

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO GENERADOR DE ONDAS ULTRASÓNICAS PARA FISIOTERAPIA.

Design and construction of ultrasound wave generator equipment for physical therapy

RESUMEN

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

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

ABSTRACT

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

KEYWORDS: ULTRASONIC APPLICATIONS, POWER CONVERSION, SIGNAL GENERATOR, FEEDBACK, THERAPY, PIEZOELECTRIC TRANSDUCER

1. INTRODUCCIÓN

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

Este proyecto se plantea basado en la necesidad de diseñar y construir un equipo de terapia por ultrasonido con un costo accesible en el país, y partiendo de la tecnología existente. Éste se realiza con el apoyo de la empresa IONIX Ltda., creada por estudiantes egresados de Ingeniería Electrónica de la UIS.

JULIÁN EFRÉN

CRISTIANO RODRIGUEZ

Ingeniero Electrónico.
Universidad Industrial de Santander
Diseñador de equipos electrónicos.
julian11495@yahoo.com

JORGE HUMBERTO

CRISTANCHO CUERVO

Ingeniero Electrónico.
Universidad Industrial de Santander
krystal_ior_81@yahoo.com

SONIA MILENA

CASTILLO CARDENAS

Ingeniero Electrónico.
Universidad Industrial de Santander
somica53@hotmail.com

RODOLFO VILLAMIZAR

Ingeniero Electricista y Electrónico,
Ph.D.
Profesor Auxiliar
Universidad Industrial de Santander
rovillam@uis.edu.co

El desarrollo del proyecto comienza con la recopilación teórica de la información existente de la terapia por ultrasonido y las características de los equipos de ultrasonido terapéutico, luego se hace una descripción detallada de los requerimientos del modelo funcional y se prosigue con el diseño y la construcción del equipo desde las perspectivas de Hardware y Software. Posteriormente se realizan las pruebas y analizan los resultados obtenidos para finalmente realizar las conclusiones y recomendaciones respecto al proyecto y equipo.

2. JUSTIFICACIÓN

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

utilizado en fisioterapia para el tratamiento de las patologías que requieren de calor profundo, con un costo accesible en el país.

3. CONTENIDO

1. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA

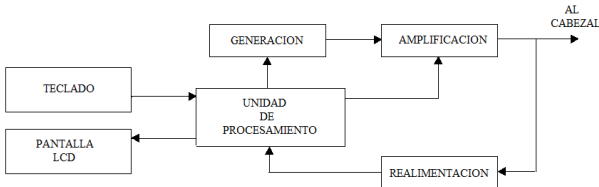


Figura 1. Diagrama general del equipo diseñado.

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

Para el diseño general del equipo se toma como referencia tanto la Tabla 1 como el esquema de la Figura 1.

Generación

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

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

Tabla 1. Requerimientos del equipo.

Entradas: Una señal proveniente de la unidad de procesamiento, que establece la frecuencia y habilita la salida del sistema.

Salidas: Dos ondas cuadradas en contrafase entre 0 y 5 V, a la frecuencia programada por la unidad de procesamiento.

La implementación de dicha etapa consta de un circuito oscilador encargado de generar los pulsos en cascada con un buffer.

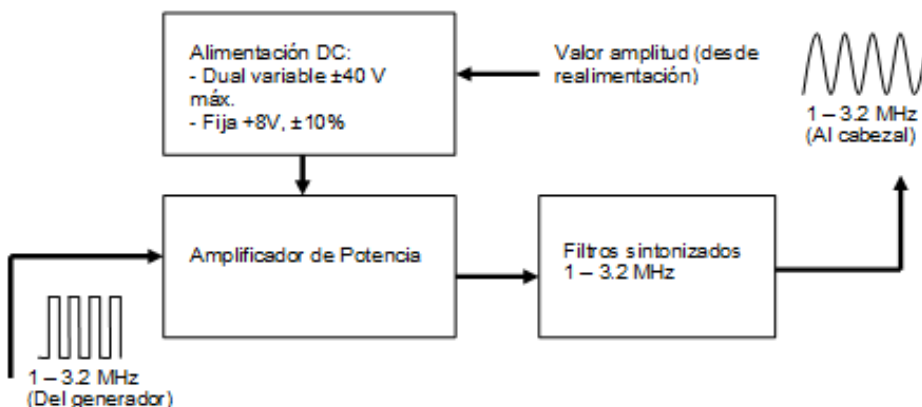


Figura 2. Esquema general del sistema de amplificación

Amplificación

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

Entradas: dos onda rectangulares en contrafase, de 1 ó 3.2 MHz con ciclo útil de 50% y amplitud de 0-5 V; y un valor en continua que indique la amplitud de la onda de salida.

Salida: una onda senoidal a la misma frecuencia de la señal de entrada, con una componente de continua reducida y de amplitud máxima 80 Vpp. Se debe entregar entre 0.5 y 12.5 W de potencia al cabezal utilizado.

El esquema general de la solución propuesta para la etapa de amplificación se muestra en la Figura 2. El sistema completo consta de tres bloques: Amplificador de potencia, fuente DC y dos filtros sintonizados a frecuencias de 1 y 3.2 MHz. La onda de entrada es acondicionada por el amplificador de potencia, y luego pasa a través de un conjunto de filtros sintonizados a las frecuencias mencionadas, con el propósito de dar la forma de onda requerida.

Amplificador de potencia

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

- Circuito integrado excitador encargado de acondicionar la onda proveniente del generador con la potencia necesaria para excitar el circuito de amplificación.
- Transformador, encargado de aislar la etapa de generación de la etapa de amplificación.
- Circuito amplificador con tensión de alimentación dual, encargado de suministrar la potencia necesaria a la onda aplicada al cabezal de tratamiento.

Fuente DC

Esta presenta dos clases de salidas: una de ellas es dual y variable, con los valores positivo y negativo similares en magnitud y con diferencia máxima entre valores de 80V; la otra salida es una salida fija de +8V, con un error

de ±10 %. La salida dual y variable se implementa mediante un convertidor DC-DC conmutado e incluye un circuito integrado para asegurar que el valor de la salida en tensión sea constante y desactivar el circuito preventivamente en determinados casos.

Filtros sintonizados

Con el fin de proporcionarle al cabezal piezoeléctrico una señal senoidal a la frecuencia de resonancia del mismo, se necesita un par de filtros sintonizados a cada una de las frecuencias de interés 1MHz y 3.2MHz. Los filtros deben permitir el paso del armónico fundamental de la onda cuadrada proveniente de la etapa de amplificación.

Las topologías escogidas se seleccionaron haciendo énfasis en una baja distorsión armónica total de la señal de tensión de salida.

Realimentación

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

Sensado de tensión

Para la realimentación de tensión, se emplea un detector de tensión que funciona linealmente para altas frecuencias, que al proporcionarle una señal senoidal, entrega un nivel de continua proporcional al valor RMS de la señal de entrada.

Sensado de frecuencia

A través de un amplificador operacional configurado como comparador, se obtiene a la salida del mismo una señal cuadrada entre 0-5V, con la misma frecuencia de la señal senoidal a la entrada. Luego esta señal se conecta en cascada con un divisor de frecuencia por 256 para poder calcular la frecuencia directamente con la unidad de procesamiento

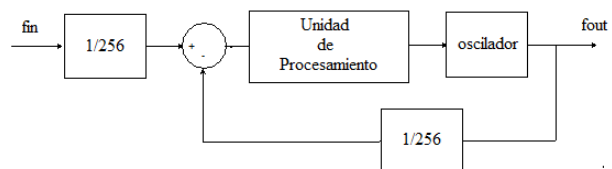
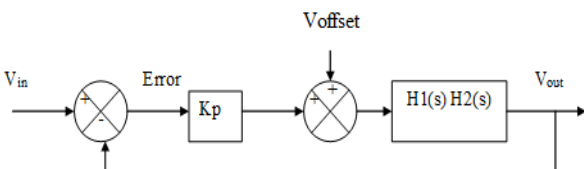


Figura 3. A la izquierda el esquema de la realimentación de tensión, donde H1(s) es la función de transferencia del circuito amplificador y H2(s) la función de transferencia del filtro respectivo. A la derecha el esquema de la realimentación de frecuencia.

Acción de control

Las señales sensadas y acondicionadas se envían directamente a la unidad de procesamiento, quien calcula la acción de control: en el caso de la tensión la variación de un nivel de continua a la salida de un DAC (Digital to Analog Conversor) y para la frecuencia una nueva señal de configuración al oscilador.

Los esquemas de control se observan en la Figura 3 para la tensión y para la frecuencia.

Protecciones principales

Elementos de protección por exceso de corriente

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

Elementos de protección por exceso de tensión

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

Cabezal en el aire

Para evitar temperaturas excesivas en el cabezal que puedan causar riesgos de quemaduras, se implementó una forma de detección de desacople entre el cabezal y el paciente.

Visualización y entrada de datos: interfaz

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

Indicaciones visuales

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

- Tiempo de tratamiento programado / Tiempo restante de tratamiento.
- Intensidad de potencia programada.
- Frecuencia de operación (1 ó 3.2 MHz)
- Ciclo útil
- Terapia en curso/Terapia pausada/Terapia abortada o concluida
- Indicador de encendido/apagado.

Teclado

El teclado utilizado para el equipo es de 16 pulsadores, que permiten al usuario ejecutar cada una de las

operaciones. La distribución del teclado se hace de la siguiente forma:

- Teclado numérico, de 0 a 9.
- Cursor arriba y cursor abajo.
- Inicio/Pausa y Cancelar.

Unidad de procesamiento

Las funciones de la unidad de procesamiento del sistema son: Procesar los datos provenientes del teclado, permitir la visualización de los parámetros del tratamiento, controlar las variables de tensión y de frecuencia, iniciar y finalizar el tratamiento de acuerdo con los parámetros programados por el usuario.

2. PRUEBAS Y RESULTADOS

Pruebas experimentales de las etapas implementadas

Ganancia de filtros

Con base en las señales de entrada V_{in} y de salida V_{out} de cada filtro se calculó la ganancia de cada uno, y se compararon con los resultados obtenidos mediante simulación, como se observa en la Tabla 2.

Frecuencia [MHz]	Ganancia teórica [V/V]	Ganancia simulación circuito [V/V]	Ganancia experimental [V/V]
1	1.15	1.16	1.05
3.2	4.03	4.06	4.51

Tabla 2. Ganancia de los filtros.

Resultados experimentales de diversas señales

Divisor de frecuencia

De acuerdo con los resultados obtenidos, el divisor de frecuencia trabaja con un margen de error menor al 0.3%.

Ciclo útil

De acuerdo con los resultados observados, la desviación máxima es de 10% respecto a la duración del ciclo útil. Figura 4.

Distorsión armónica total

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

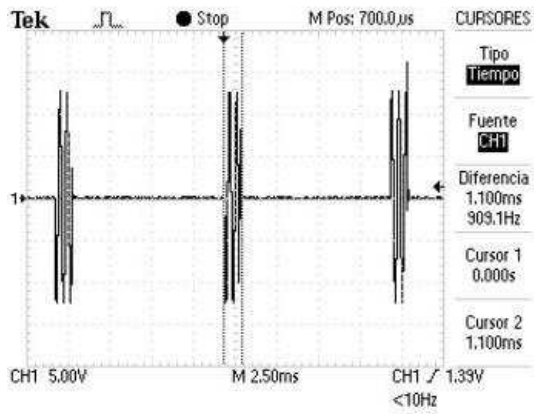
$$\text{Distorsión armónica total} = \frac{P_2 + P_3 + P_4 + \dots + P_n}{P_1} \quad (1)$$

Los resultados obtenidos muestran que la distorsión armónica total máxima es de $1 \cdot 10^{-3}$ W/W y $1.8 \cdot 10^{-3}$ W/W para 1 MHz y 3.2 MHz respectivamente.

4. CONCLUSIONES

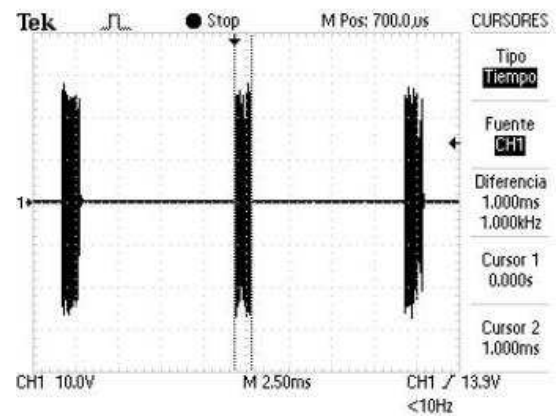
Se generaron pulsos electrónicos rectangulares en contrafase a frecuencias de 1 y 3.2 MHz mediante un oscilador programable digitalmente, el cual permite

1 MHz

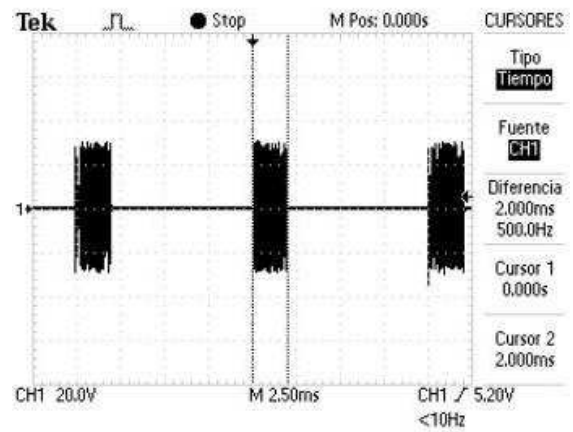
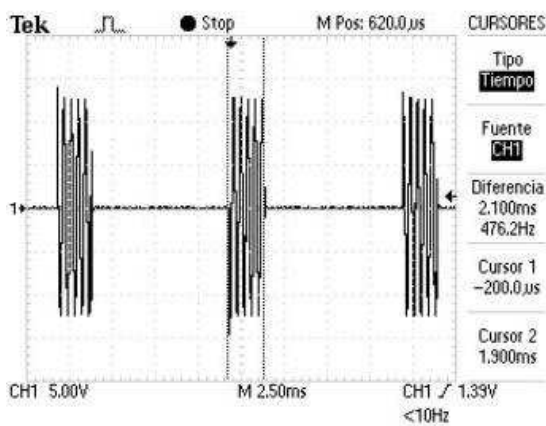


3.2 MHz

10%



20%



50%

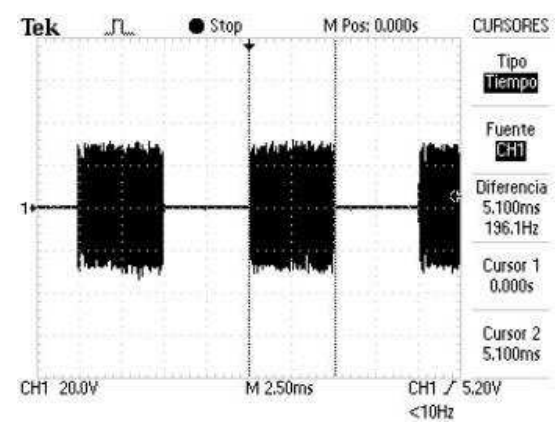
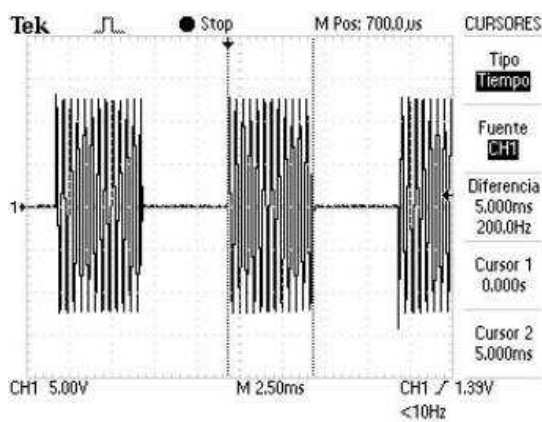


Figura 4. Capturas de ondas de salida con ciclo útil aplicado.

realizar ajustes de frecuencia a partir de su realimentación, garantizando que el error en dicha variación no exceda el 3%.

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

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

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

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

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

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

El desarrollo de proyectos interdisciplinarios, permite aplicar los conocimientos adquiridos en la universidad en contextos distintos con los que se está normalmente familiarizado.

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

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

5. BIBLIOGRAFÍA

Referencias de libros:

- [1]. D. Jennings, A. Flint, B.C.H. firton and L.D.M. Nokes. *Introduction to Medical Electronics Applications*. Edward Arnold, a division of Hodder Headline PLC. London, 1995.
- [2]. W. T. Coakley. *Biophysical Effects of Ultrasound at Therapeutic Intensities*. *Physiotherapy*, Jun 1978, Vol. 64, no 6, pp. 167.
- [3]. The Chartered Society of Physiotherapy: Safety of Electrotherapy Equipment Working Group. *Physiotherapy*, Nov 1990, Vol. 76, no 11, pp. 683.
- [4]. S. S. Kitchen & C. J. Partridge. A Review of Therapeutic Ultrasound. *Physiotherapy*, Oct. 1990, Vol. 76, no 10, pp. 593.
- [5]. M. Rashid. *Electrónica de potencia, circuitos, dispositivos y aplicaciones 2 Ed.* Prentice Hall Hispanoamericana, S. A. México, 1993.
- [6]. A. S. Sedra, K. C. Smith. *Circuitos Microelectrónicos 4 Ed.* Oxford University Press México, S. A. de C. V. México, 1999.
- [7]. E. M. Oakley. *Application of Continuous Beam Ultrasound at Therapeutic Levels*. *Physiotherapy*, Jun 1978, Vol. 64, no 6, pp. 172.

Reportes Técnicos:

- [8]. E. Moreno Hernández. *Propagación de ondas mecánicas y aplicaciones de los ultrasonidos*. Centro de Ultrasonía ICIMAF. La Habana, Cuba. Disponible en <http://www.iai.csic.es/ritul/cursos/Eduardo/curmoreno.doc>, viernes 13 de enero del 2006.
- [9]. E. Alfaro Olave. *Evaluación de la calibración de los equipos de ultrasonido terapéuticos de los Servicios de Salud Pública Metropolitana*. Trabajo de grado Universidad de Chile. Facultad de Medicina.
- [10]. International Rectifier Inc. *Application Note AN-1001: A More Realistic Characterization of Power MOSFET*. Disponible en <http://www.irf.com/product-info/audio/audioappnotes.html>, septiembre del 2006.
- [11]. A. Carnicero López, O. López García. *Materiales inteligentes III. Introducción a los materiales del siglo XXI*. Disponible en Internet: www.ica.es/contenidos/publicaciones/anales_get.php?id=290, viernes 13 de enero del 2006.