Universidad Nacional de La Matanza

Departamento de Ingeniería e Investigaciones Tecnológicas

Código: C157

Desarrollo de Módulo Emisor/Receptor Ultrasónico Multicanal

Programa: PROINCE

Fecha de inicio: 2014/01/01

Fecha de finalización: 2015/12/31

| Director: | Gwirc, Sergio Néstor |
|---------------|--------------------------|
| Co- Director: | Márquez, Marcelo Antonio |
| Integrantes: | Ing. Néstor R. Mariño |
| | Ing. Horacio J. Pascoli |
| Alumno: | Nicolás G. Fernández |

Instituciones externas a la UNLaM: INTI - Electrónica e Informática

- 1. Área de conocimiento: bioingeniería
- 2. Código de Área de conocimiento: 3205
- 3. Disciplina de conocimiento: Electrónica; Computación
- 4. Código Disciplina de conocimiento: 1805; 1802
- 5. Campo de Aplicación: Medicina preventiva
- 6. Código Campo de Aplicación: 0551
- 7. Instituciones externas a la UNLaM: INTI Electrónica e Informática.

Resumen del Proyecto:

La generación de imágenes por medio del ultrasonido, del interior de cuerpos opacos a la luz visible y en particular del cuerpo humano, es una técnica de diagnóstico médico e industrial ampliamente aceptada y de aplicación frecuente, que amplía su gama de aplicaciones en la medida que mejoran la velocidad y calidad de los sistemas de generación y recepción de ultrasonido, los algoritmos de procesamiento de señales, la investigación en el campo del ultrasonido y la interpretación de imágenes así como la calidad y precisión de los transductores utilizados. Este proyecto tiene como meta iniciar esta área en la UNLaM, investigando las características y desarrollando un sistema excitador pulsado de ultrasonidos y la electrónica de recepción, adicionando la transferencia de datos registrados a una computadora para su análisis, filtrado, conformado y armado de la imagen. En esta etapa se implementa y analiza un sistema de 8 canales de emisión e igual cantidad para la recepción, para acoplar a un transductor piezoeléctrico del mismo número de elementos.

La metodología empleada consiste en utilizar módulos de evaluación de circuitos integrados comerciales para las etapas disponibles y completar los elementos faltantes con diseños propios, con el objeto de acelerar el aprendizaje de esta tecnología.

Palabras clave: ultrasonido, pulsos, multicanal, procesamiento, filtrado

<u>Contenido</u>

| Introducción 4 |
|---|
| Esquema temático |
| Definición del problema |
| Justificación de la Experiencia |
| Desarrollo: Materiales y Métodos |
| Sistema pulso-eco mono-canal7 |
| Descripción del circuito |
| Sistema de Procesamiento Multicanal 10 |
| Descripción del sistema10 |
| Componente modulares11 |
| Fuente de alimentación13 |
| Encendido y funcionamiento |
| Sistema Generador de Pulsos Alternativo14 |
| Conclusiones |
| Bibliografía17 |

Introducción

La generación de imágenes del interior del cuerpo humano por medio de ultrasonido es una técnica de diagnóstico médico ampliamente aceptada y de aplicación frecuente, que con el avance de la investigación va ampliando su gama de aplicaciones en la medida que mejora la velocidad y calidad de los sistemas de generación y recepción de ultrasonido, los algoritmos de procesamiento de señales, la investigación en el campo del ultrasonido y la interpretación de imágenes, así como la calidad y precisión de los transductores utilizados.

El objetivo de este proyecto es iniciar la investigación esta área desarrollando un sistema transductor de ultrasonido de tipo pulsado, que junto con la electrónica de emisión y recepción posibilite el desarrollo, tanto en sistemas electrónicos de generación de imágenes por ultrasonido del interior de un ser vivo como la investigación de los algoritmos necesarios para procesar y mejorar las imágenes obtenidas. El resultado primario se centra en contar con una herramienta capaz de manejar la emisión y recepción de pulsos ultrasónicos en múltiples canales a la vez, de modo que se puedan evaluar arreglos lineales y/o matriciales de hasta 64 elementos, aunque el objetivo del proyecto en que trabaja en esta primera etapa el grupo de investigación desea manejar sólo 8 canales.

El impacto mayor al que apuntamos, es el de comenzar una línea de investigación nueva en la Universidad, que dará origen a trabajos interdisciplinarios entre distintas ramas de la ingeniería y la medicina así como la generación de conocimientos locales para su aplicación en productos nacionales en esta área.

Esquema temático

Los sistemas de imágenes por ultrasonido se vienen utilizando rutinariamente desde hace varias décadas como una potente ayuda para el diagnóstico en múltiples especialidades médicas y en problemas industriales. Son denominados de "Barrido o *Scanner* por Ultrasonido" ya que componen la imagen a partir de la medición de un conjunto de líneas medidas en secuencia, y generalizando para equipos electromédicos se denominan ecógrafos. En los últimos 15-20 años se han producido importantes avances en esta área, frecuentemente ligados a la disponibilidad de la tecnología microelectrónica, que ha ido mejorando progresivamente la calidad de las imágenes.

Así, mientras que en un principio la exploración de la región a visualizar se realizaba mediante el movimiento mecánico de un único transductor monoelemento, la introducción del "array" o conjunto de transductores monoelemento, que operan de forma coordinada, facilitó la obtención de imágenes mediante el barrido de un haz de ultrasonidos controlado electrónicamente, sin ningún movimiento mecánico asociado. En la obtención de imágenes para diagnóstico médico, el rango de frecuencias típicamente usadas va de 1 a 15 MHz.

Las ondas de ultrasonido son vibraciones mecánicas que requieren de un medio de transmisión y manifiestan propiedades de reflexión, refracción y difracción, pudiendo ser intencionalmente dirigidas y enfocadas en forma mecánica o electrónica a través de transductores apropiados. La tendencia actual es la de usar un conjunto de transductores piezoeléctricos en forma de arreglo lineal o matricial conocido generalmente como "array", en el que se realiza un enfoque dinámico mediante el retardo programado o desfase de la señal emitida y/o recibida por cada uno de los elementos transductores.

Definición del problema

Como punto de partida tenemos en cuenta que se fabrican en el país transductores piezoeléctricos de película gruesa (INTI – Electrónica e Informática), aplicables a la obtención Universidad Nacional de La Matanza de imágenes médicas usando las ondas de ultrasonido que generan, utilizando métodos similares a los empleados cuando se adoptan cerámicas piezoeléctricas tradicionales (bulk).

Para estudiar este tipo de transductores en la función de generación de imágenes es necesario contar con la electrónica adecuada que pueda controlar emitir y recibir múltiples canales, donde cada uno de ellos corresponde a cada elemento transductor del arreglo utilizado.

Dado que se encontró muy poco o ningún trabajo en la generación de imágenes a partir de ondas de ultrasonido y los equipos existentes son importados de alto costo, se propone como proyecto el desarrollo local de conocimientos específicos en electrónica e informática así como el hardware correspondiente, para el desarrollo de sistemas de imágenes con las características mencionadas más arriba para investigación en imágenes ultrasónicas.

Justificación de la Experiencia

Actualmente, la técnica más utilizada consiste en procesar, mediante algoritmos adecuados, la información capturada por el arreglo de transductores de ultrasonido. Este procesado busca combinar la información obtenida en varios "barridos" o recorridos del área mediante enfoque y direccionamiento electrónico del frente de onda generado por el transductor, para recrear un solo "barrido virtual" buscando una mejora significativa en la calidad de la imagen. Este proceso es conocido como obtención de imágenes por "apertura sintética".

En consecuencia, el sistema proporciona con esta técnica una resolución lateral igual a la que daría un transductor si el diámetro efectivo fuese mucho más grande que el que tiene en realidad, consiguiendo una mejora en la resolución lateral de los equipos ultrasónicos.

En la técnica de construcción de imágenes por apertura sintética en transmisión (STA), un solo elemento se utiliza para transmitir una onda cuasi esférica que ocupa la totalidad de la región de interés. Las señales reflejadas se registran usando un multielemento (array) de recepción y todas las señales de RF, de todos los canales, son almacenadas (Figura 1). Se denomina apertura al área efectiva de emisión/recepción.



Figura 1: Esquema de la conformación de haces de ultrasonido

En la apertura sintética se varía el área en función de la cantidad de elementos del arreglo que están activos al momento de la emisión/recepción. Esta cantidad puede ser variable y configurada según los algoritmos empleados y el sistema en el cual esté trabajando Figura1.

La reconstrucción de la imagen es llevada a cabo a través de un proceso de suma coherente de las muestras adquiridas por los receptores individuales del arreglo, las cuales se obtienen registrando el haz ultrasónico recibido desde el punto reflector (*beamforming*). El proceso consiste en el cálculo de los tiempos de vuelo de la onda desde el reflector hasta cada elemento del arreglo lineal o matricial que resultan en los retardos necesarios para obtener la coherencia en la suma y así construir una imagen de baja resolución a partir de un emisor simple (Figura 1).

Tradicionalmente, en sistemas de varios elementos, en la transmisión se utiliza el enfoque de los haces, en tanto que se aplica el retardo y la suma para conformación de haz en las señales recibidas por la matriz de transductores, como se muestra en la Fig. 1. Una línea en la imagen s(t) se forma mediante la aplicación de retardos τ_j en las señales recibidas $g_j(t)$. Los ecos se diafragman mediante la aplicación de coeficientes de ponderación a_j . Ambos, los coeficientes para diafragmar y los retardos son función de la profundidad (tiempo), lo que conduce a un conformado dinámico del haz en la recepción. El proceso se expresa matemáticamente

$$s(t) = \sum_{j=1}^{Nr} a_j(t) g_j(t-\tau_j)$$

En la ecuación anterior **N**r es el número de elementos de recepción activos. El área abarcaba por los elementos en la transmisión y recepción representa las aberturas de transmisión y recepción, respectivamente. Para muchas aplicaciones este procesamiento es suficiente, pero hay un número de áreas, donde es deseable superar algunas limitaciones inherentes al mencionado conformado del haz usando retardos y sumas, combinado con el enfoque en transmisión. La síntesis de imágenes ultrasónicas enfocadas en recepción constituye una herramienta invaluable para el diagnóstico correcto de la estructura interna de los cuerpos, tanto en el ámbito industrial (ensayos no destructivos) como también en la medicina. La calidad óptima de estas imágenes permite detectar regiones de bajo contraste, como quistes o tumores dentro del cuerpo humano.

La explicación anterior justifica el objetivo principal de este trabajo que es desarrollar un sistema de emisión y recepción de ondas de ultrasonido de ocho canales en base a un arreglo de transductores de película gruesa de la misma cantidad de elementos. La hipótesis adicional que se incluye es que para reducir los plazos de diseño y fabricación del sistema se pueden utilizar kits de desarrollo preparados por Texas Instruments para la comprobación de características y limitaciones de los circuitos integrados que vende para este tipo de aplicaciones. La verificación de esta hipótesis requiere construir las herramientas electrónicas e informáticas mayormente esquematizadas en la Fig. 4, que están íntimamente relacionadas con el objetivo de poder "ver" una imagen en una pantalla y aprender a correlacionar las características de cada una de ellas con el proceso físico para lograr que la imagen tenga utilidad diagnóstica en clínica médica o veterinaria.

En el desarrollo electrónico, la Figura 4 detalla en bloques esquemáticos la estructura aproximada y algunas funciones de un sistema de imágenes por ultrasonido basada en la bibliografía disponible sobre el tema. Asimismo se investiga la existencia de bloques integrados y/o pre armados que cumplan con algunas de las funciones requeridas.

Desarrollo: Materiales y Métodos

El desarrollo de los circuitos y sistemas para implementar un sistema multicanal de ultrasonido para la emisión y recepción de pulsos de la calidad suficiente para ser utilizados en el armado de una imagen del interior de un cuerpo opaco, se dividió en dos partes bien definidas. La primera consiste en el armado de un sistema pulso-eco de un solo canal, básicamente analógico, para ser utilizado en conjunto con un osciloscopio digital moderno. El objetivo, además de ganar experiencia con estos dispositivos, es contar con un instrumento portable para mediciones in situ de distinto tipo con ultrasonido y analizar los requerimientos necesarios en el procesamiento de estas señales.

La segunda parte consiste en el armado de un sistema completo de emisión y recepción de 8 canales, incluyendo la conformación para enfoque de las señales de excitación, el almacenamiento de los ecos recibidos y la conexión con una PC para la transferencia de los datos almacenados en forma simultánea para los 8 canales. Este sistema está basado en un conjunto de componentes de la firma Texas Instruments para los cuales el fabricante ofrece placas de evaluación con las cuales medir las características en esos componentes.

Sistema pulso-eco mono-canal

El esquema desarrollado está formado por una pequeña placa con el circuito excitador del transductor, el receptor con su protección contra pulsos de alta tensión y un detector de picos para facilitar la medición de intervalos temporales entre ecos, mientras que la alimentación completa de la placa puede hacerse desde una fuente externa o desde el conector USB del osciloscopio. Este último haría de conversor A/D, memoria de almacenamiento de la señal y visualización de la misma. Adicionalmente, el sistema puede contar con una pequeña etapa digital basada en un microprocesador que permita realizar alguna variación en la tensión del pulso de excitación y paralelamente comunicarse con otra placa similar para sincronizar tanto la excitación eléctrica como la recepción de los pulsos de ultrasonido, la que puede agregarse en otro canal del mismo osciloscopio.

El transductor es colocado en la superficie externa del tejido, fantoma, etc. y se lo excita para que emita una señal que luego de reflejarse en la superficie del objeto a detectar, de diferente impedancia acústica, retorne al mismo transductor. Esta señal se amplifica y se detecta su envolvente para determinar el instante de su recepción. La medición del tiempo entre la emisión y la recepción conocida como "tiempo de vuelo", junto al conocimiento de la velocidad de propagación en el medio, permiten calcular la distancia transductor-objeto.

Descripción del circuito

La electrónica se divide en dos partes correspondientes a los circuitos de excitación y recepción. En ambos casos la alimentación 5V y el consumo del conjunto es de 40mA.El objetivo del circuito de emisión es excitar al transductor con un pulso de alrededor de 100V con una duración de aproximadamente 0.41 µs, que corresponde a la mitad del período de la frecuencia de resonancia del mismo. El generador de tren de pulsos emite una serie de pulsos en la *Salida1* para activar al transistor Q1 repetidamente, conectando y desconectando L1, cargando así el capacitor C4. La *Salida2* se mantiene activa durante todo el tren de pulsos y baja al terminar el mismo. Este flanco descendente activa la salida del monoestable U1A un tiempo gobernado por R4 y C6. Durante este tiempo se aplica la tensión de C4 sobre el

transductor piezoeléctrico, excitándolo. Finalmente el inductor L2 adapta impedancias y mejora el pulso de excitación.

Por otra parte, el circuito de recepción recibe la señal eléctrica proveniente del transductor, la amplifica y se inyecta directamente a la entrada del osciloscopio. Un circuito adicional detecta la envolvente de la señal de RF y genera una señal digital que indica con su flanco el momento de recepción del eco. En la entrada del amplificador hay una red de protección formada por R13 y los diodos D3 a D6. Esta red impide que la tensión de excitación dañe la entrada del circuito de amplificación. A su vez R13 y C8 actúan como filtro pasa bajos pasivo. Inmediatamente después se introduce un filtro pasa-alto pasivo y un amplificador (U5) de gran ancho de banda, con una ganancia de 10 veces. A continuación se ubica otro amplificador (U4) con una ganancia de 3 veces. El conjunto tiene una banda de paso entre 0,47 y 3 MHz, que puede variarse según la aplicación. A la salida de U4, la señal pasa por el digitalizador. El pulso generado permite contabilizar el tiempo de vuelo entre la emisión y la recepción. Un amplificador adicional genera una tierra virtual (DGND) a 2,5V, para poder utilizar los amplificadores de señal con fuente unipolar.



Figura 2: Foto de la placa E/R monocanal

En la figura 2 se muestra una imagen de la placa terminada implementando el circuito total que se encuentra en la figura 3.



Figura 3: Esquema circuital del generador de pulsos

Sistema de Procesamiento Multicanal

En la propuesta del proyecto llevada a cabo por el grupo, se identificó la posibilidad de utilizar componentes de la empresa "Texas Instruments" ya que incluían en su oferta una amplia gama de circuitos integrados que la misma empresa va desarrollando para integrar un ecógrafo completo. Más aún, se ofrecen placas de evaluación ya armadas que permiten usar los componentes para medir sus características de trabajo. Un esquema del sistema de evaluación basado en estas placas para medir arreglos multisensores fabricados en el país se ve en la Figura 4. Este esquema permitiría reducir enormemente el tiempo de desarrollo y evaluar su funcionamiento en el plazo de trabajo que plantea el proyecto con costo reducido.



Figura 4: Esquema completo del sistema E/R de 8 Canales

Descripción del sistema

El diagrama en bloques de la *Fig.4* esquematiza las partes constitutivas de un sistema que pueda llevar a cabo el procesado en cada uno de los niveles hasta finalmente poder obtener la visualización de las imágenes a través de este proceso. El mismo esquema puede dividirse en bloques menores, cada uno de los cuales tendrá la responsabilidad de una función específica. Para nuestro desarrollo, comenzaremos trabajando con tres bloques:

1) Bloque encargado de generar los pulsos de excitación con los niveles adecuados de amplitud y su ancho de pulso para los diferentes sensores. Está conformado por el módulo *TX-SDK-V2*

2) Bloque de entrada, que procesa analógicamente los ecos provenientes de cada uno de los elementos del arreglo. Establece niveles de ganancia según el tiempo de recepción y también digitalizar la información obtenida de cada uno de los sensores. Está conformado por el módulo *AFE5851 EVM*

3) El bloque de procesamiento digital que trabaja con las señales provenientes de la entrada procesada, para ser almacenadas en una FPGA. Es aquí donde es crítica la velocidad de

procesamiento, ya que según el dispositivo elegido, será posible contar o no con un procesamiento en tiempo real. Los grandes avances de las FPGA's en los últimos años, tanto en velocidad como en versatilidad de configuración inclinan la decisión tomada en favor de estas últimas.

Componente modulares

A. Módulo TX-SDK-V2

Este módulo está desarrollado sobre la base de la utilización de tres circuitos integrados principales a saber:

LM96530- Encargado de comandar la llave que habilita la transmisión de los pulsos de excitación de los transductores y separarlo temporalmente de la recepción de los ecos ultrasónicos provenientes del arreglo de transductores (hasta 8 para este kit de evaluación).

LM96550 – Circuito integrado que genera los pulsos de excitación para cada uno de los 8 transductores que permite el Kit, asegurándose que los mismos presenten los niveles adecuados tanto de amplitud como de duración.

LM96570 – Circuito integrado encargado de la conformación del haz. Este actúa sobre la entradas del bloque generador de pulsos programando retardos temporales para enfocar y orientar los haces ultrasónicos. La *Fig.5* provee un esquema de la interconexión de los diferentes CI y a la derecha una foto del módulo completo.

El módulo tiene dos conectores de RF de 8 puertos de salida cada uno del tipo MMCX. Estos puertos proporcionan la posibilidad de acceder a:

- 1. Medir las salidas del conformador de pulsos de alta tensión (Salida del LM96550).
- 2. Excitar directamente los transductores conectados a estas salidas.
- 3. Medir la salida del LM96530 (Llave T/R –Trasmisión/Recepción).
- 4. Inyectar salidas de las Llaves T/R en bloque de procesado analógico (AFE).



Figura 5: Esquema interconexión de los CI utilizados. Diagrama en bloques y módulo TX-SDK-V2

El conjunto viene provisto de un conector de RF de 8 salidas MMCX con conectores SMA, utilizando cable coaxial RG316U (50 ohm), que se completó armando otro conector de 8 salidas con conectores SMA, para acoplar las señales provenientes de los ecos a la AFE.

El módulo TX-SDK-V2 incluye una placa separada, la XEM3001, en la cual se encuentra montada una FPGA de Xilinx. Se trata de un módulo que integra una FPGA Spartan 3 dando al conjunto gran flexibilidad para la experimentación de hardware. El software incluido es compatible con Windows de manera de poder controlar a través de una interfaz gráfica los circuitos integrados LM96550, LM96570 y el LM96530 mediante esta FPGA. Dispone además *Universidad Nacional de La Matanza*

de una interfaz USB 2.0 a través de la cual se programa la FPGA y se accede a cada uno de sus puertos. Por último, este módulo TX-SDK-V2 se alimenta con múltiples tensiones: +1.8V, +3.3V, ±5V, ±10V, ±40V, ±50V. Estas tensiones llegan a través de un conector "Phoneix" y conectores tipo banana previstos en el Kit.

B. Módulo AFE5851 EVM

El corazón principal de este módulo (*Fig.7*) es el circuito integrado AFE5851 que básicamente cuenta con 16 canales de Amplificación de Ganancia Variable (VGA) y ocho conversores Analógico-Digital (ADC) de alta velocidad, que vienen con salida serial LVDS, protocolo reconocido para trabajar con velocidades de datos muy elevadas.

En esta instancia, la placa es la encargada de procesar analógicamente las señales ecográficas recibidas desde los sensores, adecuándolas en nivel para luego digitalizarlas y enviar esta información procesada al siguiente módulo, que contiene una FPGA para la lectura de datos en formato LVDS. Esta última es la TSW1400EVM, también de Texas Instruments, definida como "Plataforma para generación de patrones y captura de datos de alta velocidad".

La programación de la AFE 5851 EVM, cuya vista superior se muestra en la Fig. 6, se realiza a través de una interfaz USB con un software compatible Windows que permite modificar los distintos parámetros, como por ejemplo la ganancia de los amplificadores y el tipo de filtro antialias más adecuado para la digitalizar y serializar los datos. También se puede modificar la configuración de los distintos registros que componen la AFE5851.



Figura 6: Vista superior módulo AFE5851 y placa con circuitos de protección de las entradas.

El módulo AFE5851EVM fue ensayado a través de la interfaz gráfica TI ADC SPI AFE5851 para analizar y comprobar su funcionamiento utilizando la placa de evaluación TSW1400EVM configurando sus parámetros desde la PC mediante el software de la FPGA que presenta el fabricante como HSDC Pro v4. Para ello se le inyectaron a la entrada distintas señales visualizando el comportamiento de las mismas. En la Figura 7 se puede observar la respuesta registrada por el dispositivo a una señal con forma de diente de sierra en la que se utilizó una frecuencia de 2 MHz. La frecuencia de muestreo del conversor es de 40 MHz.



Figura 7: Vista de la interfaz de medición de la AFE5851 con el módulo TSW1400

Fuente de alimentación

Debido a la complejidad del sistema y la variedad en los módulos que lo componen, la alimentación de todo el sistema, como mencionáramos anteriormente, requiere de múltiples tensiones de alimentación: +/-50V, +/-40V, +/-10V, +/-5V, +3,3V, +1,8V, SUB y GND.

La fuente de alimentación con los requerimientos descriptos se resolvió mediante el montaje de cuatro fuentes primarias del tipo "conmutada", aisladas galvánicamente de la red. Dos de ellas de 50V/ 500 mA y otras dos de 10V – 1A. A partir de las fuentes de 50V se obtienen, mediante reguladores lineales ajustables, las tensiones de +/- 40V.

Las dos fuentes de 10V también entregan, mediante reguladores lineales fijos, las tensiones de +/- 5V. Los reguladores utilizados son del tipo LM7805 para +5V y LM7905 para -5V. Asimismo, de la fuente de +10V se obtienen las tensiones de +3,3V y de +1,8V. Para la tensión de +3,3V se utilizó un regulador fijo del tipo MC33269T3.3 y para la tensión de +1,8V se utilizó un módulo conversor DC/DC del tipo "conmutado" (Figura 8).



Figura 8: Vista exterior e interior de la fuente de alimentación.

Encendido y funcionamiento

La puesta en funcionamiento de este sistema es particularmente delicada ya que el componente que genera los pulsos para excitar el piezoeléctrico, en nuestro caso el CI LM96550 que forma parte del módulo *TX-SDK-V2*, requiere una cuidadosa secuencia de encendido. Esta secuencia implica que primero se alimenten los pines de mayor tensión negativa (15, 46 y el contacto térmico expuesto) identificado como VSUB o tensión de substrato, manteniendo la entrada de habilitación del CI en valor bajo (pin 29), luego la alimentación de la lógica IO (pines 20 y 41) y recién después el resto de las tensiones de alimentación, en una secuencia de menor a mayor para el resto de los contactos. En el mismo sentido se debe seguir una secuencia inversa al apagar el dispositivo.

La condición de seguir esta secuencia tanto en el encendido como en el apagado complica bastante el uso de esta placa por lo que de seguir usándola es conveniente desarrollar un sistema automático de encendido que siga la secuencia y prevenga cualquier posible equivocación al encender manualmente el sistema de la placa.

Sin embargo, a pesar de seguir el cuidadoso sistema de encendido/apagado antes mencionado, la placa solo pudo ser utilizada un par de veces ya que durante el segundo período de encendido dejó de funcionar y se comprobó luego que dos de los CI que la componen se quemaron en ese período: el LM96550 (generador de pulsos) y el LM96570 (conformador de haz). Este mal funcionamiento generó un problema difícil de solucionar a corto plazo por la complejidad y especificidad de los componentes ya que el problema surge en una placa diseñada por la empresa Texas Instruments justamente para el ensayo de esos componentes. Adicionalmente la información que suministra la empresa es escasa y tampoco respondió a ninguna de las consultas que se le realizaron para tratar de identificar el problema que inutilizaba los componentes. En vista de esta situación y a pesar de que se adquirieron los componentes para reemplazar los dispositivos quemados, se decidió implementar un diseño propio equivalente de ocho canales, aunque de menores prestaciones y por supuesto de mayor tamaño. Este equipo será desarrollado en la sección siguiente.

Sistema Generador de Pulsos Alternativo

Se seleccionó un circuito mono canal generado de pulsos algo diferente al descripto anteriormente, básicamente para poder disponer de un pulso cuadrado de disparo, en el que se pudiera modificar el ancho de pulso desde la etapa digital. Esta característica se consideró de mayor utilidad en esta etapa ya que permite encontrar más fácilmente las condiciones óptimas de disparo de un transductor experimental como los que estamos utilizando.

En la Fig. 9 se muestra un esquema del circuito utilizado que se identifica como Pulser_V2. El amplificador de corriente recibe el pulso de la etapa digital y polariza el transistor que alimenta al transductor acoplado al conector SMA. Generalmente se elige una polarización negativa para que el electrodo que se apoya sobre el paciente este puesto a tierra. En este caso la polarización es de -100 Volt.

La red de resistencias e inductores entre Q1 y el conector SMA se agrega para adaptar la impedancia de salida del generador a la del transductor, de modo de maximizar la transferencia de potencia. Obviamente no siempre están presentes en la placa todos los componentes dibujados ya que sólo se ubican los necesarios para adaptar la impedancia a la frecuencia de resonancia del transductor.

Utilizando el esquema de la Fig. 9 se armó en una sola placa un conjunto de 8 canales de salida con conectores SMA para acoplar los transductores y transferir las señales de cada canal en forma independiente. Al implementar el control de diferentes secuencias de pulsos de disparo, se utilizaron alternativamente dos placas disponibles en el laboratorio. Una con un microprocesador para generar los ocho canales de habilitación del disparo y otra con una FPGA Xilinx Spartan 3 como elemento principal. Si bien con el micro es posible generar las características de disparo necesarias para el funcionamiento de los 8 canales, se probó el funcionamiento la FPGA ya que en la medida que aumenta la cantidad de canales que se implementan para generar el frente de onda de ultrasonido, las limitaciones en cantidad de canales y velocidad de los microprocesadores hacen indispensable pasar a un dispositivo más rápido y de mayor cantidad de entradas/salidas. En la Fig. 10, a la izquierda, se pueden ver ambas placas, la que contiene los generadores de pulsos y la de control de disparo.



Figura 9: Circuito Pulser V2

El objetivo de tener control de disparos independientes para cada uno de los elementos del arreglo es lograr que los frentes de onda lleguen simultáneamente a un punto determinado, lo que se obtiene con el método de conformación de haces, es decir conseguir un haz enfocado. Otro propósito de este sistema es conseguir orientar el avance del frente de onda en un ángulo prefijado con el eje del transductor. En la Fig.11, a la derecha, se muestra un ejemplo de direccionamiento del frente de onda que se produce al generar disparos con una diferencia temporal constante respecto de uno de los extremos, que es tomado como referencia.



Figura 10: Placa izquierda conformador. Placa derecha "pulsers" Universidad Nacional de La Matanza

Figura 11: Conformado de pulsos

Como se observa en la descripción hasta aquí, esta etapa de excitación pulsada de los transductores piezoeléctricos no cuanta con ningún sistema de interrupción y/o transferencia de los pulsos de alta tensión para evitar que lleguen a los amplificadores de la AFE5851 cuando se utilizan los mismos transductores en la emisión que en la recepción, como es usual en los sistema de imágenes. En el caso anterior al utilizar el módulo TX-SDK-V2, este tenía incorporado el CI *LM96530* que cumplía la función de bloquear el acceso a los amplificadores de la AFE cuando se generaban los pulsos de excitación. En consecuencia, para poder utilizar estos dos sistemas de excitación y recepción en forma conjunta se implementó un circuito de protección para cada canal, en placas adecuadas para ser montadas en las entradas de la AFE5851EVM y superponer de esa manera los circuitos de emisión y recepción sin dañar los amplificadores de entrada de la AFE.



Figura 12: Programación de un frente de onda convergente y vista detallada del montaje del transductor

Conclusiones

La propuesta de proyectar y construir un sistema de emisión y recepción de pulsos de ultrasonido en base a placas de desarrollo utilizadas por las empresas fabricantes para el ensayo de sus propios componentes es eficiente y económica para la fabricación de sistemas de medición de laboratorio, pero con algunas limitaciones en relación tanto a la información disponible para interconectar los módulos y ponerlos en funcionamiento como en la identificación y corrección de fallas durante el funcionamiento. En el caso particular que estamos tratando de los módulos de Texas Instruments, la etapa de 8 canales de recepción presentó sólo problemas menores en la puesta en funcionamiento debido a la escasa información disponible y falta de algunas partes para implementar la interconexión con los otros módulos. El sistema es expandible a 16 canales, pero para trabajar con todos en tiempo real es necesario un cambio importante en la placa TSW1400, ya que requieren mayor cantidad de canales y memoria, por lo que se debe también rehacer el software de la FPGA para que responda a esas necesidades.

Por otra parte, los módulos correspondientes a la etapa de excitación, conformación y emisión del haz no llegaron a funcionar correctamente, quemándose dos de los componentes principales y no se pudo obtener ninguna información adicional del proveedor para identificar y corregir el problema en un plazo razonable. Los reemplazos implementados para hacer

funcionar el sistema funcionan razonablemente bien aunque ocupan mayor espacio y la conformación del haz debe hacerse por el momento mediante una programación más compleja.

<u>Bibliografía</u>

Horacio J. Pascoli, Marcelo A. Márquez, Néstor R. Mariño, Sergio N. Gwirc, "Sistema multicanal expandible para la obtención de imágenes ultrasónicas", Microelectrónica Aplicada 2015, 27-29 de mayo de 2015, Universidad de La Matanza, Argentina. ISBN 978-987-3806-24-7

Néstor R. Mariño, Marcelo A. Márquez, Nicolás Fernández, Juan Carlos Gómez, Sergio N. Gwirc, "Circuito de Excitación y Recepción de Transductores de Ultrasonido de Película Gruesa", Microelectrónica Aplicada 2015, 27-29 de mayo de 2015, Universidad de La Matanza, Argentina. ISBN 978-987-3806-24-7

Ultrasonics: Fundamentals and applications-Heinrich Kuttruff

Ultrasonic Measurements and Technologies (Sensor Physics and Technology Series)-

Stefan Kocis, Zdenko Figura

Ultrasound Teaching Manual: The Basics of Performing and Interpreting Ultrasound Scans

Ultrasound Scanning: Principles and Protocols, 3rd Edition

Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers-Haim Azhari