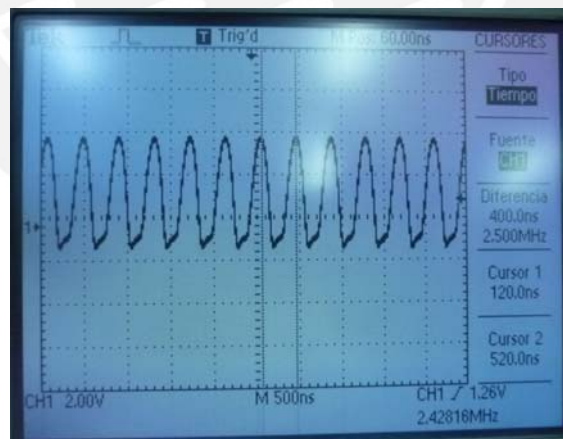


Figura 4.3: Onda senoidal 2.5 MHz
Fuente: Elaboración Propia

4.2.2 Circuito con Variaciones

En esta etapa el elemento crítico es la bobina, por lo tanto se realizarán variaciones en este componente.

Cuando se usa una bobina de 33 μH , la onda se distorsiona y no se logra formar el la onda senoidal correctamente. Se tiene una onda de 1.16 MHz y de 13 voltios pico a pico como se puede observar en la Figura 4.4.

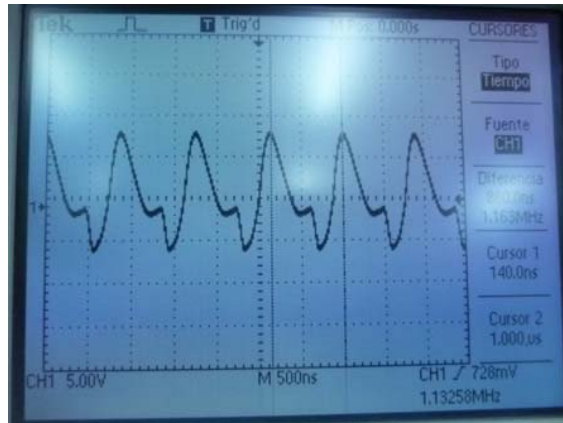


Figura 4,4: Onda senoidal distorsionada 33 μH
Fuente: Elaboración Propia

De manera similar de probé con una bobina de 47 μH , se obtiene una onda distorsionada, que no es senoidal; sin embargo, la señal tiene una frecuencia de 1 MHz (frecuencia con la que se realiza terapia) y con 57 μH la onda de distorsiona aún más cambiando la amplitud entre picos entre 4 y 12 voltios aproximadamente y sin una frecuencia definida.

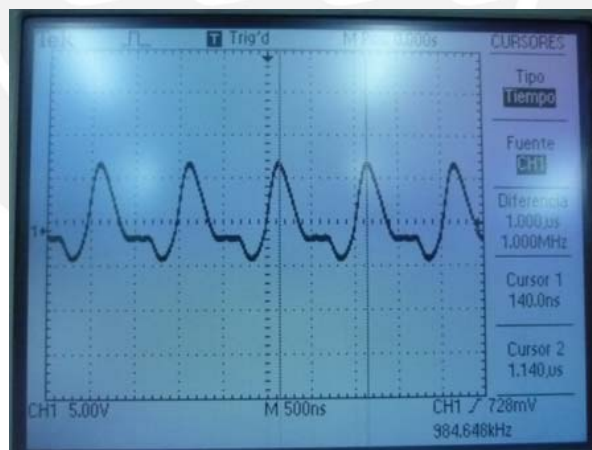


Figura 4.5: Onda senoidal distorsionada 47 μH
Fuente: Elaboración Propia

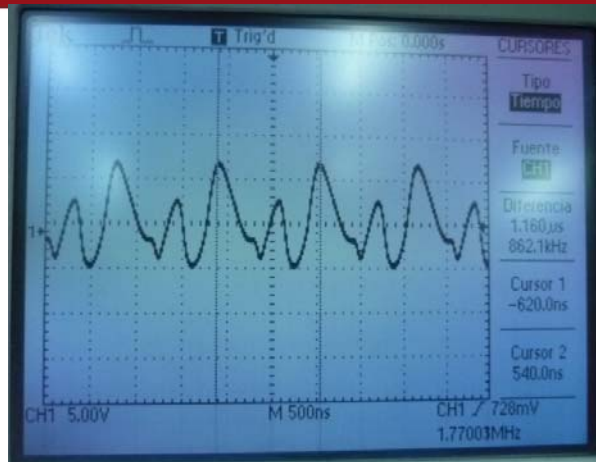


Figura 4.6: Onda senoidal distorsionada 57 uH
Fuente: Elaboración Propia

En esta etapa se observa un correcto funcionamiento cuando el valor de inductancia se encuentra en el rango de 6 uH y 27 uH aproximadamente. Al aumentar la inductancia la onda se distorsionaba cada vez más.

4.2.3 Análisis

La siguiente tabla muestra los valores de inductancia que se usaron y el valor de frecuencia asociado a este.

Inductancia	Frecuencia	Amplitud Máxima
6.87 uH	2.5 MHz	6 Vpp
8.24 uH	2.273 MHz	8.2 Vpp
10 uH	2 MHz	9 Vpp
13.2 uH	1.7 MHz	11.2 Vpp
14.98 uH	1.66 MHz	12.3 Vpp
19.38 uH	1.5 MHz	13.6 Vpp
22 uH	1.33 MHz	14.9 Vpp
24.98 uH	1.28 MHz	15.2 Vpp
26.38 uH	1.23 MHz	15.2 Vpp

Tabla 4.1: Frecuencias de oscilación según valores de inductancias
Fuente: Elaboración Propia

Se observa que al aumentar el valor de inductancia la frecuencia de oscilación va disminuyendo, y la amplitud pico a pico va aumentando, pero a su vez a señal se va distorsionando cada vez como se observa en las figuras 4.4 4.5 y 4.6.

Teniendo una onda distorsionada no se tendrá una frecuencia definida para la señal ultrasónica, del mismo modo los picos de la onda tienen diferentes valores de amplitud. Esto repercute directamente en la señal de salida hacia el transductor ya que la onda al digitalizarse no tendrá una frecuencia definida debido a que los picos que tengan poca amplitud y no lleguen a pasar el umbral del flip-flop serán considerados como ceros lógicos, por lo tanto la señal de salida el flip-flop estará formada por una serie de pulsos aleatorios. Luego esta señal será amplificada y llevada al transductor, el cual vibrará sin una frecuencia definida.

Entonces si un equipo se configura para una frecuencia de 1 MHz y para una intensidad de 1 W/cm^2 , por ejemplo, y la etapa de oscilación falla emitiendo una onda distorsionada, en la señal de salida no se tendrá una frecuencia definida por lo tanto la potencia no será la programada ya que no se tiene un ciclo de trabajo fijo y por ende el voltaje y corriente promedio no serán los esperados.

Este problema puede ser causado por la posición del núcleo de la bobina. Como se observó en el capítulo anterior, la posición del núcleo se modifica mecánicamente por medio de un selector, esto no es muy confiable debido a que el núcleo podría cambiar de posición si el equipo se mueve bruscamente, ya que es solamente una pequeña barra de hierro, debido a esto se tendría que abrir el equipo y reposicionar el núcleo en su lugar, lo cual sucede a menudo. Si esto sucediera se podría decir que el oscilador no está calibrado porque emitiría ondas con otras frecuencias que no son las deseadas. Para esta etapa se recomienda que se utilice una bobina fija y que se use un condensador variable; esto resultaría más estable por lo que sólo es necesario mover una de las dos placas: para variar la distancia entre ellas o para que cambiar la cantidad de área superficial de la placa que se traslape. Realizando esto, el circuito de oscilación será más estable y se tendrán las frecuencias de oscilación requeridas.

4.3 Circuito Pulsado

4.3.1 Circuito Funcionando Correctamente

Este circuito se probó con una alimentación de 5V y se midió la salida girando el potenciómetro para verificar el cambio en la onda cuadrada.

Al mover el potenciómetro se modifica el ancho del pulso; sin embargo, el ancho del tiempo entre pulsos siempre es el mismo: 3 ms. En la Figura 4.7 se puede observar esto, y al cambiar el valor de potenciómetro, este tiempo es el mismo, como se muestra en la Figura 4.8.

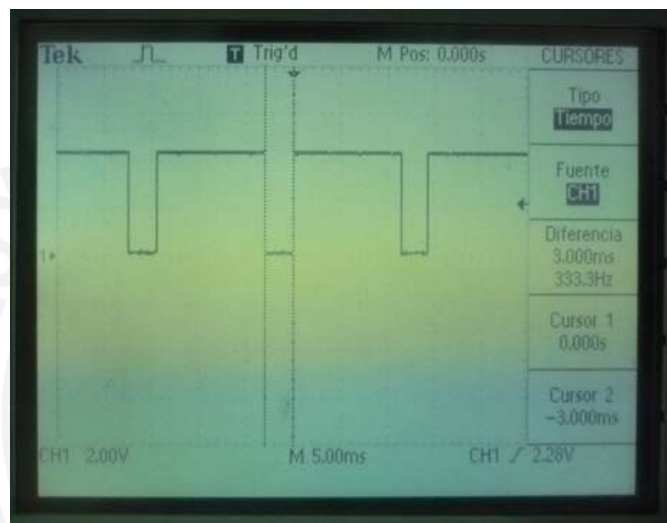


Figura 4.7: Señal onda cuadrada 1
Fuente: Elaboración Propia

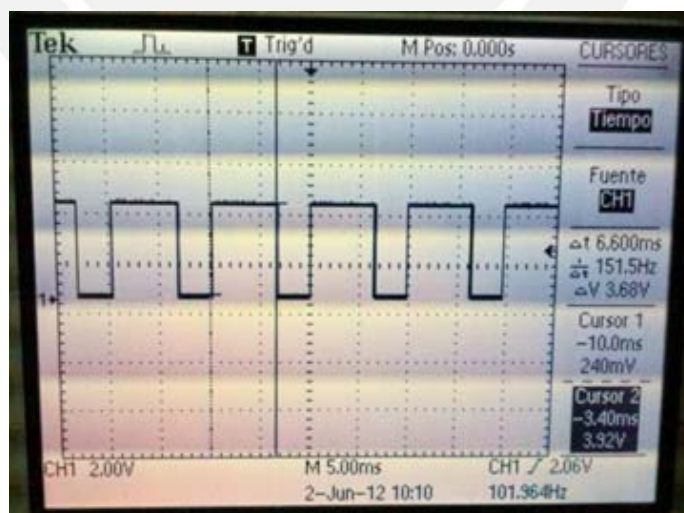


Figura 4.8: Señal de onda cuadrada 2
Fuente: Elaboración Propia

En conclusión, el circuito de modo pulsado, emitirá una onda cuadrada, en la cual el ancho del pulso estará determinado por el valor del potenciómetro y la separación entre pulsos será siempre la misma.

4.3.2 Circuito con Variaciones

El elemento crítico es el potenciómetro por lo tanto se realizarán variaciones sobre este y se analizarán.

El potenciómetro elegido en el diagrama esquemático del fabricante es de 5 K Ω . Como se mencionó anteriormente, al aumentar el valor de resistencia del potenciómetro, el ancho del pulso también incrementará, sin embargo existe un límite de resistencia hasta la cual aún se forma una onda cuadrada, pasado este valor la señal de salida será constante en 4.35 V. Esto se debe a que el tiempo de carga del condensador es mucho mayor al tiempo de descarga.

Cuando el valor del potenciómetro alcanza los 2.8 K Ω la señal cuadrada se convierte en continua, como se observa en la figura 4.9.

Lo mismo sucede si el potenciómetro se desacopla del circuito, es decir se tiene una resistencia infinita y por ende mayor que 2.8K Ω , por lo tanto la salida será una señal continua.

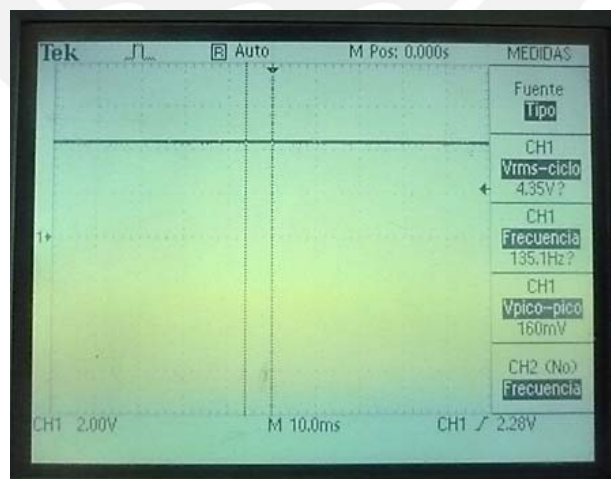


Figura 4.9: Señal de valor constante
Fuente: Elaboración Propia

4.3.3 Análisis

Se observa que cuando el valor de resistencia pasa los 2.8 K Ω la onda deja de ser cuadrada y pasa a ser una señal constante. Esto induciría a un error en la señal de salida, debido a que antes de la etapa de amplificación la onda de modo pulsado se multiplica con la onda senoidal (1 – 3 MHz), si se elige el modo pulsado y el valor de resistencia supera los 2.8K Ω la señal cambiará a modo continuo.

El error en esta etapa no afecta a la intensidad de salida, sin embargo tiene un efecto que podría perjudicar al paciente; como se menciona en el capítulo 1 en modo continuo se recomienda llegar hasta una intensidad de 2 W/cm² ya que si se utiliza una intensidad mayor se puede llegar a lastimar al paciente debido al calor generado, en cambio en modo pulsado se puede llegar hasta una intensidad de 3 W/cm² debido a que el calor se disipa en los tramos donde la señal es cero; entonces si el terapeuta elige modo pulsado y programa una potencia de 3 W/cm² y esta etapa falla la terapia que se estará realizando ya no será pulsada sino continua y a la intensidad programada podría causar daños tisulares en el paciente.

Para evitar este inconveniente se deberá de variar el valor de las resistencias. En la Fig 3.5 se observa una resistencia fija de 1.2 K Ω , si el potenciómetro llega a 2.8 K Ω , entonces la resistencia máxima para que la señal no se vuelva continua es de 4 K Ω . Por lo tanto se deberá de colocar una resistencia fija de 3 K Ω y un potenciómetro de 1 K Ω , con esto se evita que a la salida se obtenga una señal continua.

4.4 Circuito Digitalizador y Divisor por 2

4.4.1 Circuito Funcionando Correctamente

Lo que se desea de este circuito es que a su salida se tenga una onda cuadrada con una frecuencia de 1 - 3 MHz (frecuencia de la terapia), por esto la señal de oscilador ya no irá al clock, sino a la entrada del flip-flop (D), y al clock se le pondrá una señal con el doble de frecuencia o más, para así poder tener la onda cuadrada requerida.

La frecuencia del clock debe ser mínimo el doble que la frecuencia de entrada para que poder muestrearla correctamente.

Por este motivo, para verificar el correcto funcionamiento se usa un generador de señales el cual va conectado al clock del flip-flop. Las señales de entrada se muestran a continuación.

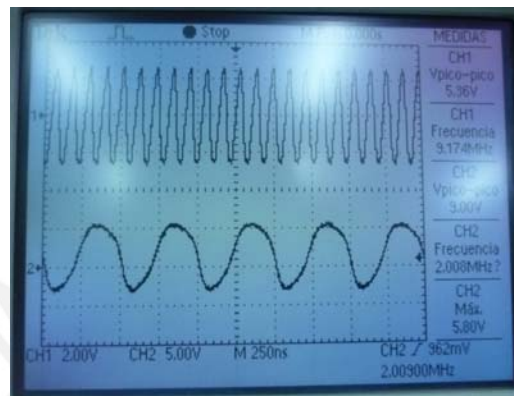


Figura 4.10 Entradas del flip flop
Fuente: Elaboración Propia

Se elige como entrada la señal de 2 MHz ya que es la onda que mejor forma sinusoidal tenía con respecto a las otras formadas con distintos valores de inductancia y la señal de clock es de 9.1 MHz debido a que es el máximo valor que brinda el generador, se eligió el máximo porque se quiere muestrear de la mejor manera la onda senoidal.

La salida Q del flip-flop es una onda cuadrada con la misma frecuencia que el oscilador. Ya que el circuito es divisor por dos, se obtiene también la salida negada la cual debe ser complementaria y debe tener la misma frecuencia como se observa en la figura 4.11

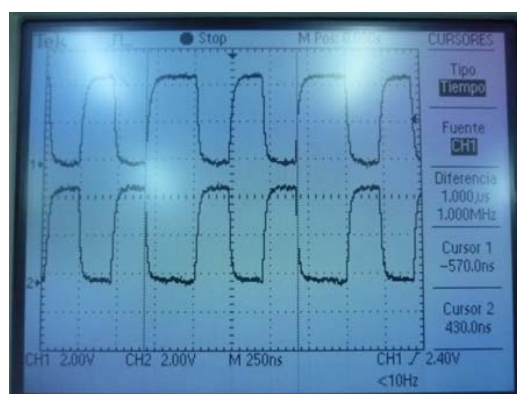


Figura 4.11: Salida del Flip Flop
Fuente: Elaboración Propia

Para que este circuito funcione correctamente la frecuencia de la señal del clock deberá ser más del doble que frecuencia de la señal del oscilador, si esto no sucediera la señal de salida del flip-flop tendría un tiempo en alta diferente que el tiempo en baja o una frecuencia diferente. Esto se muestra en detalle a continuación en el siguiente punto.

4.4.2 Circuito con Variaciones

La variación que se realizará será la de modificar la frecuencia del clock, es decir la del generador, se configurará a una frecuencia que sea menor que el doble que la frecuencia de entrada.

Las señales de entrada se muestran en la Figura 4.12

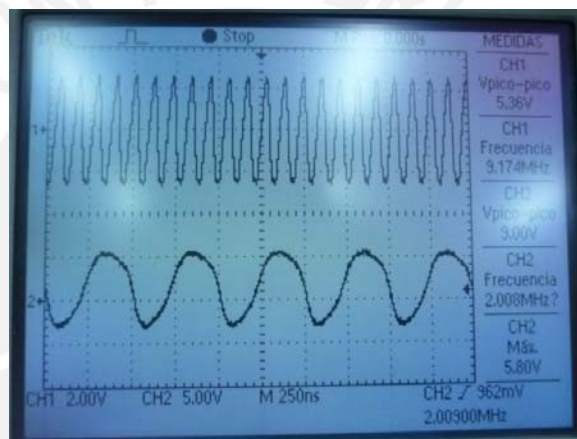


Figura 4.12: Entrada del Flip-Flop 3 MHz
Fuente: Elaboración Propia

Como se puede apreciar la frecuencia del generador (3 MHz) no es más del doble de la frecuencia del oscilador (2 MHz), por lo tanto la señal de salida no tendrá la frecuencia deseada (1 MHz),

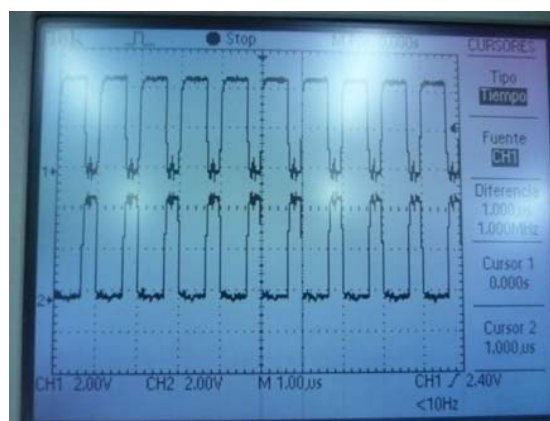


Figura 4.13: Salida Flip-Flop con 3 MHz en el clock
Fuente: Elaboración Propia

En este caso se obtiene una onda cuadrada con anchos de pulsos iguales, si se ingresara otra señal al clock con frecuencia aleatoria los pulsos no necesariamente tendrían el mismo ancho, por ende la frecuencia no estaría bien definida; esto se muestra en la figura 4.14, donde se utilizó una frecuencia de 3.3 MHz.

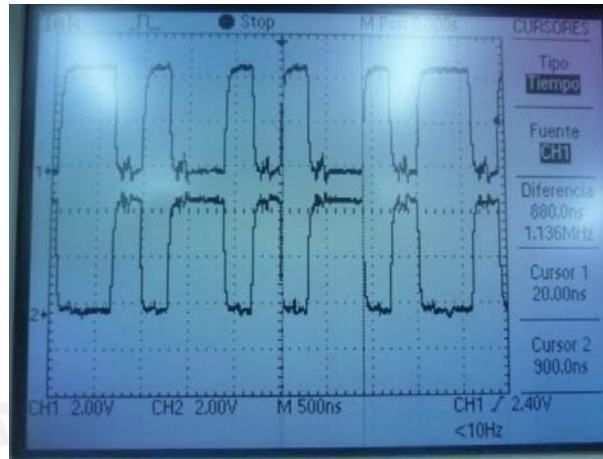


Figura 4.14: Salida del Flip-Flop con 3.3 MHz en el clock
Fuente: Elaboración Propia

El circuito de esta etapa no estaba bien definido debido a que la entrada se encontraba sin conexión según el diagrama esquemático. Por esta razón se usó un generador de señales, el cual irá a la señal del clock para poder muestrear la señal.

4.4.3 Análisis

Si la frecuencia del generador es el menos del doble de la frecuencia de la señal de entrada, la señal no se muestrearán correctamente ya que no cumple con el teorema de muestreo de Nyquist. Por lo tanto, se tendrá en la salida una onda cuadrada en la cual el tiempo que permanece en alta no es el mismo del que permanece en baja, por ende no se tendrá la onda cuadrada simétrica que se desea. Esto afecta directamente a la señal de salida, ya que si se muestrea con una frecuencia que no es la adecuada, la señal de salida de esta etapa no será la onda cuadrada que se desea debido a que no tendría la frecuencia de salida que se programó o simplemente no tendría una frecuencia definida, entonces la señal que le llega al transductor no será la esperada y esto afecta a la intensidad de salida programada ya que al igual que el problema en el circuito oscilar no se tendría un ciclo de trabajo fijo y por ende el voltaje y corriente promedio no serán los esperados.

Para evitar un mal muestreo de la señal y no depender de un circuito que genere una onda de mayor frecuencia, se recomienda usar un comparador para digitalizar la señal senoidal. Se puede usar un amplificador operacional en el cual una entrada se conecta a tierra (referencia) y la otra entrada sería la señal senoidal, entonces la salida del circuito se tendrá una onda cuadrada con la misma frecuencia que la señal senoidal. Para la elección del amplificador operacional se debe de tener en cuenta el ancho de banda y el slew rate para que la señal de salida pueda seguir a la señal de entrada de forma óptima, para este caso se recomienda el uso del OPAM LM318 el cual tiene un ancho de banda de 15 MHz y un slew rate de 150 V/us.

4.5 Amplificación

4.5.1 Circuito Funcionando Correctamente

A la entrada del driver se tiene la onda digitalizada multiplicada por la onda cuadrada del modo pulsado. El driver amplifica la señal y la invierte.

La elección del modo pulsado o continuo depende de la posición del interruptor que se muestra en la figura 3.7, los leds sirven para indicar en cual modo se está trabajando, led rojo para modo pulsado y led verde para modo continuo.

Si se trabaja en modo pulsado, a la entrada del driver se tendrá la onda de ultrasonido pero sólo en el tiempo en el cual la onda cuadrada del modo pulsado está en nivel alto. Esto se observa en la Figura 4.15.

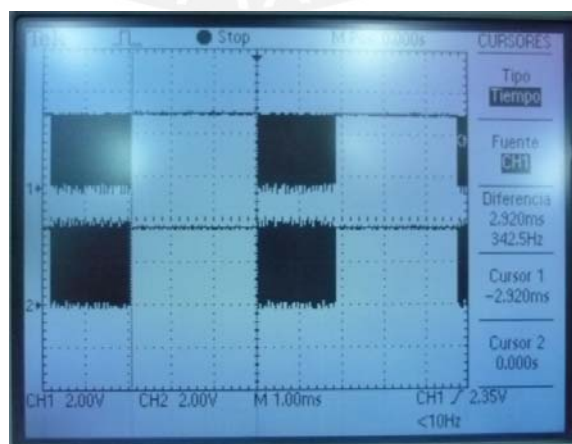


Figura 4.15: Entrada del driver
Fuente: Elaboración Propia

Se puede observar que el tiempo en el cuál no hay ultrasonido corresponde al tiempo en el cuál el modo pulsado está en baja (3 ms)

Si se le hace un acercamiento a la onda de ultrasonido se observa que son ondas complementarias, y que tienen la frecuencia del oscilador (2 MHz)

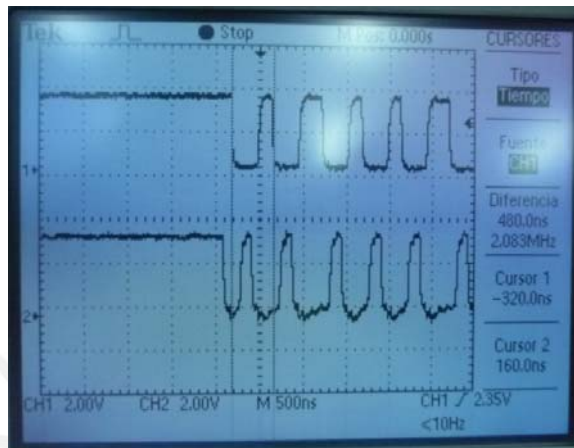


Figura 4.16: Acercamiento de la señal a la entrada del driver
Fuente: Elaboración Propia

A la salida del driver se tendrá la señal invertida y amplificada. Como se muestra en la figura 4.17

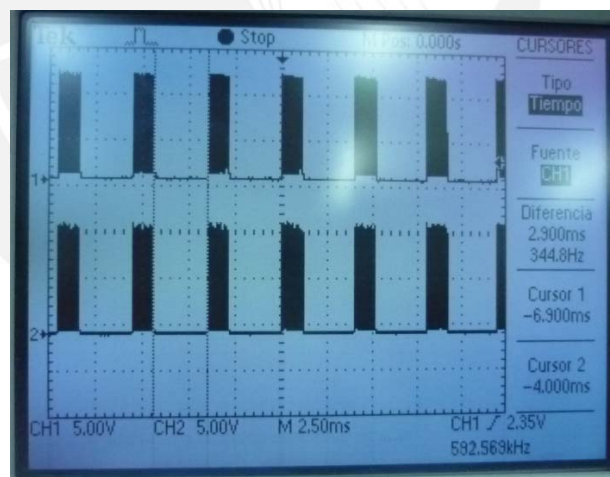


Figura 4.17: Señal a la salida del driver.
Fuente: Elaboración Propia

Se puede apreciar que a la entrada el voltaje era aproximadamente 5 voltios y la salida se tiene un voltaje de 12V pico a pico.

En la Figura 4.18 se observa el acercamiento de la onda a la salida del driver de mosfet; si se compara con la señal de la Figura 4.16 se observa que la señal está invertida.

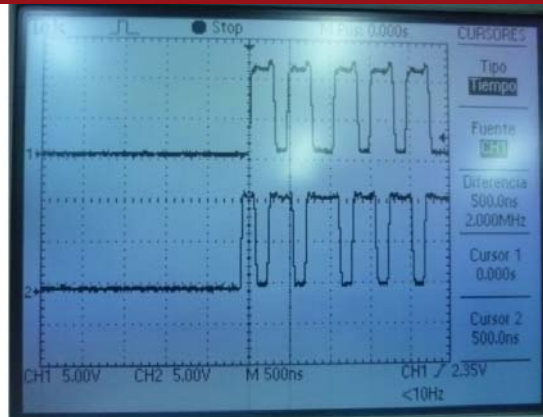


Figura 4.18: Acercamiento de la señal a la salida del driver
Fuente: Elaboración Propia

El Mosfet sirve para amplificar la señal de corriente ya que el voltaje que se tiene a la salida es el mismo de la entrada, el diodo sirve para tener solamente pulsos positivos y filtrar cualquier pulso o pico negativo que pueda haber. Se muestra en la figura 4.19.

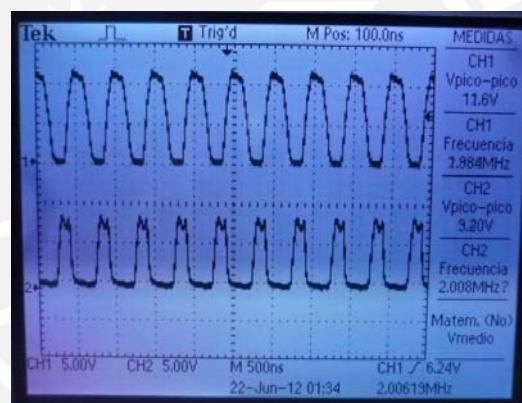


Figura 4.19: Entrada y salida del Mosfet
Fuente: Elaboración Propia

El transformador cumple la función de un inversor, es decir para tener valores de voltajes tanto positivos como negativos, también sirve para aislar la señal del transductor y se puede modificar la potencia de salida variando el voltaje en la toma central ya que de esta depende la amplitud del voltaje que recibirá el transductor.

4.5.2 Circuito con Variaciones

No se tiene información de donde proviene el voltaje que va hacia la toma central del transformador, para efectos de análisis se asumirá que este voltaje continuo se controlará mediante un regulador de voltaje positivo usando un LM317. Lo descrito anteriormente se puede apreciar en la figura

4.20. Se puede variar el voltaje de salida con el potenciómetro conectado en el pin de ajuste.

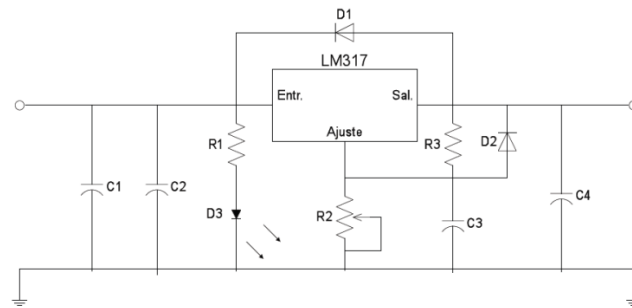


Figura 4.20: Circuito Esquemático de Fuente Variable
Fuente: Material de Enseñanza PUCP.

4.5.3 Análisis

Lo importante de este circuito es que el voltaje de salida se encuentre en el rango de 0 a 16 V, si sobrepasa este valor, a la salida del transformador se tendrá un voltaje muy alto que proveerá una intensidad mayor a la deseada.

El voltaje de salida deberá de estar en el rango de 0 a 16 V. Para el diseño de este circuito se deberá de tener en cuenta el transformador reductor como el voltaje y la frecuencia de la red para seleccionar los componentes correctos y obtener el voltaje de salida en el rango deseado.

Si al transformador le llegara un voltaje mayor a 16 voltios, al transductor le llegará un voltaje mayor al cual ha sido diseñado, en este caso de 24 voltios, por lo tanto, emitirá una intensidad mayor a la permitida (3 W/cm^2 en modo pulsátil). Además, al estar sometido a un voltaje mayor al diseñado el piezoeléctrico podría quemarse y el cabezal dejará de funcionar.

4.6 Transductor

En esta etapa lo más importante es que todo esté correctamente conectado eléctrica y mecánicamente ya que no existen ningún circuito adicional, por este motivo se explicarán las conexiones y los posibles errores con gráficos.

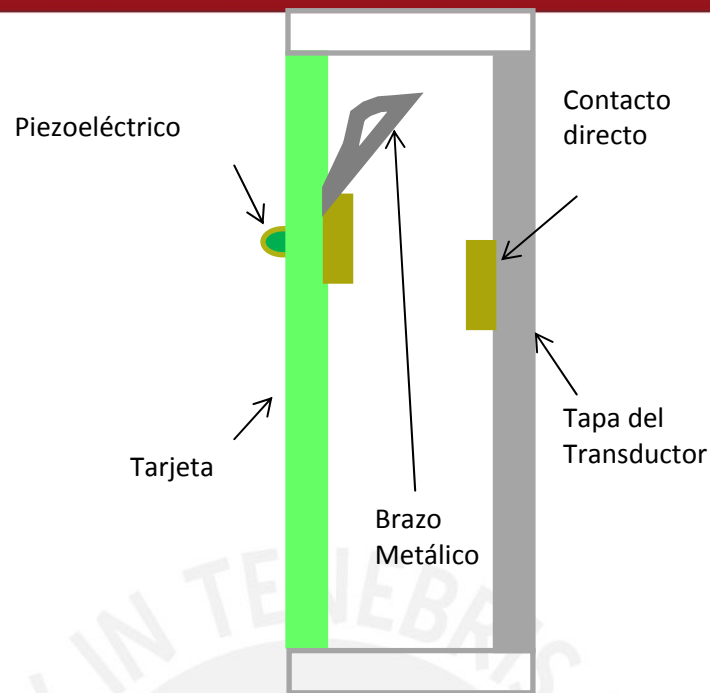


Figura 4.22: Vista transversal de la placa
 Fuente: Elaboración Propia

4.6.2 Variaciones

- En este transductor se puede observar que al final del brazo metálico existe un pequeño contacto metálico el cual toca directamente la tapa. Si este brazo se arquea más de lo debido no habrá un buen contacto, por lo tanto el cabezal no vibrará con la potencia que debería, o simplemente no vibrará si no hay contacto. Esta falla es causada por la fatiga del brazo metálico, ya que este está sometido a una gran cantidad de vibraciones (un millón por segundo en el caso de 1 MHz) y también a un esfuerzo variable dependiendo de la intensidad de vibración. Con el uso a lo largo del tiempo aparecerán algunas señales de fatiga microscópicas las cuales serán posteriormente deformaciones detectables a simple vista.
- Para la fabricación del brazo metálico se recomienda que sea de titanio, ya que este elemento puede soportar cientos, incluso miles de millones de oscilaciones con bajas cargas como las que experimenta el brazo metálico.

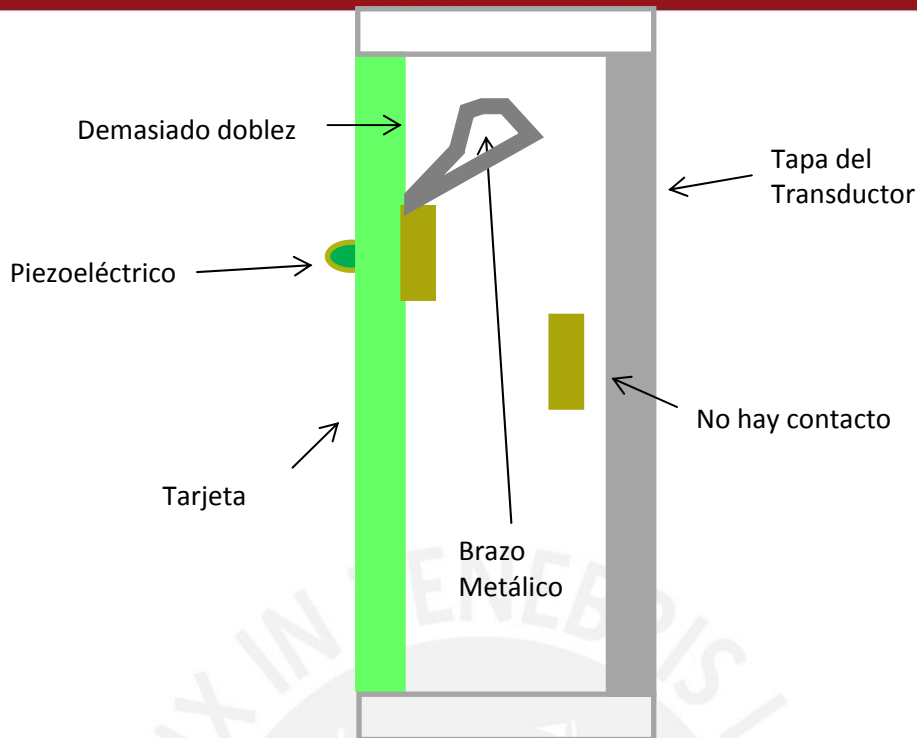


Figura 4.23: Mal contacto con la tapa del transductor
 Fuente: Elaboración Propia

- En la tarjeta de conexiones se puede observar que una línea de transmisión está relativamente cerca a un punto de soldadura del piezoeléctrico, aunque este cable de alimentación tiene protección puede hacer contacto con un terminal del oscilador y debido a la corriente que pasa se puede ir debilitando poco a poco hasta que el cable quede expuesto y pueda hacer cortocircuito con el piezoeléctrico. Esto generaría que el oscilador se queme y el transductor ya no vibraría. Lo explicado anteriormente se puede apreciar en la figura 4.24

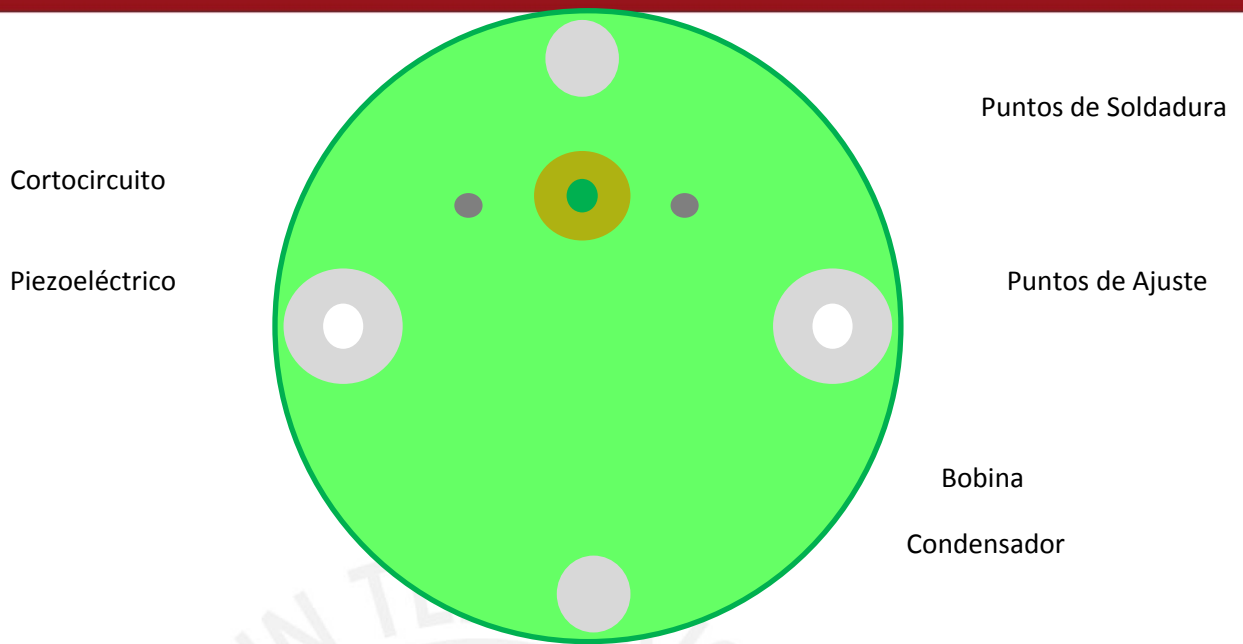


Figura 4.24: Posible cortocircuito con el piezoeléctrico
Fuente: Elaboración Propia

- Para evitar posibles cortocircuitos en la tarjeta de conexiones, se recomienda una mejor distribución de los componentes. Si bien es cierto que la tarjeta es pequeña, son solamente 3 componentes y se podría elaborar un mejor diseño para evitar que los componentes hagan contacto con las líneas de transmisión.

4.6.3 Funcionamiento Correcto

Transductor 2

El piezoeléctrico está pegado a la tapa del cabezal, una línea de transmisión está conectada al centro y la otra en la parte exterior del disco y su vez conectada al chasis para tener una referencia eléctrica. En la figura 4.25 se observa un diagrama de la vista frontal del transductor.

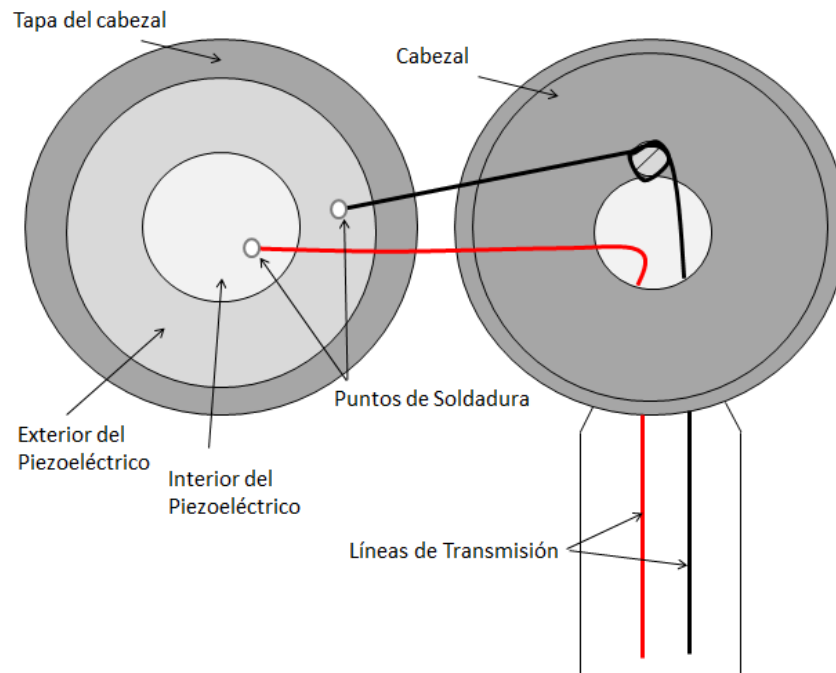


Figura 4.25: Vista Frontal del Transductor
 Fuente: Elaboración Propia

4.6.4 Variaciones

- La tapa del cabezal, a pesar que es de metal, podría ir carcomiéndose o resquebrajándose por dentro, esto puede ser causado por una mala maniobra del cabezal o por pequeños pero continuos golpes que este pueda sufrir. Como consecuencia, cuando el cabezal vibre, en la superficie de la tapa no se tendrá toda la potencia de salida requerida debido a que se generarán pérdidas debido a que no existe un buen contacto. Al estar el transductor sometido a constante vibración, las grietas internas se harán cada vez más grandes, por lo tanto la potencia de salida será menor que la deseada.
- Si el piezoeléctrico no está correctamente pegado a la tapa del cabezal o existen burbujas de aire entre ambas superficies toda la potencia de vibración del piezoeléctrico no sería absorbida en su totalidad por la tapa esto generaría pérdida de potencia de salida y, además, poco a poco con el uso se iría desprendiendo. Esto puede ser a causa de las grietas que se puedan formar por golpes en el cabezal o por mal uso, parecido al caso anterior.

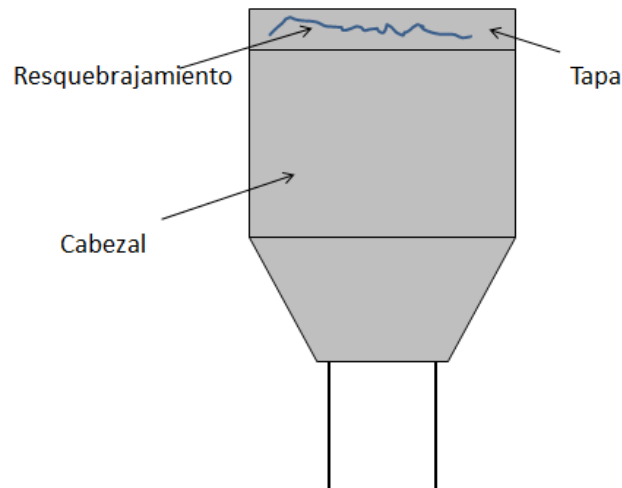


Figura 4.26: Vista horizontal del cabezal
Fuente: Elaboración Propia

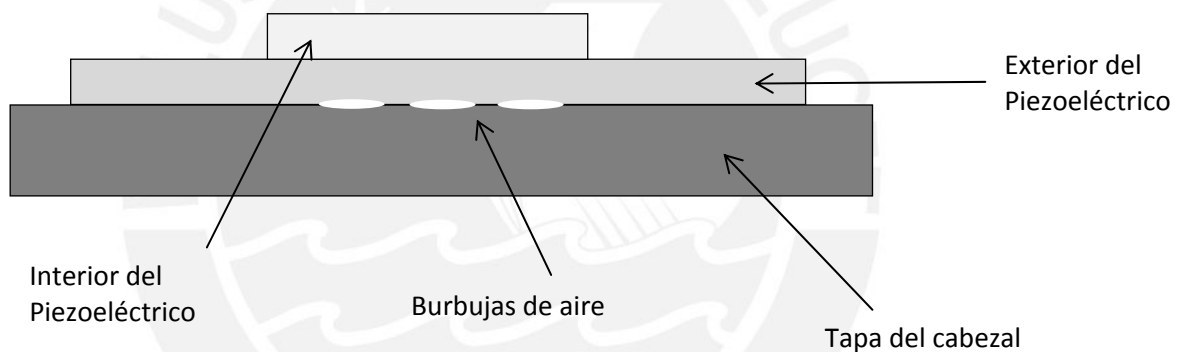


Figura 4.27: Vista horizontal de la tapa con el piezoeléctrico
Fuente: Elaboración Propia

- Para los problemas previamente mencionados, se recomienda tener especial cuidado con el cabezal del equipo, ya que ante un golpe o una mala manipulación el cabezal puede sufrir serios daños. Pueden aparecer grietas internas, las cuales influirían en la potencia de salida, disminuyéndola debido al mal contacto mecánico entre el piezoeléctrico y la tapa. Por este motivo se sugiere que se manipule correctamente el cabezal y que se evite golpearlo para que no se produzcan grietas ni burbujas de aire, y así no haya pérdida de potencia.
- Otro aspecto importante son las conexiones eléctricas dentro del transductor, como ya se mencionó, se tienen 2 líneas de transmisión las

cuales se unen mediante un punto de soldadura a la parte exterior e interior de piezoeléctrico respectivamente y asimismo una de estas líneas se une mecánicamente al chasis por medio de un tornillo para hacer referencia eléctrica. Estas conexiones no son muy seguras ni estables, debido a que por un golpe o una mala maniobra del cabezal se pueden ir desprendiendo poco a poco hasta que al final no hagan contacto o el tornillo puede ir desajustándose por la vibración y por ende que no se emita ninguna onda a la salida.

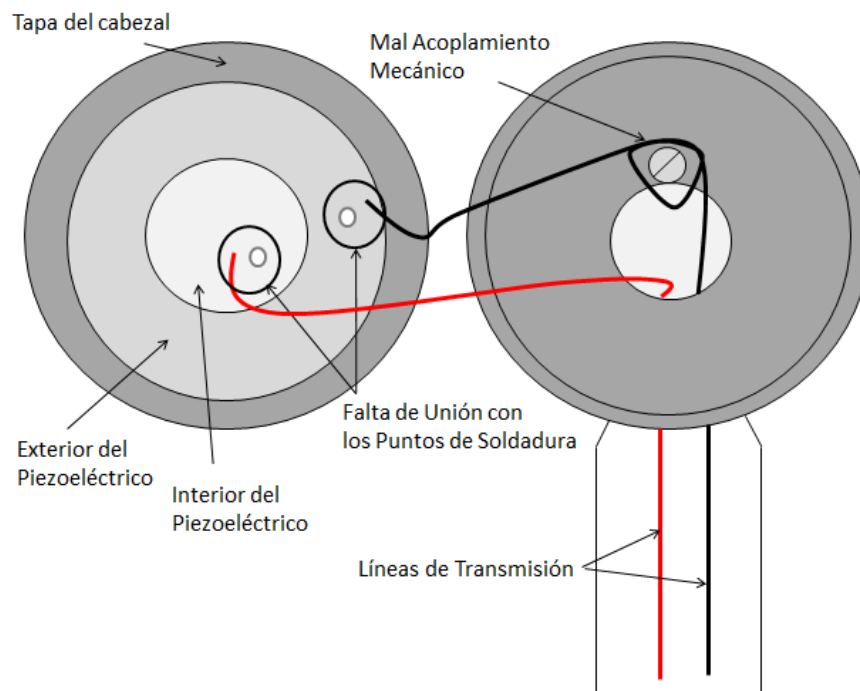


Figura 4.28: Mal acoplamiento de las líneas de transmisión
Fuente: Elaboración Propia

- En este caso se deben de establecer otro tipo de conexiones que no sean simplemente puntos de soldadura, ya que estos son muy inestables. Se deben usar conectores de ajuste mecánico o pequeñas borneras para que las líneas de transmisión hagan contacto con el piezoeléctrico, del mismo modo con la conexión del tornillo para la referencia eléctrica; este tipo de conexiones son más seguras que un simple punto de soldadura.

4.6.5 Modelo Matemático del Piezoeléctrico

El transductor piezoeléctrico se puede modelar como un circuito equivalente (RLC), este circuito describe el comportamiento del transductor ante una señal alterna.

Para que el modelamiento sea preciso, los parámetros del circuito deben tener las siguientes condiciones: El valor de C sea mucho menor que el de C_p y que el valor C y C_p sean en paralelo la capacitancia del piezoeléctrico en baja frecuencia [23].

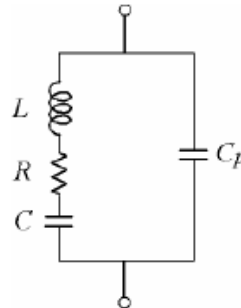


Figura 4.29: Modelo matemático del piezoeléctrico [23]

Donde:

R: Resistencia de pérdidas

C_p : Capacidad estática de la cerámica piezoeléctrica (debajo de la frecuencia de resonancia).

C: Capacitancia mecánica equivalente

L: Inductancia mecánica equivalente

Las frecuencias de resonancia en serie y en paralelo son las siguientes:

$$f_{rs} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

Fórmula 3: Frecuencia de resonancia en serie

$$f_{rp} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L \cdot C_p \cdot C}}$$

Fórmula 4: Frecuencia de resonancia en paralelo

La impedancia del piezoeléctrico está en función de la frecuencia. Mientras se va aumentando la frecuencia, se encuentra con la frecuencia de resonancia serie (f_{rs}), en donde la impedancia es mínima. Si se sigue aumentando la frecuencia se llegará al valor de frecuencia de resonancia paralelo (f_{rp}), en el cual la resistencia es muy elevada. La frecuencia de oscilación estará entre f_{rp} y f_{rs} [23].

La inductancia mecánica equivalente hace referencia a la masa del piezoeléctrico, la capacitancia estática representa la permitividad del tipo material y la capacitancia mecánica a la elasticidad mecánica, es decir, cuánto vibrará dependiendo del voltaje que se le llegue de la etapa de amplificación. [24].

Si uno de estos parámetros es modificado (mecánicamente), la frecuencia de resonancia cambiará. Por ejemplo: si el transductor sufre una variación en su masa, lo cual puede ocurrir por desgaste o por una mala maniobra del cabezal que pudo quebrar y romper el disco piezoeléctrico, el parámetro de la inductancia variará. Por lo tanto, se verá afectado tanto la frecuencia de resonancia de serie como la de paralelo y por ende la frecuencia de resonancia del transductor variará. En el otro caso, la elasticidad mecánica es un parámetro que lo proporciona el fabricante, por lo tanto este un valor fijo. La capacitancia estática tampoco variará ya que no se puede variar el tipo de material. Por otro lado la resistencia puede variar ya que representa las pérdidas del piezoeléctrico, debido al tiempo de uso o a la temperatura dependiendo del tiempo de terapia. Sin embargo, la resistencia de pérdidas no influye en la frecuencia de resonancia del transductor.

Si se tiene un transductor, el cual tiene una frecuencia de resonancia de 1 MHz (donde alcanza la máxima intensidad de vibración), y la masa de este se ve afectada, la frecuencia de resonancia variará. Esto hará que el transductor no vibre a la intensidad requerida a 1 MHz, ya que la máxima intensidad se encontrará en otra frecuencia.

Por lo tanto, si se modifica la masa del piezoeléctrico por desgaste, debido al constante contacto que tiene este con la tapa del cabezal, la intensidad de salida se verá afectada; esto se debe a que la frecuencia de resonancia varía, entonces la amplitud para la frecuencia de resonancia original disminuirá (1 MHz) y el equipo emitirá una potencia menor a la programada.

CONCLUSIONES

1. Se analizó y estudió un equipo de ultrasonido analógico para rehabilitación con el fin de encontrar las causas que lleven a este tipo de equipos a la pérdida de calibración en potencia.
2. Se elaboró un procedimiento para medir la potencia de salida de un equipo de ultrasonido usando el equipo medidor de potencia UW-3 de Biotek, con el cual se pueden medir potencias entre 0 y 30 W. Este protocolo es válido para cualquier equipo de ultrasonido, se puede utilizar un ERA de hasta 10 cm² (máximo) y una intensidad máxima de 3 W/cm².
3. Se analizó el diagrama de bloques de un equipo de ultrasonido analógico y se eligieron las etapas que tenían relación directa con la señal de salida. Es decir, si una falla en estas puede afectar a la señal de salida y así llevar a la pérdida de calibración del equipo.
4. De cada etapa analizada se eligió un elemento crítico. Los criterios para la selección se basaron en: la importancia del componente en el circuito y a la susceptibilidad a error del mismo.
5. En cada etapa estudiada se encontró deficiencias que podrían llevar a la pérdida de calibración del equipo, ya sea en el aspecto de diseño, mecánico o electrónico.
 - En la etapa de oscilación se observó que la bobina variable no es muy estable.
 - Una falla en la etapa de Modo Pulsado no afecta a la potencia de salida del equipo, sin embargo puede modificar el modo de trabajo del equipo.
 - En el circuito de digitalización se puede optimizar usando un amplificador operacional como comparador.
 - En los transductores se debe de mejorar las conexiones eléctricas.

RECOMENDACIONES

1. En la etapa de oscilación se recomienda usar una bobina de valor fijo y un condensador variable, debido a que este es más estable y menos susceptible a error comparado con una bobina variable.
2. Aunque la etapa de Modo Pulsado no interfiere en la potencia de salida del equipo, se recomienda cambiar el valor de las resistencias, tanto la variable como la fija, para que el circuito en Modo Pulsado no tenga a su salida una señal continua.
3. El circuito de digitalización puede ser optimizado usando solamente un amplificador operacional como comparador en vez de un flip flop, esto haría que ya no se dependa de otro circuito que genere la onda cuadrada para que la señal senoidal sea muestreada correctamente. Esto se debe hacer para no depender de otro circuito (o el microcontrolador) que genere la onda cuadrada para poder muestrear la senoidal de forma correcta y luego usar.
4. En la etapa de amplificación se debe de asegurar que el voltaje que le llegue a la entrada común del transformador sea como máximo 16 voltios, si no es así el voltaje que le llegue al transductor será mayor para el que fue diseñado (en este caso 24 voltios), con lo cual podría quemarse o ir deteriorándose poco a poco.
5. En los transductores se sugiere que se mejoren las conexiones eléctricas y mecánicas, así como que se tenga especial cuidado al manipular ya que un golpe o una mala maniobra podría ir desgastando y maltratando el cabezal poco a poco.

FUENTES

- [1] Criollo P. *Lesión del ligamento cruzado anterior de rodilla y su incidencia en la forma deportiva en deportista de tae kwon do*. [Tesis]. Ecuador. Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ciencias de la Salud; 2011
- [2] Universidad de Buenos Aires. *Ultrasonidos Terapéuticos*. Facultad de Ciencias Veterinarias. Argentina. Material de enseñanza. 2009
- [3] Salaverry, O. *Historia de la Medicina Peruana en el Siglo XX*. Tomo II. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos - Fondo Editorial. 2000.
- [4] Rozenberg D. *Ultrasonido de Alta Potencia*. [Sede Web]. Medicina Estética. 2011. Disponible en: <http://www.medicina-estetica.com.ar/ultrasonido/index.shtml>. Consulta: 9 de Junio 2012
- [5] Universidad Central de Venezuela. *Curso de Ultrasonido Básico*. Facultad de Ingeniería [Sede Web] .Venezuela. 2010. Material de enseñanza. Disponible en: <http://www.sistendca.com/Documentos/Curso%20Ultrasonido%20Basico.pdf>
- [6] Hoogland, R. *Terapia ultrasónica*. Material de enseñanza. Estados Unidos; 1994
- [7] Mora, S. *Ultrasonido*. [Sede Web]. Portal de Salud de Cuba. Cuba. 2009. Disponible en: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/ultrasonido.pdf>. Consulta: 5 de Mayo 2012
- [8] Universidad de Sevilla. *Ultrasonido y Terapia Ultrasónica*. [Sede Web Material de enseñanza 2005.]. Disponible en:

http://ocwus.us.es/fisioterapia/electroterapia/temario/TEMA_12/page_13.Htm. Consulta: 18 de Mayo 2012

- [9] Lloclla G. *Bases Físicas del Ultrasonido*. 2009. [Sede Web]. Disponible en: <http://www.fio.unicen.edu.ar/usuario/pescobar/e10-0/Archivos/US%20-%20Clase3.pdf>
- [10] Arydol.es. *Ultrasonografía Generalidades*. 2008. [Sede Web]. Madrid. Anestesia Regional, bolques nerviosos periféricos, ultrasonografía y dolor. Disponible en: <http://www.arydol.es/ultrasonografiageneralidades.php>
- [11] Portal de Salud Cuba. *Rehabilitación Física*. 2005. [Sede Web]. Cuba. Disponible en: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-fis/ultrasonidos.pdf>
- [12] Martinez, J. *Theoretical-Practical Basis of Ultrasound*. Revista Tecnura. 2006. Colombia.
- [13] Speed A, *Therapeutic Ultrasound in Soft Tissue Lesions*. Rheumatology: Oxfords Journal. 2001. Reino Unido
- [14] Sanchez-Iriarte, E. *Aplicaciones del Ultrasonido en Rehabilitación Física*. Universidad del Valle de Mexico. Foro de Análisis y Discusión de Resultados. Sociedad Queretana de Medicina de Rehabilitación A.C. Mexico. 2008
- [15] García, C. *Efectos Biológicos del Ultrasonido en los Humanos*. Universidad Autónoma Benito Juárez de Oaxaca. Diplomado en Ultrasonido. Mexico 2011
- [16] Baker K, *A review of Therapeutic Ultrasound: Biophysical Effects*. Physical Therapy. 2002. Estados Unidos
- [17] Déber, F. *El Ultrasonido y sus efectos*. 2009. [Sede Web]. Universidad del Centro de la Provincia de Buenos Aires. Material

de enseñanza. Disponible en: <http://www.sideshare.net/pedro091224/bases-fisicas-deultrasonido>

- [18] International Electrotechnical Commission. *Particular Requirements of the Safety of Ultrasonic Therapy Equipment*. Suiza. International Electrothechnical Commission Publication 601-2-5. 1984.
- [19] Artho, P. *A Calibration Study of Therapeutic Ultrasound Units*. Physical Therapy. 2002. Estados Unidos
- [20] Alfaro, I. *Evaluación de la calibración de los equipos ultrasonido terapéuticos de la Salud Pública Metropolitana*. [tesis]. Santiago. Universidad de Chile. 2004.
- [21] Bio-Tek Instruments Inc. *Model UW-3 Digital Ultrasound Wattmeter*. Manual de Usuario. 2006. Estados Unidos
- [22] Hekkenberg, R. *Evaluation of ultrasound therapy devices*, Physiotherapy. Estados Unidos 1986.
- [23] Universidad de Vigo. *Osciladores Senoidales*. 2008. Electrónica Analógica: Realimentación. Material de enseñanza. [Sede Web]. Disponible en: <http://webs.uvigo.es/ario/docencia/ean/FEEDBACK3.pdf>
- [24] Rojas G. *Sistemas de Control Automático*. 2011. Material de Enseñanza. Universidad Tecnológica de Torreón.