

Ultrasonido tridimensional en cardiología

Three-dimensional ultrasound in cardiology

Antonio J. Bravo, MgSc, PhD^{1*}, Miguel Vera, MgSc, PhD^{2,3}, Delia Madriz, MgSc, PhD⁴, Julio Contreras-Velásquez, MSc³, José Chacón, MgSc, PhD², Sandra Wilches-Durán, MgSc², Modesto Graterol-Rivas, MgSc, PhD², Daniela Riaño-Wilches, BSc⁵, Joselyn Rojas, MD, MSc⁵, Valmore Bermúdez, MD, MSc, MPH, PhD^{7*}

¹Coordinación de Investigación Industrial, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela. Autor responsable de correspondencia: abravo@unet.edu.ve

²Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera (ALEF), Universidad Simón Bolívar, Cúcuta, Colombia.

³Grupo de Investigación en Procesamiento Computacional de Datos (GIPCD-ULA) Universidad de Los Andes-Táchira, Venezuela.

⁴Programa Calidad y Productividad Organizacional, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela.

⁵Pulmonary and Critical Care Medicine Department. Brigham and Women's Hospital. Harvard Medical School. Boston, MA. USA 02115.

⁶Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

⁷Centro de Investigaciones Endocrino-Metabólicas "Dr. Félix Gómez" Facultad de Medicina. Universidad del Zulia, Venezuela.

87

Resumen

E

l análisis de imágenes cardiovasculares constituye una herramienta útil para el diagnóstico, tratamiento y monitoreo de enfermedades cardiovasculares. Las técnicas de procesamiento de imágenes permiten la evaluación cuantitativa no-invasiva de la función cardíaca, proporcionando información morfológica, funcional y dinámica. Los progresos tecnológicos recientes en ultrasonido han permitido incrementar la calidad del tratamiento al paciente, gracias al uso de técnicas modernas de procesamiento y análisis de las imágenes. Sin embargo, la adquisición de estas imágenes tridimensionales (3D) dinámicas conduce a la producción de grandes volúmenes de datos para procesar, a partir de los cuales las estructuras cardíacas deben ser extraídas y analizadas durante el ciclo cardíaco. Herramientas de extracción, de visualización tridimensional, y de cuantificación son usadas actualmente dentro de la rutina clínica, pero desafortunadamente necesitan de una interacción importante con el médico. Estos elementos justifican el desarrollo de nuevos algoritmos eficaces y robustos para la extracción de estructuras y estimación del movimiento cardíaco a partir de imágenes tridimensionales. Como resultado, poner a disposición del personal clínico nuevos medios para evaluar de manera precisa la anatomía y la función cardíaca a partir de imágenes tridimensionales, representa un avance certero dentro de la investigación de una descripción completa del corazón a partir de un único examen. El objetivo de este artículo es mostrar cuáles han sido los avances en imagenología cardíaca 3D por ultrasonido y adicionalmente observar qué áreas han sido estudiadas bajo esta modalidad imagenológica.

Palabras clave: Ultrasonido, adquisición, visualización, procesamiento, reconstrucción, cardiología.

Abstract

C

ardiac images analysis is a useful tool for the diagnosis, treatment and monitoring of cardiovascular diseases. Image processing techniques allow cardiac function non-invasive quantitative evaluation, providing morphological, functional and dynamic information. The recent technological advances in ultrasound and the emergent techniques of processing and analysis of the images, have allowed increasing the patient treatment quality. However, the acquisition of these dynamic three-dimensional (3D) images generates large data volumes for processing, from which, the cardiac structures must be extracted and analyzed during the entire cardiac cycle. Extraction, 3D visualization, and quantification tools are currently used within the clinical routine, but unfortunately need significant interaction with the physician. These elements justify the development of new efficient and robust algorithms for the cardiac structures extraction and cardiac motion estimation from three-dimensional images. As a result, the clinicians are provided with new means to accurately assess the anatomy and cardiac function from three-dimensional images, which represents a breakthrough within the investigation of a complete description of the heart from a single examination. The objective of this article is to show the advances in 3D cardiac ultrasound imaging and to further observe which areas have been studied under this imaging modality.

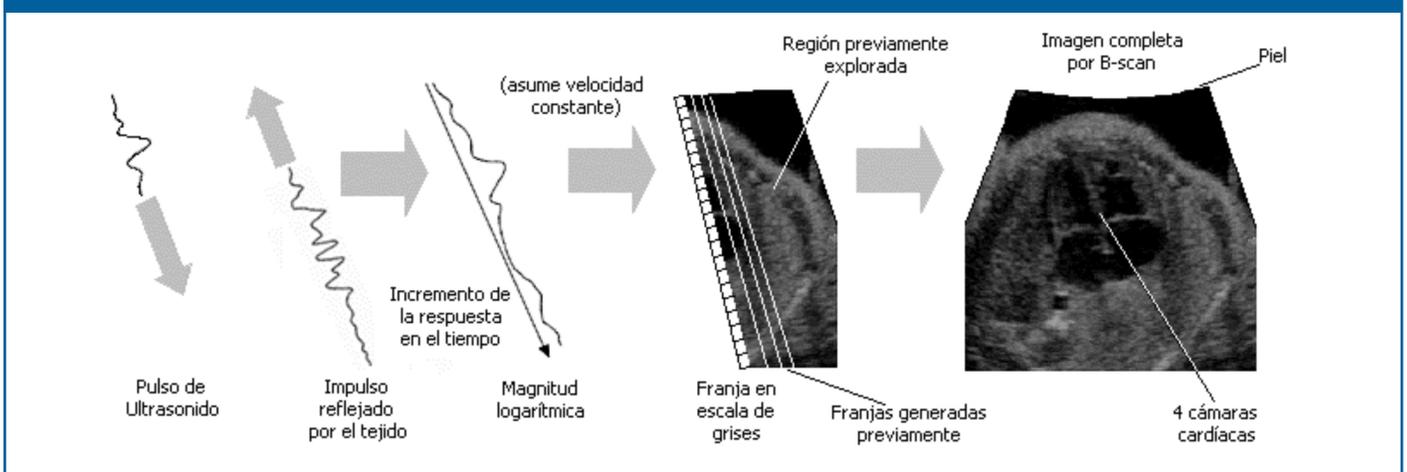
Keywords: Ultrasound, acquisition, visualization, processing, reconstruction, cardiology.

En las últimas tres décadas, la construcción y visualización de imágenes tridimensionales a partir de datos de ultrasonido ha constituido un tópico de interés para un gran grupo de investigadores inspirados, básicamente, en que el ultrasonido (US) 3D permite visualizar planos de la imagen los cuales no son accesibles en ultrasonido 2D¹.

Las imágenes de ultrasonido son esencialmente una medida de la respuesta acústica de un impulso a una particular frecuencia. Para altas frecuencias alrededor de 15 MHz, se obtiene muy buena resolución, pero la exploración es de pocos centímetros de profundidad mientras que para bajas frecuencias, alrededor de 3 MHz, generan imágenes de muy pobre

resolución permitiendo explorar tejidos a profundidades de 25 cm o más. Cada imagen de ultrasonido está compuesta de un conjunto de franjas adquiridas secuencialmente en tiempo y espacio. Cada franja representa la amplitud de la respuesta de un impulso de ultrasonido en el lugar y en la dirección que es generado (se asume el sonido de velocidad constante para relacionar esta respuesta con la profundidad dentro del paciente). Puesto que la magnitud decae exponencialmente con la profundidad, un operador logarítmico con un factor de peso asociado, debe ser aplicado a la franja antes de ser cuantificada y representada como una imagen en escala de grises. La imagen así generada corresponde a un B-scan, la cual constituye una de las distintas imágenes producidas utilizando ultrasonido. Los tipos dependen de la forma como es desplegada la respuesta al impulso acústico, de allí que existen modo 'A', 'B', 'C' y 'M'. La Figura 1 esquematiza el proceso de generación de una imagen de ultrasonido, una descripción más detallada del proceso puede ser observada en Kremkau²

Figura 1. Generación de una imagen de ultrasonido



El proceso de adquisición de imágenes por ultrasonido 2D asume que los pulsos de ultrasonido barren el tejido a lo largo de una línea recta y que la velocidad del sonido es constante, lo cual no es del todo cierto, debido a que la interacción del ultrasonido con el tejido vivo genera efectos anisotrópicos y no lineales tales como: absorción, difracción, refracción y reflexión, alterando adicionalmente la velocidad de propagación de la onda acústica². Parámetros tales como: atenuación del tejido, frecuencia, longitud del pulso, resolución, ancho de banda, amplitud del pulso, forma de los pulsos transmitidos y la frecuencia de repetición, están todos interrelacionados en el proceso de generación de imágenes de ultrasonido.

Diversas fuentes de ruido, incluyendo el ruido térmico de los circuitos de amplificación, ruido acústico, efectos de fase (ruido speckle), así como también el tipo, tamaño y textura del transductor, constituyen elementos de distorsión que generan artefactos en las imágenes por ultrasonido³. Sin embargo, la calidad de la imagen gracias a la evolución tecnológica, está continuamente mejorando^{4,5,6,7,8,9}. La mayor ventaja del ultrasonido 2D es su flexibilidad, lo cual permite al especialista manipular el transductor y visualizar la sección anatómica deseada.

Con el uso del ultrasonido convencional 2D solamente una sección muy fina del paciente puede ser visualizada al mismo tiempo, y la localización de ese plano imagen es controlada por la orientación manual del transductor. Esto implica que el operador debe realizar una integración mental de algunas imágenes 2D a objeto de generar la anatomía o patología 3D, lo cual hace a este proceso de generación de imágenes lento, no reproducible en el tiempo; y lo más importante, sujeto a la experiencia del operador¹⁰.

El objetivo de la imagenología por ultrasonido 3D es superar estas limitaciones proporcionando técnicas que reduzcan la variabilidad introducida por las técnicas convencionales, y permitir al especialista visualizar la anatomía en 3D. El incremento de la importancia que el ultrasonido ha tenido en el diagnóstico clínico, sumado al diseño óptimo de transductores, a las rápidas mejoras en el desempeño de las computadoras y su relación de costo, está empujando rápidamente a la imagenología clínica convencional hacia la imagenología 3D, lo que en consecuencia, ha permitido explotar el gran potencial del ultrasonido 3D en el diagnóstico clínico y las aplicaciones terapéuticas^{11,12,13,14,15,16}, hasta conseguir que los sistemas de

imagenología 3D por ultrasonido sean rutinariamente utilizados en los estudios clínicos¹⁷.

En el presente artículo, se describe la utilidad clínica y los avances tecnológicos de la imagenología 3D por ultrasonido, particularmente orientándose a la comprensión y visualización de las estructuras del corazón y sus variaciones a través del ciclo cardiaco. Se exponen las técnicas de adquisición principalmente utilizadas, luego se hace una revisión de los diversos métodos usados en los procesos de reconstrucción y visualización 3D, y por último se muestran algunos de los avances obtenidos en ecocardiografía tridimensional (3DE).

Técnicas de adquisición tridimensional

En un sistema de ultrasonido 3D, la localización de la señal acústica es conocida en tres dimensiones. Esto permite obtener una representación completa del volumen de la estructura o tejido a visualizar. En general, el ultrasonido es una modalidad imagenológica a tiempo real, y el ultrasonido 3D también tiene la gran posibilidad de desplegar información a velocidades muy cercanas al tiempo real, lo que básicamente se debe al retardo introducido por los sistemas de procesamiento. Altas velocidades de adquisición del orden de 10 - 60 imágenes por segundo pueden ser proporcionadas por algunos sistemas de ultrasonido 3D¹⁸.

La mayoría de los sistemas de ultrasonido 3D usa un transductor de ultrasonido convencional para adquirir una serie de imágenes 2D y difieren solamente del método usado para determinar la posición y la orientación de esas imágenes 2D con respecto al volumen examinado. Estos transductores están compuestos por un arreglo lineal 1D (N x 1) de más de 100 elementos electrónicos que dirigen y focalizan el haz de ultrasonido. Para este tipo de sistemas, han sido reportados dos métodos de adquisición: freehand y geometría fija.

Otros sistemas de ultrasonido 3D usan transductores com-

puestos por arreglos 2D, que permiten realizar una adquisición de múltiples planos de un determinado volumen en tiempo real. Adicionalmente, es posible realizar la exploración de las patologías vasculares, con ayuda de sistemas de adquisición que utilizan ultrasonido intravascular.

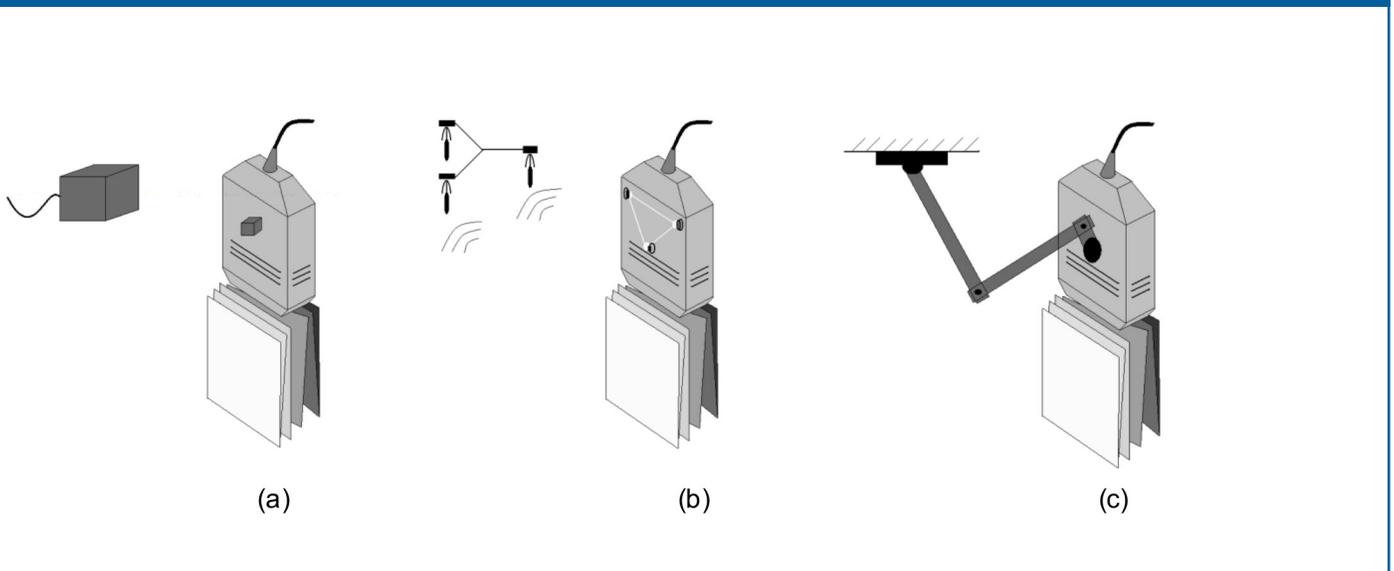
2.1. Adquisición Freehand

Las imágenes son adquiridas con posición y dirección arbitrarias controladas por el operador. En exploración freehand el movimiento del transductor es controlado por el operador de la misma manera que en ultrasonido convencional. La posición y la orientación del transductor son determinadas por un sensor de posición fijado al transductor. La especial ventaja de esta técnica con respecto a la de geometría fija, es que el operador puede seleccionar vistas y orientaciones óptimas, ajustando el transductor a la superficie compleja del paciente. Diversas tecnologías han sido desarrolladas para la determinación de la posición: magnética, acústica, óptica y eléctrica.

2.1.1. Magnética

El principio de funcionamiento de estos dispositivos es la medición de la energía del campo magnético generado por la corriente eléctrica enviada a través de tres pequeños alambres ortogonales, los cuales constituyen un transmisor remoto, dispuestos en una estructura cúbica colocada muy cerca del paciente¹⁹. El receptor es colocado sobre el transductor y está integrado por un conjunto de alambres de aproximadamente 2.5 cm en cada dimensión. La Figura 2a muestra el esquema de un sistema de posicionamiento basado en el método magnético. Por medición del campo magnético, el ángulo y la posición del receptor relativo al transmisor pueden ser determinadas. Existen dos tipos de sensores; uno que usa corriente alterna (AC), y otro corriente continua (DC). Cada uno de estos sensores es afectado por la presencia de determinados materiales (metales, quirúrgicos, sondas de ultrasonido) cerca de ellos; materiales metálicos afectan a los sensores AC, mientras que materiales ferromagnéticos a sensores DC²⁰.

Figura 2. Diagramas esquemáticos que muestran los tres métodos básicos para la obtención de la posición y la orientación de los transductores de ultrasonido para la técnica de adquisición freehand: a) magnética en ultrasonido, b) acústica y c) eléctrica.



2.1.2. Acústica

El método acústico trabaja por la unión de un emisor de ondas en un rango acústico al transductor y la recolección de esas señales por tres micrófonos remotos, posicionados en diferentes orientaciones (no necesariamente ortogonales), y típicamente colocado sobre el paciente. Un esquema de esta tecnología de posicionamiento puede ser observada en la Figura 2b. El operador mueve libremente el transductor sobre el paciente mientras el dispositivo de emisión de sonido es activado. Conociendo la velocidad del sonido en el aire, la posición de los micrófonos y el tiempo de vuelo de los pulsos de sonido, el ángulo y la posición del transductor pueden ser continuamente monitoreados²¹. Una de las limitaciones de este método de posicionamiento es que los micrófonos deben ser colocados cerca del paciente, de tal manera que no exista obstrucción de las líneas de vista del emisor con el receptor, y a su vez deben estar lo suficientemente cercanos al transductor para ser capaces de detectar los pulsos de sonido.

2.1.3. Óptica

El método óptico trabaja de una manera similar al acústico, excepto que el emisor es reemplazado por al menos tres LED infrarrojos. Un diodo emisor de luz infrarroja (Light Emitting Diode-LED) es un componente opto-electrónico capaz de emitir luz fuera del espectro visible cuando se hace circular una corriente eléctrica. El principal problema con el método óptico es que las líneas de vista entre los LED y el sensor óptico nunca pueden perderse²².

2.1.4. Eléctrica

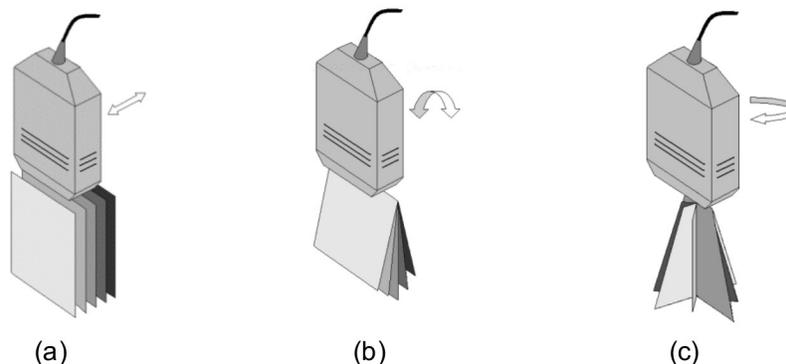
Diversos sistemas han usado brazos mecánicos con distintos grados de libertad^{18,23}. El transductor es montado en un sistema de brazo mecánico con múltiples articulaciones móviles, como se muestra en la Figura 2c, lo cual permite que el operador manipule el transductor de una manera compleja, para seleccionar la vista y la orientación deseada. Un conjunto de potenciómetros son colocados en las articulaciones del brazo mecánico, y cualquier movimiento en las articulaciones es registrado y almacenado. A partir de los registros, el ángulo y la posición del transductor pueden ser continuamente calculados y monitoreados.

2.2. Adquisición por Geometría Fija

En exploración por geometría fija el movimiento del transductor es parcial o completamente controlado por un sistema mecánico basado en motores de paso; en tal sentido, la posición y la orientación del transductor están preestablecidas. Los sistemas mecánicos producen conjuntos de datos muy regulares, lo que simplifica el procesamiento posterior y garantiza una cobertura uniforme del volumen explorado. Por otra parte, este tipo de sistemas permite explorar volúmenes tan grandes como el mismo lo admita. Las coordenadas del marco de referencia se establecen de acuerdo con el mecanismo de alojamiento del motor de paso; mientras más grande sea éste se tiene una mayor área de exploración. Sistemas muy grandes son difíciles de manipular en la práctica, puesto que el transductor debe mantener un buen contacto con la superficie de la piel todo el tiempo.

Excesos de presión por el contacto del transductor con la piel puede causar que la línea base anatómica se mueva, generando el registro de datos errados. Los sistemas de ultrasonido que incorporan este tipo de técnica de adquisición, utilizan un mecanismo de accionamiento motorizado que traslada o rota el transductor mientras imágenes de ultrasonido 2D son adquiridas en intervalos espaciales predefinidos. La geometría predefinida para el proceso de adquisición de las imágenes bidimensionales, permite una rápida y exacta reconstrucción 3D de la imagen inmediatamente después de la exploración. Como la imagen 3D es producida a partir de una serie de imágenes de ultrasonido 2D convencional, su resolución no será isotrópica. En la dirección paralela a los planos de las imágenes 2D adquiridas, la resolución es la misma que la de las imágenes 2D, pero en la dirección de la exploración 3D dependerá de la frecuencia de muestreo espacial, que en este tipo de sistemas define la máxima resolución del transductor. Por lo tanto, la resolución de la imagen 3D generalmente será inferior en la dirección de la exploración. Típicamente 200 imágenes son adquiridas a intervalos de 0.5 mm para B-scan 3D. Esta tecnología ha sido implantada en básicamente tres tipos de movimiento: lineal, abanico y rotacional, como se esquematiza en la Figura 3.

Figura 3. Diagramas esquemáticos de los tres tipos básicos de movimiento usados en sistemas de ultrasonido 3D con tecnología de adquisición de geometría fija: a) lineal, b) abanico y c) rotacional.



2.2.1. Lineal

El transductor es mecánicamente trasladado en forma lineal, paralelo a la piel del paciente y perpendicular al plano de la imagen. Las imágenes 2D adquiridas son paralelas entre sí y separadas por intervalos predefinidos, como se muestra en la Figura 3a, lo cual establece una mínima degradación de la información 3D, permitiendo un proceso de reconstrucción considerablemente eficiente.

2.2.2. Abanico

La Figura 3b muestra un transductor que es rotado sobre su dirección axial, permitiendo así realizar un barrido angular, generando un abanico de planos que son adquiridos con una separación angular preestablecida y que definen el volumen explorado. La ventaja de esta técnica es que los mecanismos que la integran pueden producirse lo suficientemente pequeños, de forma tal que sea fácil su manipulación.

2.2.3. Rotacional

En esta geometría de exploración, el transductor es colocado sobre un sistema mecánico que lo rota sobre su eje central (ver Figura 3c). De esta manera, las imágenes adquiridas se ubican sobre el paciente de acuerdo con un cono en forma de hélices. Los planos adquiridos, se intersectan en el centro del cono a lo largo del eje de rotación, por lo cual no se admite ningún movimiento en el momento de la exploración debido a que esto causaría una inconsistencia en los planos adquiridos, generando la distorsión de la imagen resultante en su centro, a lo largo del eje de rotación.

2.3 Adquisición por Arreglos Bidimensionales

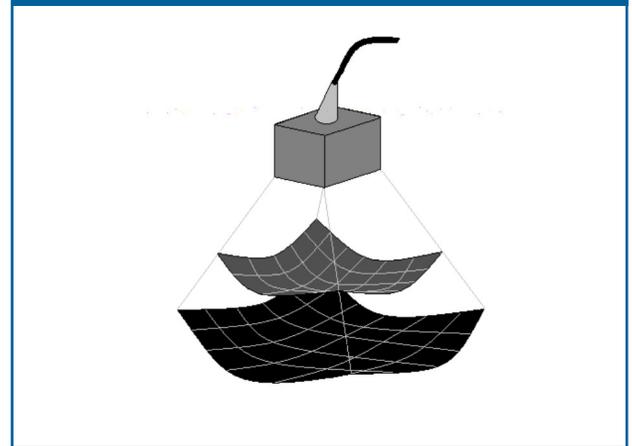
En las dos secciones anteriores, se ha mostrado que un volumen 3D puede ser construido por traslación, rotación y por el balanceo del transductor de ultrasonido con la ayuda de un dispositivo mecánico, tal que la relación espacial entre las imágenes 2D adquiridas es conocida. Alternativamente, el volumen 3D puede ser creado por la manipulación freehand del transductor, cuya orientación es almacenada continuamente por medio de un localizador 3D inalámbrico. Indiferentemente del mecanismo de localización del transductor, tales soluciones son lentas en comparación con la dinámica de algunos órganos tales como el corazón. Sistemas asistidos por electrocardiograma y señales respiratorias han sido diseñados para la reconstrucción de imágenes 3D del corazón en múltiples ciclos cardiacos, pero tales datos aún presentan distorsiones, generadas por las arritmias cardiacas y la respiración irregular.

La adquisición de imágenes de ultrasonido en tiempo real constituye uno de los más recientes avances en imagenología por ultrasonido. En este tipo de tecnología es necesario utilizar transductores compuestos por arreglos 2D ($N \times M$), los cuales permiten dirigir y focalizar dinámicamente el haz de ultrasonido como una pirámide (ver Figura 4), produciendo un volumen de datos²⁴. La información en las tres dimensiones es localizada por el movimiento físico del transductor, bien sea usando medios mecánicos o por operación manual.

Los ecos que generan la forma piramidal, son procesados para generar la información 3D en tiempo real²⁵. Esto representa grandes ventajas en la adquisición de imágenes de ultraso-

nido 3D. Sin embargo, deben superarse algunos problemas como los rangos de operación bajos, aproximadamente 2.5 MHz, debido a la gran cantidad de pequeños elementos ($N \times M$) que se deben incorporar y a su difícil proceso de conectividad^{18,25}.

Figura 4. Diagrama esquemático que muestra un arreglo 2D usado en un sistema de ultrasonido 3D



2.3. Adquisición Intravascular

La imagenología por ultrasonido intravascular (IVUS) es una técnica relativamente nueva, que permite la visualización de estructura interna de las arterias, de una manera altamente detallada^{11,26}, con la ayuda de transductores de ultrasonido en miniatura colocados en la punta de un catéter, cuya principal característica es que corresponde con el mismo que es usado en la coronografía de contraste. El catéter es introducido en el sistema arterial del paciente a través de una arteria en el muslo, maniobrando por la aorta descendente, alrededor del arco aórtico y hacia dentro de las arterias coronarias.

Por rotaciones del transductor se generan imágenes de secciones de corte al emitir pulsos de ultrasonido (20–50 MHz) los cuales luego de un retardo de tiempo son recibidos como ecos. La principal ventaja del IVUS sobre el angiograma de contraste es que puede generar imágenes de la estructura interna de la pared de la arteria. Claramente, la mayor ventaja de IVUS 3D es que proporciona imágenes 3D detalladas con una alta resolución sobre pequeñas regiones vasculares de interés (1–5 cm³). La Tabla 1 muestra un resumen acerca de los métodos de exploración de ultrasonido tridimensional.

Tabla 1. Métodos de exploración de ultrasonido tridimensional

Método de exploración	Método de adquisición de la imagen	
Freehand	Magnética	Medición del campo magnético generado por un transmisor colocado al lado del paciente con el receptor ubicado sobre el transductor.
	Acústica	Medición del tiempo de vuelo de la señal sonora emitida en el transductor y recogida por micrófonos ubicados cerca del paciente.
	óptica	Medición de rayos infrarrojos emitidos por un arreglo de LED ubicados en el transductor que son enviados a receptores ubicados cerca del paciente.
	Eléctrica	Medición del ángulo entre brazos móviles.
Geometría fija	Lineal	Las imágenes 2D adquiridas son paralelas entre sí e igualmente espaciadas.
	Abanico	Las imágenes 2D adquiridas forman un abanico de planos con ángulo de separación fijo.
	Rotacional	Las imágenes adquiridas barren un volumen cónico en forma de hélices.
Arreglos 2D		Arreglos 2D transmiten un haz piramidal y los ecos retornados son desplegados como múltiples planos en tiempo real.
Intravascular		Las imágenes son adquiridas por rotación de un transductor miniatura que es colocado en la punta de un catéter, el cual es introducido en el sistema arterial.

Reconstrucción tridimensional

La reconstrucción se refiere al proceso mediante el cual las imágenes 2D adquiridas son colocadas en correcta posición y orientación en el volumen 3D, y con los valores asociados a sus píxeles se determina el valor del vóxel en la correspondiente imagen 3D. El primer paso es determinar el sistema coordenado donde las imágenes 2D son integradas a la imagen volumen, colocando cada píxel en su correspondiente coordenada 3D (x, y, z). Este proceso puede implantarse con modelos de transformación espacial²⁷, los cuales difieren tanto en exploración por freehand como por geometría fija. Basándose en las coordenadas 2D (x, y) de cada píxel en su imagen 2D, en la posición y la orientación obtenidas a partir del método de exploración usado en la etapa de adquisición freehand. Hay que considerar que en adquisición por geometría fija la ubicación espacial de los píxeles de la imagen es conocida. El valor de los vóxeles puede ser determinado aplicando un proceso de interpolación. Los pesos asociados al proceso de interpolación pueden ser calculados previamente y colocados en una tabla de búsqueda, permitiendo así que la reconstrucción sea considerablemente rápida¹⁸. En ultrasonido 3D se distinguen básicamente dos métodos de reconstrucción: reconstrucción basada en características y reconstrucción basada en vóxeles.

3.1. Sistema Coordenado en Exploración Freehand 3D

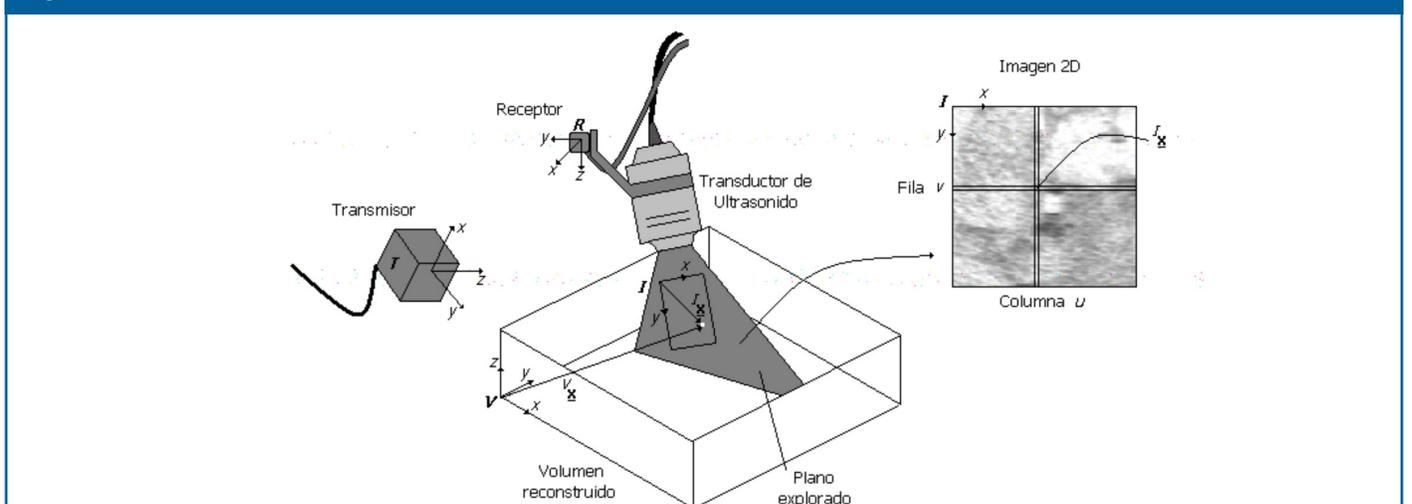
En la Figura 5 se muestran los cuatro sistemas coordenados usados para la reconstrucción. I es el sistema coordenado de la imagen 2D. El eje x en la dirección lateral, y el eje y en la dirección axial. R es el sistema coordenado del sensor de posición y T el sistema coordenado del transmisor. El volumen creado a partir de las imágenes 2D adquiridas toma la forma de un arreglo V de vóxeles 3D, colocado sobre el sistema coordenado V. Cada píxel (x), es transformado primero en el sistema coordenado del receptor R, luego al transmisor T y, finalmente, al volumen reconstruido V. Todo el proceso de transformación puede ser expresado como la multiplicación de matrices de transformación homogéneas, de acuerdo con la Ecuación 1.

$${}^V\mathbf{x} = {}^V\mathbf{T}_T {}^T\mathbf{T}_R {}^R\mathbf{T}_I {}^I\mathbf{x}, \quad (1)$$

siendo,

$${}^I\mathbf{x} = \begin{bmatrix} s_x u \\ s_y v \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (2)$$

Figura 5. Sistemas coordenados usados en la reconstrucción 3D



Una notación estándar es adoptada, ${}^K T_L$ es la transformación del sistema coordenado L al sistema K. u y v representan los índices de las columnas y filas de la imagen 2D, y s_x y s_y los factores de escala en mm/píxel. v_x representa la ubicación del vóxel en el sistema coordenado V.

Una transformación entre dos sistemas coordenados tridimensionales presenta seis grados de libertad: tres traslaciones (x , y , z) y tres rotaciones (a , b , g). Cada una de las matrices de la ecuación 1, juega un papel diferente en la reconstrucción. ${}^T T_R$ es obtenida directamente por la lectura del sensor. ${}^V T_T$ es considerada una transformación de conveniencia. Puede ser omitida al asumir que el volumen a reconstruir está alineado con el transmisor, lo que podría causar problemas si, por ejemplo, el B-scan pasa por el origen de V, generando un gran vóxel vacío. Este tipo de efecto puede corregirse estableciendo una transformación ${}^V T_T$ arbitraria, definida en cada exploración. ${}^R T_P$ y los factores de escala s_x y s_y son determinados por calibración²⁸. Luego la posición del vóxel v_x puede ser calculada a partir de la Ecuación 1, para luego asignarle un valor de acuerdo con las intensidades de los píxeles que lo intersectan^{29,30,31}.

3.2. Sistema Coordenado en Exploración por Geometría Fija

En exploración por geometría fija, el transductor está montado de una forma rígida sobre un dispositivo mecánico, que de acuerdo con un determinado protocolo, generalmente controlado por una computadora, explora el objeto por traslación, movimiento en abanico y rotación del transductor. Una revisión extensiva de las transformaciones de los sistemas de geometría fija, para la obtención de la ubicación del vóxel en el espacio reconstruido puede ser encontrada en Tong³² y Cardinal³³.

3.3. Reconstrucción Basada en Características

En este método, una característica específica es determinada inicialmente y luego reconstruida sobre la imagen 3D. En ecocardiografía u obstetricia, el ventrículo o la estructura fetal puede ser delineada (manual o automáticamente) en las imágenes 2D, para luego hacer la reconstrucción de la superficie a partir de tales contornos. La segmentación de las estructuras en las imágenes 2D, es considerada el paso más importante en este tipo de reconstrucción debido a que no existe un método eficiente y estable que permita extraer con exactitud los bordes de la estructura anatómica. Distintas técnicas para la detección de los bordes epicárdicos y endocárdicos a partir de imágenes de ultrasonido han sido reportadas. Modelos basados en campos aleatorios de Markov^{34,35}, lógica difusa³⁶, redes neurales^{6,37}, filtros morfológicos³⁸, y contornos activos^{39,40,41,42}, han sido propuestos. Técnicas similares han sido usadas en los procesos de reconstrucción tridimensional de imágenes por ultrasonido intravascular^{11,26}.

3.4. Reconstrucción Basada en Vóxel

En este tipo de método, no es necesaria la extracción de cierta característica para realizar la reconstrucción. A partir del conjunto de imágenes 2D adquiridas, se construye una imagen basada en vóxeles (regilla regular cartesiana de elementos de volumen en tres dimensiones). Entonces, el valor del vóxel puede ser establecido de acuerdo con las intensidades de los píxeles que lo intersectan. En general, esto puede ser tratado como un problema de optimización, en el cual dado

un criterio de similaridad o criterio de calidad del registro, se debe encontrar su óptimo global en un espacio de transformaciones geométricas predefinido, que corresponde con la imagen volumen. Una de las primeras aplicaciones basadas en similaridad de vóxeles para el registro de volúmenes de ultrasonido fue propuesta por Rohling²⁹. Adicionalmente, han sido propuestos métodos basados en gradientes³⁰ y otros basados en deformaciones de superficies³¹.

El método basado en vóxel garantiza la preservación de información originalmente contenida en las imágenes 2D adquiridas. De allí, que si se realizan apropiadas secciones de corte de la imagen 3D, la imagen 2D original puede ser recuperada. Por otro lado, si en el proceso de exploración el muestreo de la estructura 3D no se realiza adecuadamente, de tal manera que se produzcan vacíos entre las imágenes 2D, en el resultado de la reconstrucción los vóxeles describirán estos vacíos que no representan la verdadera anatomía. Técnicas de interpolación de intensidades han sido usadas para completar estos vacíos, lo que introduce información falsa degradando la resolución de la imagen reconstruida. Una de las grandes ventajas de este enfoque de reconstrucción, es que la información original no es modificada, lo cual permite que la imagen pueda ser repetidamente procesada. Es posible aplicar diversas técnicas de rendering, segmentación y clasificación, y medición de volúmenes.

3.5. Efectos de Errores en la Reconstrucción

Excepto para los sistemas que usan arreglos 2D, las imágenes de ultrasonido 3D son reconstruidas a partir de múltiples imágenes 2D, conociendo su posición y orientación relativa. En tal sentido, distorsiones geométricas en la reconstrucción pueden generarse debido a errores en la ubicación espacial de las imágenes 2D. Tales distorsiones, pueden generar errores en la medición de longitudes, áreas y volúmenes de las estructuras anatómicas contenidas en estas imágenes⁴³. Un gran número de problemas debe ser resuelto cuando se combinan imágenes 2D sobre un conjunto de datos 3D. Estos problemas pueden ser divididos en dos categorías: no uniformidad de intensidades y no uniformidad espacial.

3.5.1. No uniformidad de intensidades

El promedio y la distribución de las intensidades para una imagen 2D dependen tanto del sistema de generación de la imagen de ultrasonido como de las propiedades del material. Las intensidades de la imagen también dependen de la geometría, tamaño, frecuencia del pulso, amplitud del pulso y del tipo de forma de focalización del haz por el transductor. Efectos como sombreado y realce también afectan el promedio de las intensidades de la imagen. Entre los parámetros que deben ser controlados en un sistema de ultrasonido se encuentran: 1) ganancia global, 2) rango dinámico de despliegue, 3) parámetros de focalización, 4) densidad de la línea de exploración, 5) amplitud del pulso, 6) rango angular de exploración y 8) reescalamiento espacial de la imagen.

Todas estas características de la tecnología de ultrasonido ocasionan la variación de los valores asignados a las intensidades entre imágenes 2D. Estos efectos son difíciles de modelar y por lo tanto de remover. La idea fundamental entonces para

reducir estos efectos, es realizar una correcta entonación de los parámetros de adquisición del ultrasonido³⁰. Otro enfoque que ha sido propuesto en la literatura es visualizar el proceso de compensación de los errores de adquisición como un procedimiento de optimización, basándose en que la inconsistencia de los datos genera discontinuidades en el objeto reconstruido. Considerando un modelo de superficie deformable, que represente el objeto a reconstruir, es razonable pensar que los errores de adquisición pueden ser compensados por la minimización del funcional de energía asociado al modelo 2D, con respecto a la posición de los planos explorados³⁷.

3.5.2. No uniformidad espacial

Las dimensiones de los vóxeles se ven reflejadas en la resolución espacial de las imágenes. Sin embargo, la resolución axial, lateral y de muestreo del ultrasonido 3D son todas diferentes. Un vóxel de tamaño menor a la resolución más baja, minimizaría la pérdida de detalles en la imagen. En muchos sistemas de exploración, vóxeles de grandes tamaños son usados para reducir la cantidad de memoria de almacenamiento y los tiempos de rendering. Técnicas para el llenado de vacíos pueden ser requeridas en regiones del volumen con baja resolución de muestreo. Alternativas como, interpolación de elementos vecinos²⁹, o convolución de las imágenes 2D con un filtro Gaussiano¹⁰, para completar los vacíos entre las imágenes, pueden ser usados. En general, la interpolación de los datos es necesaria para obtener un arreglo de vóxeles regulares, tal que los objetos reconstruidos se puedan desplegar y/o comparar con otras modalidades imagenológicas²⁹.

Visualización tridimensional

Existe una gran variedad de métodos computacionales para la visualización 3D de imágenes médicas en investigación y aplicaciones clínicas^{44,45,46}. La efectividad de la técnica depende esencialmente de la fuente generadora de la imagen y de la fidelidad de la reconstrucción tridimensional. Probablemente el factor más importante en el desarrollo de técnicas de visualización de volúmenes, es que los datos tienen una dimensión más que la capacidad de despliegue de la computadora, de allí, que la técnica de visualización usada, frecuentemente juega un papel muy importante en la determinación de la información que es transmitida al operador. En ultrasonido 3D, tres diferentes técnicas de visualización han sido utilizadas: rendering de superficies, recomposición multiplanar y rendering volumétrico.

4.1. Rendering de Superficies

Diversos métodos semi-automáticos^{39,42,26} y automáticos^{11,35,36,41}, han sido propuestos para la identificación de estructuras cardiovasculares. Para los procesos de restauración de superficies cardiovasculares en ultrasonido 3D, se han utilizado técnicas de filtrado espacial¹², técnicas de visión por computadora y redes neurales³⁷, generación de conjunto de mallas⁴⁷ y superficies deformables^{26,48}.

4.2. Recomposición Multiplanar

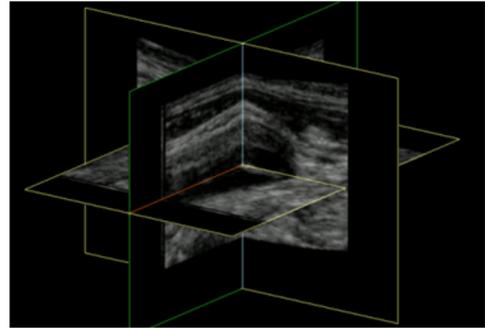
En ultrasonido 3D, ha sido reportado el uso de dos técnicas de recomposición multiplanar: planos ortogonales y vista de cubo.

4.2.1. Planos ortogonales

Esta herramienta de visualización permite desplegar simultáneamente, la intersección de tres planos ortogonales. Adicionalmente,

la herramienta permite controlar el punto de intersección, el ángulo de visualización, el número de planos 2D, y la escala. La Figura 6 muestra un ejemplo de este tipo de técnica de visualización.

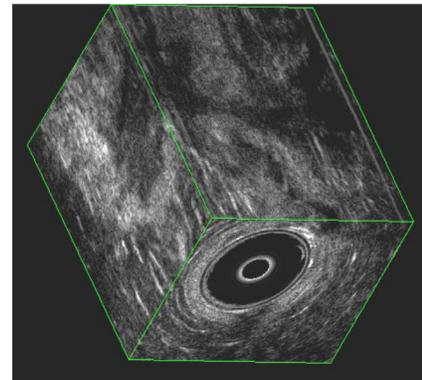
Figura 6. Recomposición multiplanar por planos ortogonales



4.2.2. Vista de cubo

La imagen es presentada como un poliedro, el cual representa las fronteras del volumen reconstruido (Figura 7). Cada una de las múltiples caras del poliedro es determinada por el rendering de la apropiada imagen 2D, usando técnicas de mapeo de textura. Las herramientas de visualización permiten seleccionar cualquier cara y moverla hacia dentro o hacia afuera del volumen.

Figura 7. Recomposición multiplanar vista de cubo



4.2. Rendering Volumétrico

El rendering volumétrico ha sido utilizado para visualizar el resultado de aplicación de segmentación 3D del ventrículo izquierdo^{35,49}, de filtrado 3D de imágenes de las cámaras del corazón⁵⁰. Aproximaciones basadas en proyecciones de máxima intensidad en las cuales solamente el vóxel de máxima intensidad a lo largo de cada rayo es desplegado, han sido usadas para visualizar imágenes de ultrasonido intravascular⁵¹.

Avances en ecocardiografía tridimensional

Los alcances logrados en imagenología cardíaca tridimensional por ultrasonido en los últimos años, abarcan distintas áreas tales como: sistemas de adquisición 3D^{52,53}, técnicas de preprocesamiento^{26,47,50}, cuantificación^{49,54}, y fusión con otras modalidades imagenológicas⁵¹.

5.1. Sistemas de Adquisición

Las tendencias para el mejoramiento de los sistemas de adquisición de imágenes de ultrasonido 3D, se inclinan hacia el desarrollo de nuevas tecnologías de arreglos de transductores, que permiten reducir el alto costo en la implantación de tales diseños, ganando altas velocidades de adquisición 3D, con un alto grado de exactitud⁵². Por otra parte, el diseño de sistemas asistidos por robot para el diagnóstico médico por ultrasonido, forma parte también de las nuevas tendencias de implantación de sistemas de adquisición 3D⁵³.

5.1.1 Nuevas tecnologías de arreglos de transductor

Hossack et al.⁵² han propuesto un sistema de diagnóstico por ultrasonido usando arreglos de transductor modificados, en los cuales los datos del ultrasonido 3D son adquiridos de forma exacta a partir de múltiples imágenes 2D. El sistema está basado en el uso de un arreglo de fase lineal, cuya estructura comprende un arreglo central unidimensional (1D) lineal, que se encarga de adquirir la imagen. En ambos lados del arreglo 1D, orientados perpendicularmente, son colocados arreglos para el seguimiento del movimiento. Todos los arreglos obtienen imágenes por B-scan. Las imágenes adquiridas por los arreglos de seguimiento son esencialmente coplanares, y por consiguiente apropiadas para ajustar características entre imágenes 2D adquiridas consecutivamente. Esta capacidad es utilizada para la identificación del movimiento, por la búsqueda de algún tipo de correlación entre imágenes adquiridas sucesivamente. Un algoritmo de la suma mínima de las diferencias absolutas (MSDA) de las imágenes obtenidas por los arreglos de seguimiento, es usado para obtener una estimación del movimiento. Los tres arreglos son diseñados de forma tal, que la frecuencia central sea la misma y que sus elementos estén igualmente espaciados.

La formación del haz de ultrasonido es controlada en forma programada, permitiendo que los tres arreglos de transductores operen como un simple transductor. Si la definición del tamaño de la apertura del haz es cuidadosamente controlada, nunca ocurrirán cruces de los canales de emisión y/o recepción de cada uno de los tres arreglos. El sistema ha sido utilizado para la adquisición 3D rápida de ultrasonido en Doppler a color, en la estimación de estenosis en las arterias carótidas, permitiendo la visualización por rendering de superficie de dichas estructuras. El promedio de tiempo de adquisición fue de 12 minutos, comparado con los 45 minutos requeridos por un sonógrafo duplex convencional. Este nuevo método fue sometido a una pequeña validación clínica, cuyos resultados indican que el sistema puede ser clínicamente utilizado en la adquisición de datos de ultrasonido 3D, de una forma rápida y con un alto grado de exactitud.

5.1.2. Sistemas de ultrasonido asistidos por robot

Un sistema de diagnóstico por ultrasonido, asistido por robot, ha sido desarrollado por Abolmaesumi et al.⁵³, con la finalidad de adquirir y desplegar imágenes de ultrasonido 3D en tiempo real, incorporando la capacidad de realizar el seguimiento automático de determinada característica ubicada dentro la imagen 3D. El sistema consiste de un controlador maestro manual, un manipulador esclavo sobre el cual se encuentra montado el transductor de ultrasonido, y un sistema contro-

lado por computadora que permite al operador posicionar remotamente el transductor de ultrasonido con respecto al cuerpo del paciente. Este robot inicialmente se ha utilizado para examinar las arterias carótidas, en el diagnóstico de oclusiones en las ramas de dichas arterias. El sistema usa un control compartido que es capaz simultáneamente de adquirir las imágenes, y controlar la movilidad y la fuerza del brazo mecánico. La habilidad de guiar automáticamente el transductor de ultrasonido como una función de las imágenes por él adquiridas, constituye una característica útil en las exploraciones diagnósticas, cuando es usado en conjunción con un control supervisado, para reducir la fatiga del operador.

Durante la exploración, el operador con la interfaz gráfica y con el controlador manual, genera una serie de comandos los cuales son coordinados por un servo-sistema visual, que se encarga de controlar al robot y así el movimiento del transductor de ultrasonido. Las imágenes de ultrasonido son adquiridas en tiempo real y desplegadas en la interfaz del usuario, usando rendering de superficie, junto a un modelo 3D por rendering volumétrico del transductor. Características de la imagen de ultrasonido son seleccionadas con ayuda del ratón, las cuales son utilizadas como entradas al controlador de seguimiento de características, que se encarga de guiar los movimientos del robot. Cinco tipos de modelos de seguimiento de características son presentados: algoritmo de correlación cruzada, detección de similaridad espacial, el algoritmo Star, algoritmo Star-Kalman y un modelo activo discreto. Estos métodos han sido comparados en el seguimiento de las arterias carótidas, siendo el método de detección de similaridad y el algoritmo de Star-Kalman los que demostraron una excelente capacidad para el seguimiento de características con movimientos mayores a 200 píxeles/s, sin embargo, el algoritmo de Star-Kalman requiere menos tiempo de cómputo.

Los algoritmos de correlación cruzada y Star no fueron capaces de seguir las características en las arterias. El modelo activo discreto no fue capaz de seguir características con movimientos mayores a 100 píxeles/s. El sistema ha demostrado ser aplicable en reconstrucción 3D y en teleultrasonido. Otras aplicaciones potenciales son: las intervenciones guiadas por imágenes, la exploración y registro con imágenes obtenidas con otras modalidades imagenológicas.

5.2. Técnicas de Preprocesamiento

Técnicas de filtrado y algoritmos de segmentación, constituyen las principales áreas de investigación y desarrollo, sobre técnicas de preprocesamiento, exploradas en los últimos años en imagenología tridimensional por ultrasonido.

5.2.1 Filtrado y realce de imágenes

Tang et al.⁵⁰ proponen un algoritmo de realce de imágenes multidimensionales, basado en un método de realce de dominios difusos, así como también en la implantación de filtros paso bajos recursivos y separables. Transformaciones en el dominio difuso han sido empleadas para representar o manipular datos que no son distintos, pero si altamente difusos. Se emplea la lógica difusa como una simple transformación tanto del rango dinámico como de las variaciones locales de los niveles de gris, sobre el dominio difuso, mediante la gene-

ración de una imagen difusa usando técnicas de suavizamiento de imágenes. Generalmente, las imágenes suavizadas son obtenidas por la aplicación de métodos basados en kernel, tales como operadores de promedio u operadores Gaussianos; pero la complejidad computacional, especialmente en imágenes 3D, aumenta considerablemente, cuando el tamaño del kernel es incrementado (el tamaño del kernel debe ser menor a 5x5 píxeles.). Dos filtros paso bajo son introducidos, uno basado en filtros paso bajo de Butterworth separables y otro basado en el principio de Deriche–Monga, que satisface el criterio de diseño de Canny.

La imagen difusa así obtenida es transformada al dominio difuso utilizando distintas funciones de membresía, las cuales se encargan de transformar el rango dinámico de la imagen, transformar los detalles de la imagen, y transformar los detalles de una imagen ruidosa. Después de transformar el rango dinámico y las componentes de la imagen al dominio difuso, es posible definir una función de realce, que depende del grado de fusificación de la imagen transformada y que tiene la capacidad de ajustar el rango dinámico de la imagen y de realzar o filtrar los detalles de la misma. Aplicando una transformación inversa del dominio difuso es posible obtener la imagen realzada resultante. El realce es frecuentemente utilizado en conjunción con otros algoritmos de procesamiento de imágenes, tales como segmentación, extracción de características y visualización. El filtrado y realce de imágenes 3D es un paso importante para mejorar la visualización tridimensional. Realzar las imágenes mientras se reduce la influencia del fondo y de los niveles de ruido, mejora la visualización de la información estructural usando técnicas de rendering volumétrico.

El algoritmo de realce ha sido probado en imágenes de ultrasonido de las cavidades cardíacas, siendo computacionalmente eficiente y mostrando un realce suave y natural. La implantación en tiempo real es posible debido a que el procedimiento de suavizamiento es separable en cada dimensión y puede ser realizado recursivamente con un bajo costo computacional.

5.2.2. Algoritmos de segmentación en ultrasonido intravascular

El ultrasonido intravascular (IVUS) proporciona una descripción anatómica directa de las arterias coronarias, incluyendo placas y áreas, lo cual es importante en los estudios cuantitativos del daño arterial coronario. Tradicionalmente estos estudios son realizados de forma manual, lo cual constituye un procedimiento laborioso, que consume tiempo y que está sujeto a la variabilidad inter e intra-observador. Klingensmith et al. (2000) han propuesto una nueva técnica llamada segmentación por superficies activas, que elimina muchos de los problemas antes mencionados, al desarrollar un algoritmo de segmentación semiautomático para la identificación de los bordes en imágenes de IVUS. La superficie activa es una extensión de los modelos de contorno activo en 3D. Dado un modelo 3D inicial, el mismo es sometido a deformaciones, controladas por procesos de minimización de la energía asociada a tal modelo. El modelo inicial corresponde con una superficie cilíndrica, la cual es generada por la interpolación lineal de contornos establecidos manualmente en la primera, última y algunas imágenes intermedias, con un número fijo de vértices.

El modelo activo 3D considera que el funcional de energía a minimizar, debe controlar tanto la continuidad como la curvatura del modelo 3D final, y adicionalmente, debe tener la posibilidad de seguir determinada característica de la imagen, que en este caso está definida por la transición en dirección radial de una región clara hacia una oscura, la cual corresponde a la transición de los bordes de la pared arterial. El método ha sido sometido a validación clínica, logrando una exacta descripción de la morfología coronaria.

5.2.3. Algoritmos de segmentación de las arterias carótidas

Gill et al.⁴⁷ han reportado un método semiautomático para la segmentación de imágenes de ultrasonido 3D de las arterias carótidas. El método está basado en un modelo de balón dinámico representado por una malla triangularizada. La malla es manualmente colocada en el interior de las carótidas, para luego ser empujada hacia la pared de las arterias, por la aplicación de una fuerza de inflación a los vértices de la malla en dirección normal a la superficie de la misma. Cuando el equilibrio es alcanzado entre las fuerzas de inflación, el modelo final representa la forma apropiada de la arteria. Este modelo final es posteriormente deformado por medio de una fuerza definida a partir de los datos de la imagen, la cual atrae el modelo a los contornos 3D, con la propiedad de que el mínimo de esa fuerza es alcanzado cuando la malla coincide con la pared de la arteria.

El método de segmentación semiautomático es comparado con un método de segmentación completamente manual, encontrando que la técnica semiautomática es más estable en cuanto a la variabilidad intra-observador del método manual. Adicionalmente, examinan la exactitud de su método por la comparación con superficies ideales, determinadas por el promedio de superficies segmentadas manualmente por distintos especialistas. Se demuestra que el método para la segmentación de las arterias carótidas a partir de ultrasonido 3D por freehand, produce mallas que se aproximan de una manera eficiente al promedio de superficies manualmente segmentadas, con variabilidad local como función de la posición del modelo inicial, pero menos variable que la segmentación manual.

5.3. Cuantificación

Angelini et al.⁴⁹ han presentado un método de análisis espacio temporal en cuatro dimensiones (4D) (3D + tiempo), para el filtrado y realce de ultrasonido tridimensional en tiempo real, y para la evaluación cuantitativa de la función ventricular por ultrasonido cardíaco. El ruido speckle (efectos de fase) distorsiona los datos de ultrasonido por la introducción de cambios abruptos en los perfiles de intensidad en la imagen, mientras varía la atenuación de las intensidades de estructuras cardíacas idénticas. Esto hace que el dominio espacial de imagen sea no homogéneo, y sugiere que las mediciones estén basadas en información de fase más que en perfiles de intensidad. Una nueva familia de wavelets llamadas funciones brushlet, basadas en expansión por transformadas de Fourier, son utilizadas para obtener una representación redundante de la imagen.

Esta representación multiescala redundante es apropiada en el análisis y realce de imágenes, debido a que permite descomponer la imagen en distintos patrones en forma de ar-

mónicos orientados, los cuales son invariantes a intensidad y rangos de contraste. Por otro lado, la transformación es un homomorfismo entre los puntos de localización de los datos en el conjunto original y la posición de los coeficientes en cada característica o patrón proyectado. Para extraer las características de interés y eliminar componentes de ruido speckle, se le aplica un proceso de umbralización a los coeficientes en el dominio transformado. A la imagen una vez filtrada y realzada, se le aplica un proceso de segmentación de contornos por modelos deformables. Un modelo de balón es implantado, utilizando un esquema de diferencias finitas. El contorno inicial es definido por un círculo con radio igual a cinco píxeles ubicado dentro de la cavidad a segmentar. El centro del círculo fue identificado por una transformada de Hough aplicada a los contornos extraídos con un filtro de Prewitt por cada diez imágenes 2D del volumen.

Después de la segmentación, la cavidad ventricular izquierda es reconstruida y son calculados los volúmenes en diástole y sístole final, así como también la fracción de eyección. El sistema ha sido validado con una base de datos de seis casos clínicos de imágenes de resonancia magnética, y con un conjunto de imágenes de ecocardiogramas de contraste en phantoms. Los autores concluyen por el conjunto de experimentos realizados, que es posible extraer los bordes endocárdicos del ventrículo izquierdo usando modelos deformables en 2D y es posible cuantificar volúmenes de interés con grado de exactitud mayor que aquellos encontrados por técnicas manuales. Los autores pretenden extender el proceso de segmentación a dimensiones superiores, y con ello garantizar la continuidad de los datos de ultrasonido en el tiempo y el espacio.

5.4. Fusión con Otras Modalidades Imagenológicas

El objetivo del registro multimodal de imágenes y la fusión (agrupamiento de tipos de datos) es el de combinar tipos de información provenientes de modalidades imagenológicas complementarias. Wahle et al.⁵¹ combinan la información geométrica obtenida a partir de angiografía biplana con los datos volumétricos derivados del ultrasonido intravascular, para la reconstrucción de las arterias coronarias. La trayectoria del catéter es extraída y reconstruida a partir de angiografía biplana y usada para proyectar el ultrasonido intravascular en sus localidades. Para el proceso de reconstrucción de las imágenes biplanas, es necesario tener una descripción exacta de la geometría de la imagen. El sistema de reconstrucción adoptado ha sido desarrollado en el German Heart Institute de Berlín. Un algoritmo para extraer la trayectoria del catéter, basado en programación dinámica, y que permite manipular libremente las regiones de interés, es derivado de splines de Catmull-Rom. Las imágenes de ultrasonido 2D son segmentadas por un algoritmo basado en búsqueda de grafos en una región de interés elíptico dada. El proceso completo es automático, excepto por la definición de la región de interés. La localización de los marcos de ultrasonido intravascular y las orientaciones relativas de una con respecto a la otra, es calculada usando una aproximación discreta de la fórmula de Frenet-Serret de la geometría diferencial. La orientación absoluta del conjunto de imágenes es establecida, usando las imágenes del catéter como una marca artificial. La fusión ha

sido extensivamente validada en simulaciones computacionales, phantoms y en corazones de cerdos.

Conclusiones

La imagenología cardíaca tridimensional por ultrasonido constituye una modalidad imagenológica multidimensional con grandes perspectivas en el diagnóstico cardíaco clínico. Diversos avances en adquisición, preprocesamiento, análisis y visualización ubican al ultrasonido 3D en una posición competitiva con respecto a otras modalidades imagenológicas. Pero, el tratamiento de este tipo de imágenes sigue siendo un problema abierto, con diversas tendencias en el campo de investigación. Todas esas tendencias tienen que enfrentarse con dos problemas complejos a resolver: costo computacional vs exactitud de los resultados obtenidos. Y a todo esto se puede sumar la difícil tarea de realizar una validación clínica bastante eficiente de los sistemas computacionales propuestos o por proponer.

Agradecimientos

El presente trabajo cuenta con el financiamiento del Decanato de Investigación de la Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, Venezuela.

Referencias

1. Nelson TR, Downey DB, Pretorius DH y Fenster A. Three-Dimensional Ultrasound. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 1999.
2. Kremkau FW. (1993). Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1993.
3. Geiser EA, Oliver LH. (1980). Echocardiography physics and instrumentation. En: Collins S, Skorton D. (Eds). Cardiac Imaging and Image Processing. New York: McGraw Hill; 1980: 24-38.
4. Crawford D, Bell D, Bamber J. Compensation for the signal processing characteristic of ultrasound b-mode scanners in adaptive speckle reduction. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 1993; 19(6):469-485.
5. Nelson T, Pretorius D. 3D ultrasound image quality improvement using spatial compounding and 3D filtering. *Medical Physics*. 1994; 21(6):998-999.
6. Kotropoulos C, Magnialis X, Pitas I, Strintzis MG. Nonlinear ultrasonic image processing based on signal-adaptive filters and self-organizing neural networks. *IEEE Transactions on Image Processing*. 1994; 3(1):65-77.
7. Gronningsaeter A, Angelsen BAJ, Gresli A, Torp HG. Blood noise reduction in intravascular ultrasound imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 1995; 42(2):200-209.
8. Fortes JMP. A closed loop ML algorithm for phase aberration correction in phased array imaging systems. I. Algorithm synthesis and experimental results [Ultrasound medical imaging]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 1997; 44(2):259-270.
9. Achim A, Bezerianos A, Tsakalides P. Novel bayesian multiscale method for speckle removal in medical ultrasound images. *IEEE Transaction on Medical Imaging*. 2001; 20(8):772-783.
10. Hajnal JV, Hill DLG, Hawkes DJ. (2001). Medical Image Registration. New York: CRC Press LLC; 2001.
11. Zhang X, McKay CR, Sonka M. Tissue characterization in intravascu-

- lar ultrasound image. *IEEE Transaction on Medical Imaging*. 1998; 17(6):889–899.
12. Canals R, Lamarque G, Chatain P. Volumetric ultrasound system for left ventricle motion imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 1999; 46(6):1527–1538.
 13. Light ED, Idriss SF, Wolf PD, Smith SW. Real-time three-dimensional intracardiac echocardiography. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2002; 27(9):1177–1183.
 14. Xiao G, Brady JM, Noble JA, Burcher M, English R. Nonrigid registration of 3-D free-hand ultrasound images of the breast. *IEEE Transaction on Medical Imaging*. 2002a; 21(4):405–412.
 15. Deng J, Sullivan ID, Yates R, Vogel M, McDonald D, Linney AD, Rodeck CH, Anderson RH. Real-time three-dimensional fetal echocardiography – optimal imaging windows. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2002; 28(9):1099–1105.
 16. Volkmer BG, Nessler T, Kuefer R, Engel O, Kraemer SC, Gottfried HW. Visualization of urinary stones by 3-D ultrasound with surface rendering. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2002; 28(2):143–147.
 17. Pretorius DH, Nelson TR. Three-dimensional ultrasound. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*. 1995; 5:219–221.
 18. Fenster A, Downey DB. 3-D ultrasound imaging: A review. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 1996; 15(6):41–51.
 19. Raab FH, Blood EB, Steiner TO, Jones HR. Magnetic position and orientation tracking system. *IEEE Transaction on Aerospace and Electronic Systems*. 1979; 15(15):709–717.
 20. Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, Enislidis G, Kollmann C, Rafolt D, Nowotny R, Ewers R, Bergmann H. Systematic distortions in magnetic position digitizers. *Medical Physics*. 1998; 25(11):2242–2248.
 21. Moritz WE, Pearlman AS, McCabe DH, Medema DK, Ainsworth ME, Boles MS. An ultrasonic technique for imaging the ventricle in three dimensions and calculating its volume. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. 1983; 30(8):482–492.
 22. Sato Y, Nakamoto M, Tamaki Y, Sasana T, Sakita I, Nakajima Y, Monden M, Tamura S. Image guidance of breast cancer surgery using 3D ultrasound images and augmented reality visualization. *IEEE Transaction on Medical Imaging*. 1998; 17(5):681–693.
 23. Martin RW, Bashein G, Detmer PR, Moritz WE. Ventricular volume measurement from a multiplanar transesophageal ultrasonic imaging systems: an in vitro study. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. 1990; 37(5):442–449.
 24. Smith SW, Pavy HE, von Ramm OT. (1991). High speed ultrasound volumetric imaging system part I: transducer design and beam steering. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 1991; 38(2):100–108.
 25. Light ED, Davidsen RE, Fiering JO, Hruschka TA, Smith SW. Progress in two dimensional arrays for real time volumetric imaging. *Ultrasonic Imaging*. 1998; 20(1):1–18.
 26. Klingensmith JD, Shekhar R, Vince DG. Evaluation of three-dimensional segmentation algorithms for the identification of luminal and medial-adventitial borders in intravascular ultrasound images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2000; 19(10):996–1011.
 27. Woods R. (2000). *Handbook of Medical Image Processing and Analysis*. San Diego:Academic Press; 2000.
 28. Prager RW, Rohling RN, Gee AH, Berman L. Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 1998; 24(6):855–869.
 29. Rohling R, Gee A, Berman L. A comparison of freehand three-dimensional ultrasound reconstruction techniques. *Medical Image Analysis*. 1999; 3(4):339–359.
 30. Aiger D, Cohen-Or D. Mosaicing ultrasonic volumes for visual simulation. *IEEE Computer Graphics and Applications*. 2000; 20(2):53–61.
 31. Krücker JF, Meyer CR, LeCarpentier GL, Fowlkes JB, Carson PL. 3D spatial compounding of ultrasound images using image-based nonrigid registration. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2000; 26(9):1475–1488.
 32. Tong S, Cardinal HN, McLoughlin RF, Downey DB, Fenster A. Intra- and inter-observer variability and reliability of prostate volume measurement via two-dimensional and three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 1998; 24(5):673–681.
 33. Cardinal HN, Gill JD, Fenster A. Analysis of geometrical distortion and statistical variance in length, area, and volume in a linearly scanned 3-D ultrasound image. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2000; 19(6):632–651.
 34. Dias JMB, Leitao JMN. Wall position and thickness estimation from sequences of echocardiographic images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1996; 15(1):25–38.
 35. Xiao G, Brady M, Noble JA, Zhang Y. Segmentation of ultrasound b-mode images with intensity inhomogeneity correction. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2002b; 21(1):48–57.
 36. Setarehdan GK, Soraghan JJ. Automatic cardiac LV boundary detection and tracking using hybrid fuzzy temporal and fuzzy multiscale edge detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1999; 46(11):1364–1378.
 37. Coppini G, Poli R, Valli G. Recovery of the 3-D shape of the left ventricle from echocardiographic images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1996; 14(2):301–317.
 38. Detmer PR, Bashein G, Martin RW. Matched filter identification of left-ventricular endocardial borders in transesophageal echocardiograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1990; 9(4):396–404.
 39. Chalana V, Linker DT, Haynor DR, Kin. A multiple active contour model for cardiac boundary detection on echocardiographic sequence. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1996; 15(6):290–298.
 40. Mikic I, Krucinski S, Thomas JD. Segmentation and tracking in echocardiographic sequences: active contours guided by optical flow estimates. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1998; 17(2):274–284.
 41. Malassiotis S, Strintzis MG. Tracking the left ventricle in echocardiographic images by learning heart dynamics. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1999; 18(3):282–290.
 42. Jacob G, Noble JA, Behrenbruch C, Kelion AD, Banning AP. A shape-space-based approach to tracking myocardial borders and quantifying regional left-ventricular function applied in echocardiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2000; 21(3):226–238.
 43. Goldstein A. Errors in ultrasound digital image distance measurements. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2000; 26(7):1125–1132.
 44. Stytz MR, Frieder G, Frieder O. Three-dimensional medical imaging: algorithms and computer systems. *ACM Computing Surveys*. 1991; 23(4):421–499.
 45. Nelson TR, Elvins TT. Visualization of 3D ultrasound data. *IEEE Computer Graphics and Applications*. 1993; 13(6):50–57.
 46. Hauser H, Mroz L, Bischi GI, Groller ME. Two-level volume rendering. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*. 2001; 7(3):242–252.

47. Gill JD, Ladak HM, Steinman DA, Fenster A. Accuracy and variability assessment of a semiautomatic technique for segmentation of the carotid arteries from three-dimensional ultrasound images. *Medical Physics*. 2000; 27(6):1333–1342.
48. Bardinet E, Cohen L, Ayache N. Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics. *Medical Image Analysis*. 1996; 1(2):129–149.
49. Angelini ED, Laine AF, Takuma S, Holmes JW, Homma S. LV volume quantification via spatiotemporal analysis of real-time 3-D echocardiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2001; 20(2):457–469.
50. Tang H, Zhuang T, Wu EX. Realizations of fast 2-D/3-D image filtering and enhancement. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2001; 20(2):132–140.
51. Wahle A, Prause GPM, DeJong SC, Sonka M. Geometrically correct 3-D reconstruction of intravascular ultrasound images by fusion with biplane angiography: methods and validation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1999; 18(8):686–699.
52. Hossack JA, Sumanaweera TS, Napel S, Ha JS. Quantitative 3-D diagnostic ultrasound imaging using a modified transducer array and an automated image tracking technique. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. 2002; 38(2):1029–1038.
53. Abolmaesumi P, Salcudean SE, Zhu W, Sirouspour MR, DiMaio SP. Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *IEEE Transaction on Robotics and Automation*. 2002; 18(1):11–23.
54. Gérard O, Billon AC, Rouet JM, Jacob M, Fradkin M, Allouche C. Efficient model-based quantification of left ventricular function in 3-D echocardiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2002; 21(7):1059–1068.

Manuel Velasco (Venezuela) **Editor en Jefe** - Felipe Alberto Espino Comercialización y Producción

Reg Registrada en los siguientes índices y bases de datos:

SCOPUS, EMBASE, Compendex, GEOBASE, EMBiology, Elsevier BIOBASE, FLUIDEX, World Textiles,

OPEN JOURNAL SYSTEMS (OJS), REDALYC (Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal),

LATINDEX (Sistema Regional de Información en Línea para Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal)

LIVECS (Literatura Venezolana para la Ciencias de la Salud), LILACS (Literatura Latinoamericana y del Caribe en Ciencias de la Salud)

PERIÓDICA (Índices de Revistas Latinoamericanas en Ciencias), REVENCYT (Índice y Biblioteca Electrónica de Revistas Venezolanas de Ciencias y Tecnología)

SCIELO (Scientific Electronic Library Online), SABER UCV, DRJI (Directory of Research Journal Indexing)

CLaCALIA (Conocimiento Latinoamericano y Caribeño de Libre Acceso), EBSCO Publishing, PROQUEST.



Esta Revista se publica bajo el auspicio del
Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico
Universidad Central de Venezuela.



www.cdch-ucv.net

publicaciones@cdch-ucv.net