

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA
RECONSTRUCCION TRIDIMENSIONAL DE IMÁGENES DE ULTRASONIDO**

DAVID EUGENIO FORERO MARTINEZ

**Informe del proyecto final para optar al título de
Especialista en Automatización Industrial**

Director

Flavio Prieto Ortiz. Ph.D

Profesor

Departamento de Eléctrica, Electrónica y Computación

UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

SEDE MANIZALES

FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA

ESPECIALIZACION EN SISTEMAS DE CONTROL

MANIZALES

2003

A mi esposa Mónica por su incondicional apoyo y a mi abuela Josefina que una triste tarde de jueves cerro sus lindos ojos azules para jamás volverlos a abrir y así terminar con valentía el dolor de una enfermedad terminal.

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus agradecimientos a:

Primero y ante todo quiero dar gracias a DIOS por darme la capacidad de cumplir este reto personal.

Flavio Prieto, Ph. D director y asesor de la investigación por el valioso aporte de sus conocimientos y experiencia para lograr la finalización de este proyecto.

Roberto Ruiz, ingeniero Electrónico Colaborador incondicional para la creación del software del prototipo.

Departamento de bioelectrónica INSTRUMENTACION LTDA.

CONTENIDO

	Pag.
<u>INTRODUCCIÓN</u>	10
<u>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</u>	12
<u>DEFINICION DEL PROBLEMA</u>	12
<u>CONSECUENCIAS GENERADAS POR EL PROBLEMA</u>	13
<u>OBJETIVOS</u>	14
<u>GENERAL</u>	14
<u>1 DELIMITACIÓN</u>	15
<u>1.1 CONCEPTUAL</u>	15
<u>2 MARCO TEÓRICO</u>	17
<u>2.1 BASES TEORICAS</u>	18
<u>2.1.1 Marco referencial</u>	18
<u>3 ESTADO DEL ARTE</u>	26
<u>4 DESARROLLO DEL "SISTEMA DE RECONSTRUCCION TRIDIMENSIONAL PARA GENERACIÓN DE VOLUMENES CARDIACOS</u>	27
<u>4.1 HARDWARE</u>	27
<u>4.1.1 Electrocardiógrafo</u>	28
<u>4.2 SOFTWARE</u>	37
<u>4.2.1 Subfase 1 Adquisición</u>	37
<u>4.2.2 Subfase 2 sincronización</u>	38

<u>4.2.3 Subfase 3 Preprocesamiento</u>	40
<u>4.2.4 Subfase 4 Reconstrucción</u>	42
<u>5 RESULTADOS</u>	51
<u>5.1 MANUAL DE USUARIO</u>	52
<u>5.2 PRIMEROS PASOS</u>	53
<u>5.3 RECONSTRUCCIÓN DE LA VÁLVULA MITRAL</u>	58
<u>CONCLUSIONES</u>	62
<u>ANEXOS</u>	64
<u>BIBLIOGRAFIA</u>	77

LISTA DE FIGURAS

	Pag.
Figura 1 Diagrama en bloques del sistema	8
Figura 2 Diagrama en bloques de tarjeta de adquisición	12
Figura 3 Equipo de ultrasonido comercial	13
Figura 4 Circuito equivalente del sistema electrodo gel electrolítico piel	14
Figura 5 Amplificador de instrumentación con los valores de diseño	15
Figura 6 Diagrama en bloques del electrocardiógrafo	18
Figura 7 Amplificador de instrumentación con los valores de diseño	20
Figura 8 Filtro pasa - bajos con los valores de diseño	24
Figura 9 Amplificador sumador.	25
Figura 10 Esquema eléctrico del electrocardiógrafo	26
Figura 11 Lógica de captura y almacenamiento	27
Figura 12 Diagrama de flujo de la rutina de captura	28
Figura 13 Resultado segmentación	29
Figura 14 Diagrama de flujo de la rutina de segmentación	30
Figura 15 Implementación del espacio tridimensional con OpenGL	33
Figura 16 Espacio Plano dentro del espacio tridimensional	34
Figura 17 Prueba de Rendering con una imagen de ultrasonido	35
Figura 18 Cilindro de aspas rotado sobre el eje Y	36
Figura 19 Cilindro de aspas con una imagen diferente en cada aspa	36
Figura 19 Recorte del cilindro de aspas	37

Figura 19 Pantalla de preprocesamiento	38
Figura 20 Pantalla de con funciones de preprocesamiento	39
Figura 21 Pantalla inicial	42
Figura 22 Pantalla de captura	43
Figura 23 Control de imagen	44
Figura 24 Reconstrucción ventricular	46
Figura 27 Reconstrucción de válvula	47

LISTA DE ANEXOS

	Pag.
Anexo A Cronograma	44
Anexo B Programa fuente	45
Anexo C Manual técnico	56

RESUMEN

EL SISTEMA DE RECONSTRUCCION TRIDIMENSIONAL PARA GENERACIÓN DE VOLUMENES CARDIACOS es un dispositivo, basado en los conceptos de VISION POR COMPUTADOR, diseñado para resolver un problema específico que es la visualización de estructuras cardiacas, a partir de la utilización de imágenes provenientes de equipos de ecocardiografía bidimensional. Utilizando el método conocido como abanico manual transtorácico. La adquisición y digitalización de la información proveniente de dichos equipos, está sincronizada con la señal ECG. Para la correcta ubicación en tiempo espacio de las imágenes con respecto a la actividad eléctrica del corazón.

Los exámenes fueron realizados en el laboratorio de ecocardiografía de la clínica cardiovascular Santa María de la ciudad de Medellín, utilizando un equipo marca Agilent Technologies® modelo *Sonos 5500*.

La técnica utilizada para la adquisición de las imágenes consistió en ubicar la sonda ultrasónica en las ventanas apical y paraesternal del paciente, y capturando una imagen de ultrasonido por cada tiempo de muestreo, del conversor A/D encargado de la digitalización de la señal de ECG.

Los resultados obtenidos proveen una aceptable calidad de las imágenes de las cavidades cardiacas y estructuras valvulares.

INTRODUCCIÓN

Los especialistas de la salud, que utilizan técnicas de diagnóstico no invasivo como el ultrasonido, determinan la forma de las estructuras de un órgano a partir de una imagen plana, tomada en diferentes ventanas de adquisición (como son los ecocardiogramas 2D) lo que puede representar una considerable cantidad de errores en el diagnóstico, debido al elevado número de factores externos que se encuentran presentes en el momento del examen clínico.[1] Debido a estos factores, las empresas en el área biomédica han desarrollado plataformas y accesorios para que los equipos puedan cumplir con este requerimiento específico, como es el de construir modelos del corazón u otros órganos. Las técnicas de diagnóstico, basadas en ultrasonido, sin embargo resultan en costosas para la economía de nuestro país.

El sistema de reconstrucción 3D de imágenes de ultrasonido pretende generar una solución de bajo costo que provea a los cardiólogos de una herramienta que facilite su trabajo y con ello presten un mejor servicio a la sociedad.

Con la convicción que se está haciendo un aporte real al desarrollo tecnológico del país en dicha área, se concibe e implementa un sistema de reconstrucción tridimensional utilizando los equipos existentes tales como eco-cardiógrafos que al conectarlos a equipos de cómputo comerciales, por medio de una tarjeta

de adquisición de vídeo, interactúen en perfecta sincronía con elementos de hardware y software diseñados e implementados para este propósito.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

DEFINICION DEL PROBLEMA

De manera independiente a los problemas sociales que genera la carencia de tecnología en equipos de diagnóstico médico; el prototipo enfrenta una serie de problemas de orden técnico. Y son los que realmente atañen a este proyecto. Los cuales se describirán a continuación.

- La adquisición, de las bioseñales generadas por las células marcapaso del corazón al hacer sus procesos propios como la polarización y despolarización se convierte en el primer escollo a superar, por el mismo tipo de la señal. [2]
- La amplificación de estas bioseñales con parámetros de aislamiento y seguridad para los pacientes.[3]
- El acoplamiento de todos y cada uno de los equipos con los circuitos diseñados tiene un gran grado de complejidad por la necesidad que ninguno de los elementos presentes, en el sistema le presente interferencia a los demás
- Por último es la optimización de los algoritmos que realizan cada rutina de la aplicación de reconstrucción tridimensional. .

CONSECUENCIAS GENERADAS POR EL PROYECTO

En términos generales, las enfermedades cardiovasculares afectan una gran cantidad de la población colombiana, tanto que es la segunda causa de mortalidad en Colombia después de la violencia.[4] Ellas generan un nivel de invalidez que es preocupante en el entorno laboral, debido a que los pacientes pierden gran cantidad de sus capacidades individuales.

En concordancia con lo anterior, con un mejor diagnóstico se puede atacar el problema de una manera más clara y efectiva, para con ello devolver todas aquellas capacidades perdidas por causa de una patología cardiovascular para reintegrar a estos pacientes al ambiente productivo del país.

OBJETIVOS

GENERAL

Diseñar y construir, un prototipo con la capacidad de poderlo conectar a un equipo comercial de ultrasonido de cualquier marca, para adquirir procesar y reconstruir imágenes 3D. Aplicando en el todos los conceptos adquiridos de visión por computador. Para facilitar con este sistema el diagnostico clínico en patologías cardiovasculares

ESPECIFICOS

- Diseñar, una tarjeta de adquisición de señales ECG para la sincronización y captura de las imágenes
- Implementar, un controlador de una tarjeta de adquisición de vídeo comercial.
- Diseñar, una aplicación amigable con el usuario para la adquisición y reconstrucción.
- Diseñar, los algoritmos de preproceso necesarios y suficientes para la aplicación

Implementar un algoritmos de reconstrucción tridimension

1. DELIMITACIÓN

1.1 CONCEPTUAL

El núcleo del proyecto, desde el punto de vista funcional y operativo, lo constituye el manejo de señales pequeñas e imágenes.[5] En esencia, se detectarán señales eléctricas (en forma de voltaje o corriente), cuyos valores se encuentran citados en la tabla 1 provenientes del corazón y se sincronizarán la imágenes con las señales, para con ello elaborar un mecanismo de ubicación espacial y temporal, que permita una adecuada reconstrucción tridimensional.

Tabla 1 Parámetros de bioseñales

PARAMETROS	UNIDADES DE MEDIDA
* Ritmo cardiaco	Pulsaciones / minuto
*Forma de onda	mV o uV
* Duración de complejos	mS
* Ancho de banda	HZ

Tabla 2 Parámetros de imagen

PARAMETROS	UNIDADES DE MEDIDA
* Tamaño	Pixeles
*Brillo	I
* Resolución	Pixeles/A
* Ruido	dB

El presente proyecto se circunscribe, desde el punto de vista espacial, a actuar sobre las imágenes adquiridas por equipos comerciales de ultrasonido y almacenadas en un medio magnético.

El cronograma de trabajo para el desarrollo de las diferentes actividades de investigación, diseño, simulación prueba e implementación, que hacen parte del presente proyecto se presenta en el gráfico mostrado en el anexo A.

2. MARCO TEÓRICO

La figura 1 muestra el diagrama en bloques general tanto para el hardware como par el software.

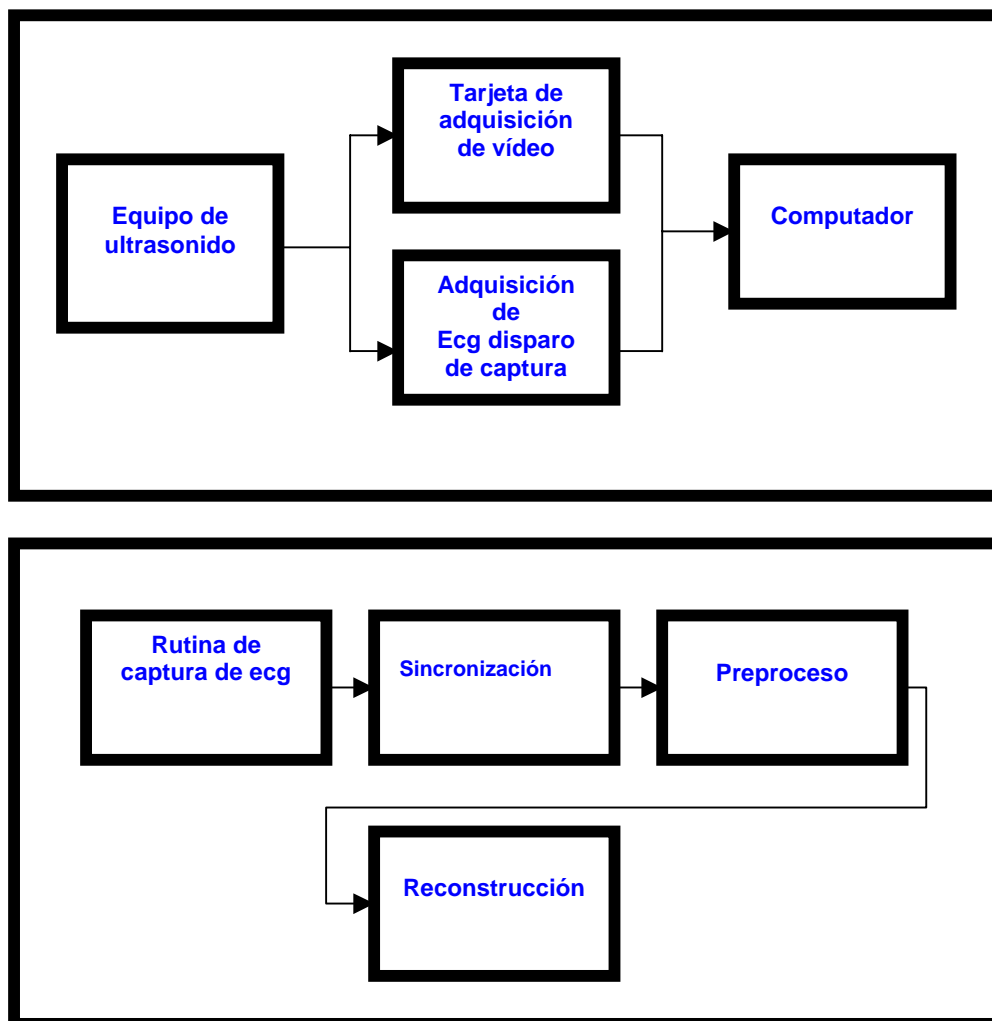


Figura 1 Diagrama en bloque general del sistema

2.1 BASES TEORICAS

2.1.1 Marco referencial: El ultrasonido empleado en el estudio cardiovascular ha progresado en forma vertiginosa desde las imágenes en modo A, (derivadas de un haz de ultrasonido delgado), hasta los registros gráficos de modo M (bidimensional y Doppler). De esta manera, la ecocardiografía se ha convertido en una herramienta diagnóstica muy importante de la cardiología contemporánea.[6] Pero .0el corazón es un órgano complejo tridimensional, que ha sido representado ecocardiográficamente desde el punto de vista anatómico sólo en dos dimensiones.

Los avances en la tecnología de la computación han permitido el desarrollo de la ecocardiografía tridimensional, que constituye una nueva era en la imagenología cardiovascular. [7] Las primeras imágenes tridimensionales del corazón humano fueron obtenidas en 1974 por Dekker y colaboradores. Inicialmente, se utilizó para la determinación de los volúmenes ventriculares, con base en múltiples cortes seccionales de imágenes estáticas, que requerían de un trazado manual muy laborioso de los bordes endocárdicos.[8] En la actualidad, la adquisición de las imágenes se ha simplificado. como consecuencia del desarrollo del control computarizado de los sistemas de rotación y disparo para la obtención de las imágenes tanto en adultos como en niños. La compresión de los datos y las poderosas estaciones de trabajo han automatizado muchos de los pasos y han disminuido el tiempo para el procesamiento pertinente. La obtención de cortes en varios planos para reconstruir una imagen en perspectiva; la segmentación y el proceso de

sombreado se han ido refinando gradualmente, de manera que actualmente es posible hacer una reconstrucción dinámica de las patologías cardiovasculares con alta resolución.

El aporte de nuestro país a la implementación de un sistema de reconstrucción tridimensional se limita a una tesis de pregrado [9] en la universidad pontificia bolivariana de Medellín, donde con una aplicación desarrollada en Matlab® genera una inexacta aproximación del ventrículo.

Principios de ultrasonido: El ultrasonido, a manera sencilla se entiende como una señal de audio comprendida entre los 18khz a 12.5Mhz para aplicación en equipos de diagnostico medico sirve en múltiples aplicaciones y permite en muchos casos dar solución a problemas de una manera menos costosa.

El término ultrasonido hace referencia a las ondas sonoras es decir, a frecuencias superiores a los 18 Khz aproximadamente. Las ondas ultrasónicas obedecen a las mismas leyes básicas del movimiento ondulatorio de las ondas sonoras de frecuencias más bajas, sin embargo, tienen las siguientes ventajas: las ondas de frecuencias más altas tienen longitudes de onda más cortas, lo cual significa que la difracción o flexión en torno a un obstáculo de dimensiones determinadas se reduce en forma correspondiente, por lo tanto es más fácil dirigir y enfocar un haz de ultrasonido. Las ondas ultrasónicas pueden atravesar sin dificultad las paredes metálicas de tubo y recipientes, esto quiere decir que el sistema de medición entero puede montarse externamente al

fluido, es decir, es no invasor. [10] Algunas de sus características se mencionan a continuación.

- El ultrasonido puede emitirse y propagarse a través del tejido biológico, lo que lo hace idóneo para aplicaciones médicas.
- Sus propiedades le permiten ser utilizado en ambientes corrosivos, radioactivos, explosivos o inflamables.

Tarjetas de adquisición de video: Las tarjetas se componen de tres partes: Adquisición, almacenamiento y procesamiento. Dependiendo del tipo de adquisición se tienen distintos tipos de frame grabbers:

- Monocromo estándar.
- Color estándar
- Variable Scan
- Fast analog
- Digital

Algunas versiones incluyen una cierta capacidad de procesamiento.

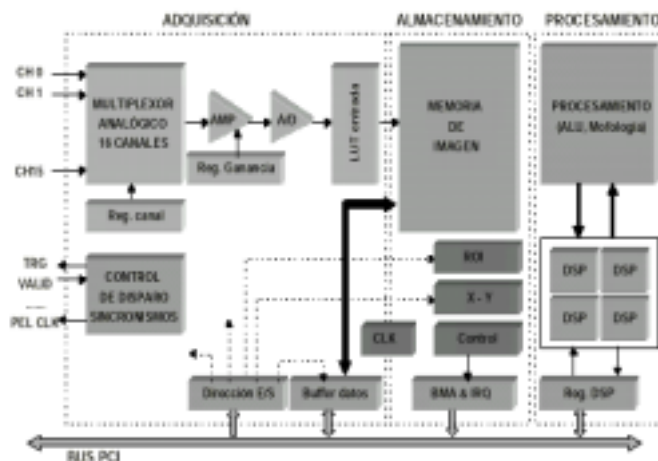


Figura 2 Diagrama en bloques de tarjeta de adquisición de video

Salvo los modelos más baratos, la mayoría incluyen una memoria para almacenamiento de 1 o varias imágenes. En la figura 2 se puede observar un diagrama en bloques de una tarjeta de adquisición.

Equipos de ultrasonido: en el mercado se encuentran varias marcas de reconocida trayectoria entre las que podemos encontrar H.P. Esaote, Philips. Su calidad y resolución son directamente proporcional al tamaño de la inversión. Básicamente se dividen en tres partes: una caja de imágenes, un monitor y un conjunto de transductores, los cuales dependiendo de su aplicación varía su frecuencia de trabajo. Con los nuevos desarrollos de software algunos cuentan con aplicaciones tales como la cuantificación acústica, la colorquinesis, reconstrucción 3D, y eco tisular entre muchas más.



Figura 3 Equipo de ultrasonido comercial

La piel: Estudiemos brevemente como está formada la piel. Básicamente está compuesta por dos capas de tejido diferente pero firmemente unidos entre si. La capa externa se denomina epidermis y está formada por epitelio plano estratificado queratinizado, no contiene vasos sanguíneos y se nutre de la segunda capa. La segunda capa es la dermis, está formada por tejido conectivo dispuesto irregularmente y contiene vasos sanguíneos. La composición de la dermis, desde el punto de vista eléctrico, la hace de baja impedancia al paso de la corriente eléctrica. Todo lo contrario ocurre con la epidermis, esta presenta una elevada resistencia, debido a la zona más superficial que se denomina estrato corneo. En este estrato se acumulan las células muertas, las secreciones de sudor y grasa y si a esto añadimos que esta capa puede estar recubierta de pelo, la realización del estímulo a través de la piel se describe un poco compleja. Sin embargo, los problemas de la alta resistencia al paso de una corriente eléctrica de la piel están solucionados desde principios del siglo XX, se aplica una capa de gel electrolítico entre la

piel y el electrodo. Dicha aplicación ofrece un camino de baja impedancia entre el electrodo y la dermis. También asegura que el contacto eléctrico entre el electrodo y la piel sea el adecuado.

Electrodos: El sistema formado por, el gel electrolítico una placa de metal se denomina electrodo al contacto con la piel, puede ser modelado usando una red de impedancias mostrado en la figura 4 teniendo en cuenta cada elemento y las interfaces [12].

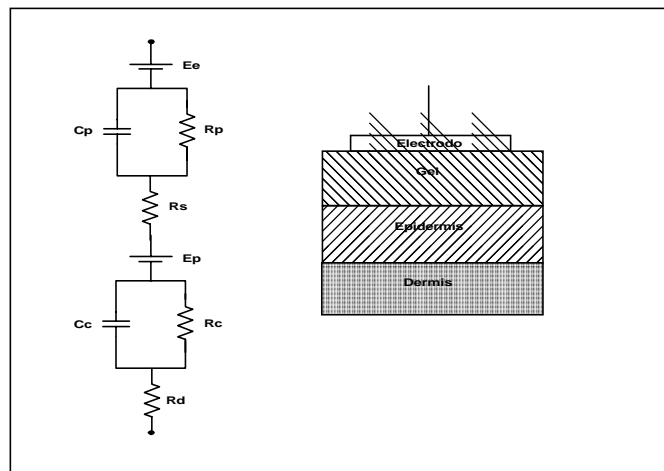


Figura 4 Circuito equivalente del sistema electrodo gel electrolito piel

Amplificadores de instrumentación: El valor de la ganancia se fijará de forma que se pase la señal de entrada de un rango de mV a V. Para esto, dicho valor debe estar comprendido entre 1 y 1000. En la figura 5 se ha representado el amplificador de instrumentación.

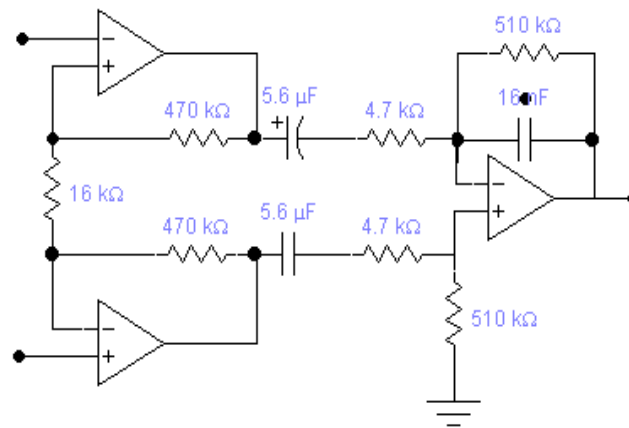


Figura 5 Amplificador de Instrumentación

Convertidor análogo digital: Para este componente se cuenta con un elemento comercial 0809 de la National Semiconductor de especificaciones militares. El convertidor A/D es de 8 bits y la máxima amplitud de señal es de 5V.

Librería OpenGL: (*Open Graphics Library*) es una interfaz de programación o API de gráficos tridimensionales que, en tan sólo unos pocos años, se ha convertido en una norma industrial de enorme aceptación, considerado por muchos como el lenguaje ensamblador para gráficos. OpenGL es el resultado de los esfuerzos de Silicon Graphics (SGI) para mejorar la portabilidad de IRIS GL, la primera API de programación para las estaciones gráficas IRIS de la misma compañía. Con el respaldo de importantes compañías como Digital, IBM, Intel y Microsoft, en 1992 se presenta la versión 1.0 de la especificación OpenGL.

OpenGL es un lenguaje procedimental más que un lenguaje descriptivo. En lugar de diseñar la escena y cómo debe aparecer, el programador describe los pasos necesarios para conseguir una determinada apariencia final. OpenGL puede verse como una caja oscura, una máquina de estados cuyas transiciones son provocadas a través de llamadas a una API altamente portátil que incluye aproximadamente 120 funciones. Estas se emplean para dibujar primitivas gráficas como puntos, líneas y polígonos en tres dimensiones. Además, OpenGL soporta iluminación y sombreado, mapeado de texturas, animación y otros efectos especiales [13].

3 ESTADO DEL ARTE

Como se mencionó en otra oportunidad, los antecedentes lejanos del presente proyecto hay que buscarlos en los comienzos de la electromedicina con los trabajos realizados por Dekker en 1954 donde comenzaron los grandes emporios de la electromedicina con P.H, HITACHI, ATL y ALOCA con el desarrollo del color en conjunto con otras empresas más que presentan en el momento equipos de una gran calidad, y un sin numero de utilidades de diagnostico.

A nivel de desarrollo científico nacional la investigación al respecto, ha sido poca pero es de resaltar una primera aproximación que hicieron los estudiantes de la UPB que dirigidos por el doctor John Bustamante Osorno realizaron una burda reconstrucción tridimensional del ventrículo utilizando MATLAB®. En otras áreas de la electromedicina el doctor Manuel Forero de la Universidad Nacional de Colombia sede de Bogotá que a realizado excelentes reconstrucciones 3D del cerebro utilizando imágenes de tomografía digital.

4 DESARROLLO DEL PROYECTO "SISTEMA DE RECONSTRUCCION TRIDIMENCIONAL PARA GENERACIÓN DE VOLUMENES CARDIACOS "

4.1 HARDWARE: El hardware del prototipo consta de dos partes fundamentales, una la parte comercial encargada de obtener las imágenes y digitalizarla. Para ello se utilizo un equipo de ecocardiografia marca Agilent Technologies® modelo *sonos 5500* que sus características técnicas se pueden encontrar en la pagina www.agilent.com/medical/us.html. Y una tarjeta de vídeo marca Kworld donde toda su información técnica se puede encontrar en www.kworld.com.tw. El otro elemento que constituye el hardware es diseñado para amplificar digitalizar la señal de ECG y sincronizar la captura de las imágenes. Al cual se le a dado el nombre de electrocardiógrafo y es descrito en detalle a continuación.

4.1.1 Electrocardiógrafo: Es el encargado de Amplificar, filtrar, adecuar y digitalizar la señal de ECG para sincronizar las imágenes a reconstruir. Y con el aprovechamiento, de una de las salidas de control que posee el conversor análogo digital utilizado en el prototipo, se genera el disparo para la captura en tiempo exacto de las imágenes. En el diagrama de bloques, mostrado en la figura 6; se pueden observar, todas las etapas donde la letra A representa el bloque de amplificación F la etapa de filtrado A/C la conversión análogo digital

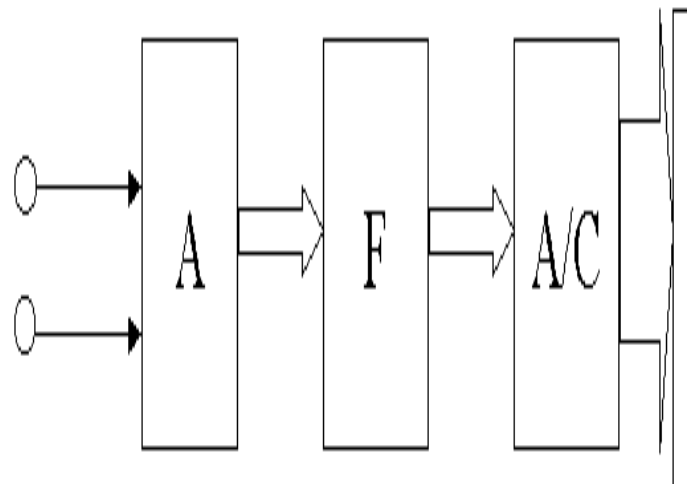


Figura 6 diagrama en bloques del electrocardiógrafo

Diseño del Electrocardiógrafo: El electrocardiógrafo es el sistema compuesto por un bloque básico, una etapa de entrada que corresponde a un amplificador de instrumentación, una etapa intermedia que está constituida por un filtro, y por último una etapa que se encargará de acondicionar la señal para adaptarla a la entrada del convertidor A/D. Como la señal a captar tiene una amplitud comprendida entre los 5 μV y los 15 mV se debe tener cuidado al diseñar la primera etapa con las siguientes especificaciones.

- Corriente de entrada DC < 50 nA.
- Muy bajo nivel de ruido a la entrada.
- Mínima señal detectable a la entrada de 5 mV.
- Alto factor de rechazo al modo común (CMRR).

Los amplificadores operacionales que se emplean son de la casa National Semiconductor LF 345 que incluyen cuatro operacionales con entrada JFET en cada chip. Esto nos asegura una alta impedancia de entrada y corrientes de

entrada DC del orden de pico amperios a un bajo costo. También se ha elegido este amplificador por sus características de bajo ruido.

Para la segunda etapa de filtrado exigiremos que se cumplan las características en frecuencia:

- Ancho de banda 1-20 Hz con 1dB de rizado.
- Rechazo entre 50 y 60 dB a 60 Hz.

Este rechazo es suficiente para eliminar ruido de red de 60 Hz .

La última etapa cumple la función de convertir una señal entre +5V y -5V, a una entre 0 y 5V, para ello se deberá introducir un offset sin llegar a saturar el elemento, por lo tanto, la primera etapa no tendrá una ganancia muy elevada.

Diseño del amplificador de instrumentación: El valor de la ganancia se fijará de forma que se pase la señal de entrada de un rango de μV a V. Para esto, el valor debe estar comprendido entre 1 y 1000. Los tres primeros operacionales del canal corresponden al amplificador de instrumentación. En la Figura 7 se ha representado el amplificador de instrumentación perteneciente al canal.

El valor de la ganancia diferencial y el voltaje diferencial se calculará de la siguiente forma. Para calcular la ganancia del amplificador de instrumentación Se plantea la siguiente ecuación.

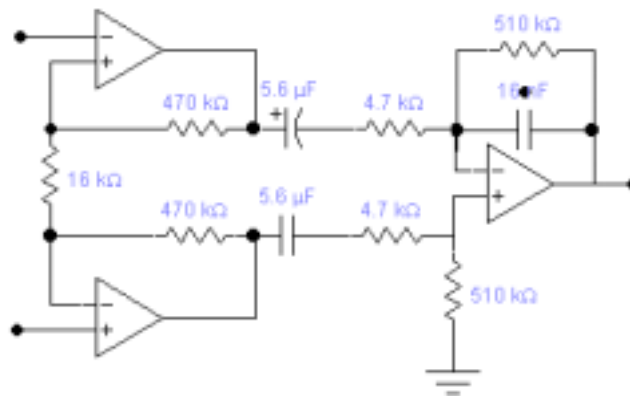


Figura 7 Amplificador de instrumentación con los valores de diseño

$$\frac{V_{o1} - V_{o2}}{R_1 + 2R_2} = \frac{V_1 - V_2}{R_1} \quad V_o = -\frac{R_4}{R_3}(V_{o1} - V_{o2}) \quad (1)$$

despejando de las anteriores ecuaciones se obtiene:

$$V_o = -\frac{R_4}{R_3} \cdot \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \cdot (V_1 - V_2) \quad (2)$$

$$G_D = -\frac{R_4}{R_3} \cdot \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) G_{CM} = 0 \quad (3)$$

$$G_d = \frac{510}{4.7} \cdot \left(1 + \frac{2 \cdot 470}{15}\right) = 6908.5 \quad (4)$$

Este valor se ha calculado sin tener en cuenta el recorte que puede sufrir como consecuencia de los condensadores que se han añadido, para alcanzar las especificaciones de ancho de banda. Otro efecto de la reducción del ancho de

banda en la primera etapa, es una disminución de la densidad espectral de ruido.

La capacidad del lazo de realimentación limita la función de transferencia por arriba y los condensadores que están a la entrada del amplificador diferencial introducen un cero a baja frecuencia.

De forma aproximada se puede deducir la frecuencia de corte superior e inferior suponiendo que los condensadores de la entrada no tienen efecto sobre el de realimentación y viceversa. Nos quedaría para las dos frecuencias de corte:

$$F_{corte} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

Para la frecuencia de corte inferior obtenemos el valor:

$$F_{inf} = \frac{1}{2\pi \cdot 5.6 \cdot 10^{-6} \cdot 4.7 \cdot 10^3} = 6Hz \quad (6)$$

Para la superior:

$$F_{sup} = \frac{1}{2\pi \cdot 15 \cdot 10^{-9} \cdot 510 \cdot 10^3} = 20.8Hz \quad (7)$$

Estas frecuencias de corte son aproximadas y luego variarán ya que en la realidad una influye sobre la otra y viceversa. También influirán en la ganancia final de la etapa, reduciéndola ligeramente.

El valor del rechazo al modo común, el CMRR, no hay forma de calcularlo teóricamente, pero sabemos que depende en gran medida, de que se cumpla la relación entre las resistencias:

$$R_7/R_4 = R_6/R_5 \quad (8)$$

Para conseguir que se cumpla la relación anterior con mayor exactitud, la tolerancia de las resistencias la fijaremos al 1%, y la de los condensadores al 5%. Por otra parte, sería muy aconsejable medir el valor de las resistencias y condensadores y seleccionar solo los valores que cumplieran con los del diseño.

Diseño de los filtros: Después del amplificador de instrumentación hay un filtro pasivo RC pasa - alta para eliminar el voltaje offset

$$F_{corte} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 5.6 \cdot 10^{-6} \cdot 15 \cdot 10^3} = 1.89 Hz \text{ ..(9)}$$

El filtro activo es pasa bajos con una ganancia de uno. Como ya vimos anteriormente las resistencias estaban normalizadas. Para el diseño hay que asignarles algún valor, con el que haremos los cálculos para obtener los valores de los condensadores. Las resistencias las fijamos a 100 KΩ. Para el diseño seguiremos la fórmula

$$\omega_n R_n C_n = \omega RC \text{ ..(10)}$$

utilizando de la literatura se tiene que para diseñar un filtro de topología chebychev de un dB de rizado los condensadores que se utilizan son $C_1 = 16.18$ $C_2 = 2.565$ y $C_3 = 0.06428$, utilizando la fórmula anterior y los valores anteriores para la frecuencia de corte y resistencias, tenemos que el valor normalizado de los condensadores es:

$$1 rad / s \cdot 1\Omega \cdot 16.18 = 2\pi \cdot 22Hz \cdot 100k\Omega \cdot C_1 \Rightarrow C_1 = 1.17\mu F$$

$$1 rad / s \cdot 1\Omega \cdot 2.567 = 2\pi \cdot 22Hz \cdot 100k\Omega \cdot C_2 \Rightarrow C_2 = 0.18\mu F$$

$$1 rad / s \cdot 1\Omega \cdot 0.06428 = 2\pi \cdot 22Hz \cdot 100k\Omega \cdot C_3 \Rightarrow C_3 = 4.65nF$$

Como estos no son valores comerciales, los tenemos que aproximar a valores que se puedan encontrar en el mercado, y queda:

$$C_1 = 1\mu F \quad C_2 = 0.15\mu F \quad C_3 = 4.7nF$$

En la figura 5 se puede observar el filtro y los valores finales de diseño. Se ha elegido un filtro Chebychev, por su caída, que es más abrupta que la de otro tipo de filtro.

Suponiendo que la caída en decibelios por década para un filtro de tercer orden es de 60 dB/dec, y una frecuencia de corte de 22 Hz, cabe esperar, un rechazo de entre 25 y 30 dB a 60 Hz. Como el diseño del segundo filtro es igual, el rechazo a 60 Hz entre los dos, se sitúa entre 50 y 60 dB.

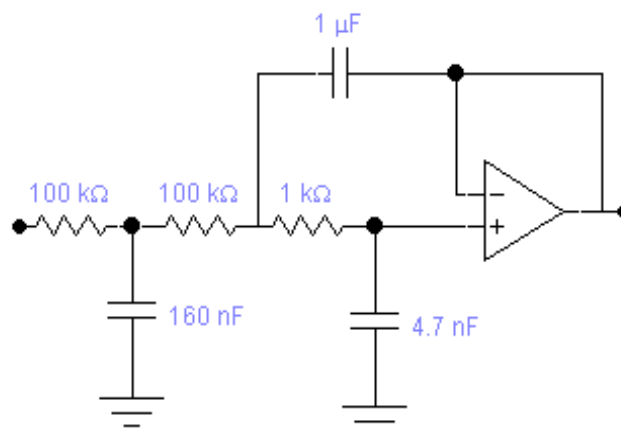


Figura 8 Filtro pasa - bajos con los valores de diseño.

Detrás del primer filtro activo hay otro filtro pasivo RC pasa-alto con la misma finalidad que el primero, eliminar el offset o los errores en la línea base, que pueden introducir las etapas anteriores.

Diseño de la etapa acondicionadora de señal: Con la última etapa lo que se pretende es hacer una adaptación de la señal para que el conversor A/D pueda leerla sin problemas. A la señal proveniente de la etapa de amplificación y filtrado se le debe sumar un voltaje de offset para desplazarla a un rango positivo entre 0 y 5V. Se decidió utilizar un sumador no inversor. Los problemas con los que nos encontramos al diseñar esta etapa son principalmente los de saturación.

Para tratar de evitar lo anterior, se ha incrementado el rango en la alimentación que lleva esta etapa a +9V y -9V. De esta forma la señal puede oscilar entre 0 y 5V sin sufrir recortes. El problema de esta alimentación, es que si por mal funcionamiento el amplificador operacional se satura y la salida podría aproximarse a los 9V positivos o negativos, con mucha seguridad esta tensión dañaría el convesor A/D.

El circuito que se utilizará figura. 9 representa el diseño de un amplificador sumador que se utilizará para adicionar el nivel de voltaje offset. El valor de la tensión de offset se puede calcular de la expresión:

$$V_{offset} = \frac{V_{cc}}{1 + \frac{R_{P1}}{R_{P2}}} \quad (11)$$

Con los valores de las resistencias R_{P1} igual R_{P2} , y sabiendo que V_{CC} vale 5V, obtenemos un offset de 2.5V.

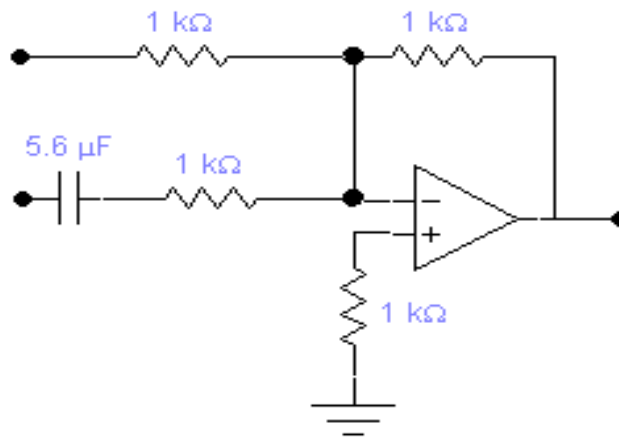


Figura 9 Amplificador sumador.

Como el convertidor A/D es de 8 bits y la máxima excursión de señal es de 5V se tiene que la mínima señal que el convertidor es capaz de detectar es de:

$$\frac{5}{2^8} = \frac{5}{256} = 19.5mV \text{ (12)}$$

A continuación se presenta un esquema electrónico de cómo quedaría el canal analógico con todas sus etapas, de amplificación diferencial, filtrado activo, filtrado pasivo, y la etapa de adición de offset, para acoplamiento de la señal al conversor análogo / digital. En el no se encuentran los valores de diseño de las resistencias porque ellos se encuentran en el diseño final conectadas para lograr el propósito de obtener la mejor amplificación y acoplamiento de bioseñales (figura. 10).

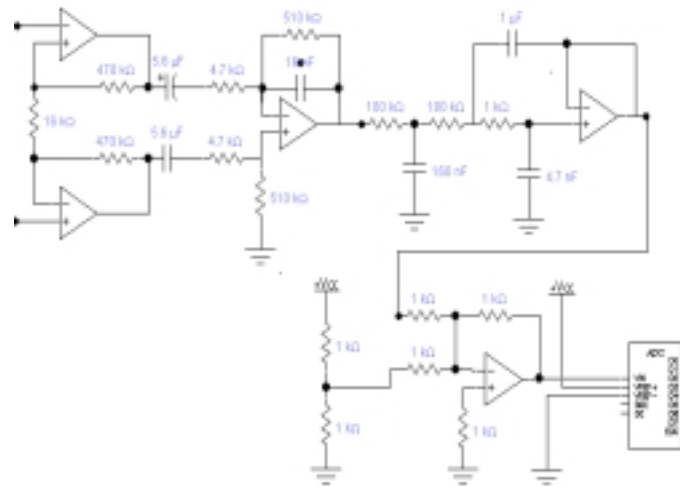


Figura 10 Esquema eléctrico del electrocardiógrafo

4.2 SOFTWARE

El software del prototipo consta de cinco subfases diferentes. La primera encargada de controlar la tarjeta de adquisición y sincronizar la captura con la señal de ECG, La segunda efectúa el trabajo de almacenarla y clasificarla. La tercera se encarga de hacer el preprocesamiento de las imágenes, adecuarlas al tamaño exigido por OpenGL para hacer el rendering. La cuarta se encarga de crear un espacio tridimensional y dentro de él crear un abanico de interpolación el cual genera los volúmenes. Y la quinta preprocesa las imágenes adquiridas para tener mejor información de ellas.

4.2.1 Subfase 1 Adquisición: Esta subfase se divide en dos bloques, el primero encargado de adquirir, del electrocardiógrafo descrito en el apartado anterior, que se encuentra conectado al puerto paralelo del computador, las

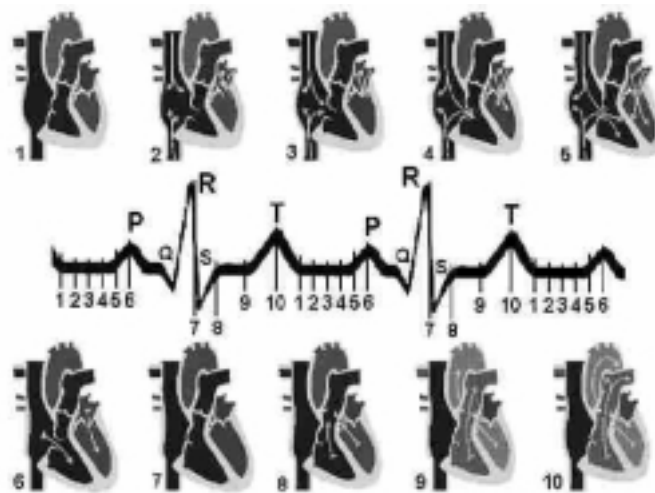
bioseñales provenientes del paciente, y la señal de disparo, generada para su para su posterior utilización en la aplicación.

El otro bloque es el encargado del control de la tarjeta de vídeo y la comunicación con la señal de disparo para el almacenamiento de las imágenes. Para ello se utilizó un componente Delphi gratuito, el cual está basado en la librería de acceso dinámico avicap.dll, el cual se encarga de controlar cualquier tarjeta de vídeo. El componente debió ser modificado porque no contaba con la capacidad de tomar imágenes cuadro a cuadro, y su modificación consistió en agregar una clase más que se encargara por cada cambio en la señal de disparo congelara la imagen en pantalla y la guardara en un bitmap. De formato BMP para hacer un poco mas fácil su manipulación y tratamiento.

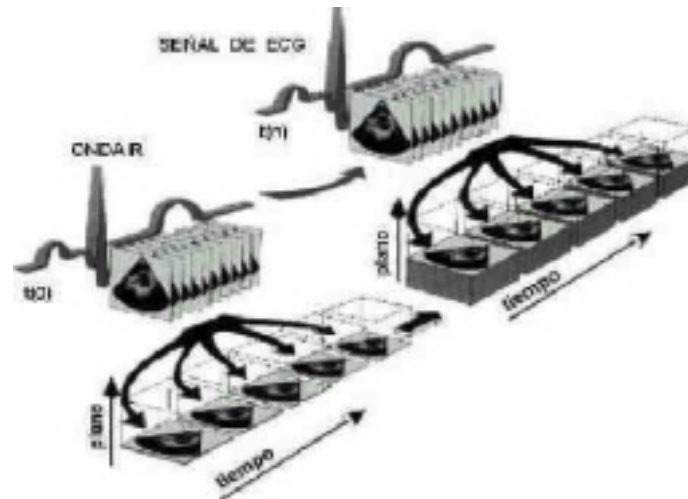
4.2.2 Subfase 2 Sincronización y Clacificación: Para el diseño de esta subfase se debe tener en cuenta que hay una correspondencia directa entre la actividad eléctrica del corazón y su funcionamiento mecánico por consiguiente cada imagen varia dependiendo del momento de la señal, lo que genera una correspondencia directa en tiempo y espacio. La figura 11 corresponde a la lógica de captura y almacenamiento.

En concordancia con lo que se muestra en la figura 11 a), se puede observar que un ciclo de latido es el tiempo comprendido entre onda R y R; por consiguiente si un paciente tiene una frecuencia cardiaca 110 L/m se debe como mínimo usar una frecuencia de muestreo de 220 para cumplir con el teorema del muestreo y tener una señal de ECG de buena calidad, esto quiere decir que es necesario tomar imágenes cada 3 mS. Con relación a lo anterior la

rutina funciona de la siguiente manera en primer lugar lee el puerto, el valor leído lo almacena, luego lo compara con un valor preestablecido que le dice si es una onda R si dicho valor cumple la condición, tomara y almacena una imagen con el nombre de apical_1, espera el tiempo de retardo, comprueba la si hay señal de disparo, toma el dato del puerto, lo almacena y por ultimo adquiere una nueva imagen la cual es almacenada con el nombre de apical_2 este procedimiento se repite hasta detectar una nueva onda R. Este mismo procedimiento se repite variando el grado de inclinación de la ventana acústica que se este utilizando hasta completar las ventanas necesarias y suficientes para una perfecta reconstrucción.



a) conceptual.



b) dinámica.

Figura 11 lógica de captura y almacenamiento

El diagrama de flujo mostrado en la figura 12 representa la rutina de captura.

Su código se encuentra en el anexo B.

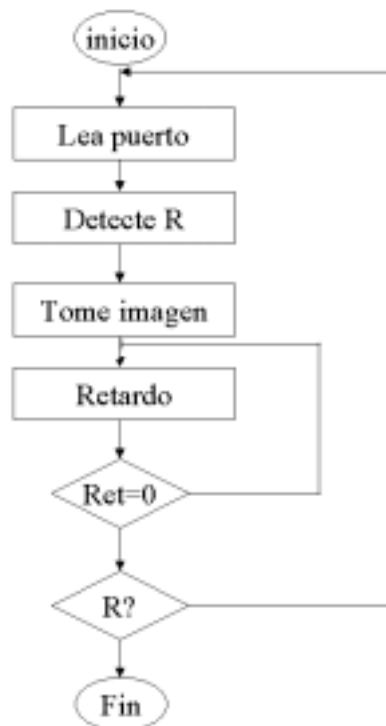
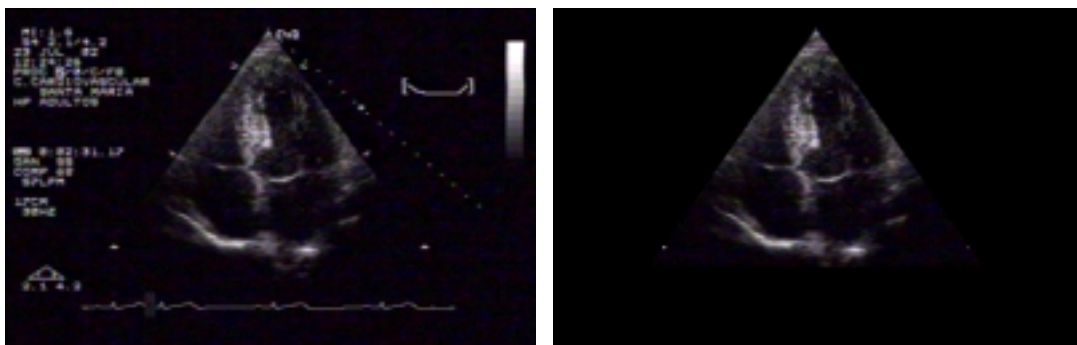


Figura 12 Diagrama de flujo de la rutina de captura

4.2.3 Subfase 3 Preprocesamiento: como se dijo anteriormente, esta fase es la encargada de adecuar las imágenes y del recorte de las mismas, debido a que ellas en el momento de la captura cuentan una gran cantidad de información innecesaria. En el diagrama de flujo del figura 14. se encuentra la secuencia de programación de la rutina y los resultados se encuentran en la figura 13. Como se puede observar, es una simple separación del fondo de la imagen y la imagen misma lo cual se logra corriendo una and lógica por toda la imagen, obteniendo así el resultado es esperado.

Luego para realzar bordes se aplica un filtro pasa alto con una mascara 3X3. Luego de esto el siguiente proceso es sumar las imágenes original y filtrada para lograr una imagen de mejor calidad que será utilizada en la reconstrucción.



a)

b)

Figura 13 Resultado Preproceso a) imagen original b) imagen procesada

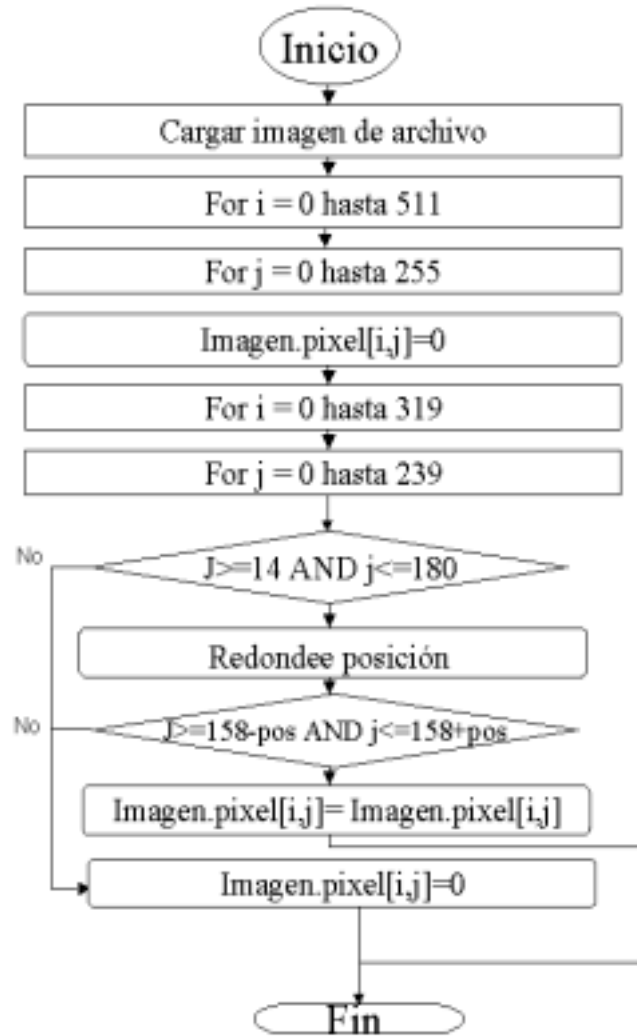


Figura 14 Diagrama de flujo de la rutina de segmentación

4.2.4 Subfase 4 reconstrucción: Hay 2 maneras de presentar las imágenes: de superficie, creando imágenes tridimensionales con apariencia sólida y de volumen, Esto depende del nivel, sombreado (escala de grises, distancia, gradiente textura y luminosidad). Para ello se pueden implementar dos formas de reconstrucción tridimensional “on line” en tiempo real y “off line” primero se adquieren las imágenes y luego se reconstruyen. La técnica que se utilizó en este proyecto es “off line”. Es una técnica extremadamente sensible a las

ganancias y movimientos durante la adquisición, factores que pueden limitar una adecuada reconstrucción tridimensional. Además, la resolución se deteriora con la profundidad. Por el momento esta técnica es utilizada solamente en protocolos de investigación y no en la práctica clínica habitual. La técnica consiste en colocar imágenes de localización espacial igual tomadas a diferente ángulo y diferente punto de vista. Lo cual se implementa en este proyecto de la siguiente manera haciendo uso de utilidades y librerías gratuitas que se encuentran en la red.

Primer paso: se crea un espacio tridimensional utilizando la librería OpenGL como se muestra en la figura 15 Para mejor comprensión se adiciona una rutina que trace los ejes del plano cartesiano en el espacio tridimensional generado por OpenGL Los otros elementos de la imagen muestran, como se pueden manipular los objetos dentro del espacio tridimensional, pudiendo efectuar sobre el translaciones rotaciones en cualquiera de los diferentes ejes cartesianos cualidad que es indispensable para este prototipo.

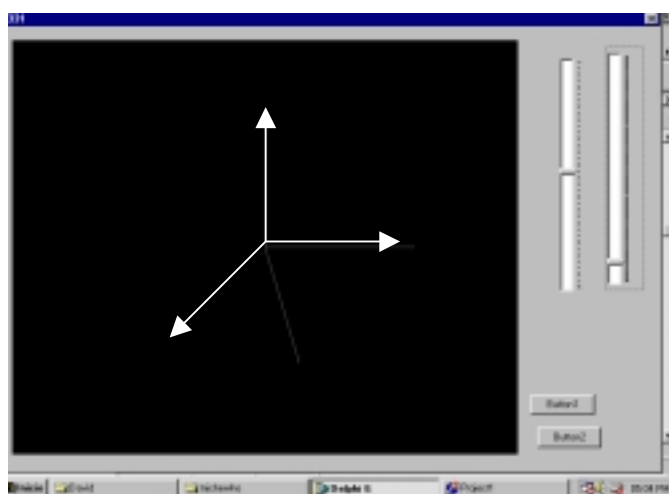


Figura 15 Implementación del espacio tridimensional con OpenGL

Segundo paso: El algoritmo de reconstrucción debe crear un espacio plano, de la forma de un cuadrado dentro del espacio tridimensional el cual pueda ser desplazado sobre cualquier ángulo de inclinación con respecto a cual quiera de los 3 ejes cartesianos, lo cual es posible realizar utilizando la función `GL_QUADS` propia de la librería OpenGL que solo necesita recibir los puntos de ubicación. Para efectuar el trabajo. Dicho espacio debe tener la cualidad de rotar y trasladarse sobre cualquiera de los tres ejes Y además residir un mapa de bits de formato bmp del tamaño requerido por OpenGL. En la figura 16 se presenta la creación del espacio.

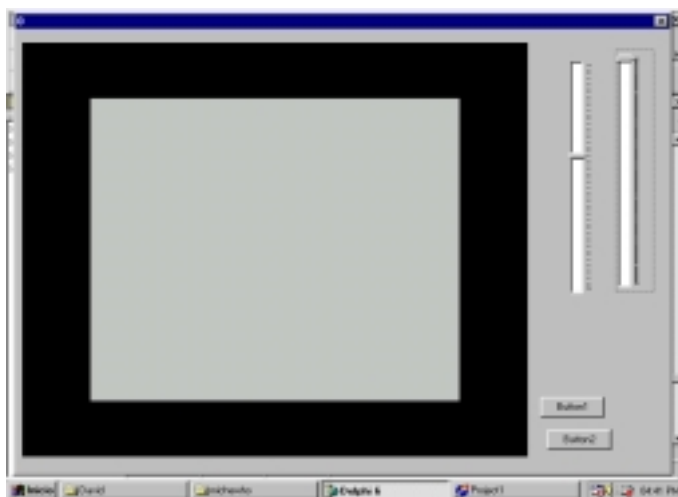


Figura 16 Espacio Plano dentro del espacio tridimensional

Tercer paso: consiste en alojar sobre este espacio plano una imagen clasificada, procesada y ordenada dentro de un archivo por las rutinas anteriores. Para ello el algoritmo escoge la imagen la carga en memoria utiliza otra de las funciones propias de OpenGL, para cargar la textura y de esta manera hacer la rendering; que es un proceso muy simple que solo exige que

el tamaño de las imágenes sea en potencias de dos, adicionalmente a esto se ha utilizado las funciones `colorkey` y `gentexture` para lograr que los pixeles del fondo de la imagen se tornen invisibles dentro del el espacio plano, y solo quede la imagen como tal en la figura 17 se muestra una prueba de rendering



Figura 17 Prueba de Rendering con una imagen de ultrasonido

Cuarto paso: consiste en crear un cilindro de aspas, con tantas aspas como ventanas acústicas se tengan; para ello se repite el segundo paso cuantas veces sea necesario adicionando a cada uno de los cuadros creados la función de rotación propia de OpenGL para con ello crear este cilindro. en la figura 18 se presenta el cilindro de aspas rotando sobre el eje Y 91 grados, tomado ventanas acústicas cada 10 grados. Lo que representa la separación entre plano y plano dentro del espacio 3d.

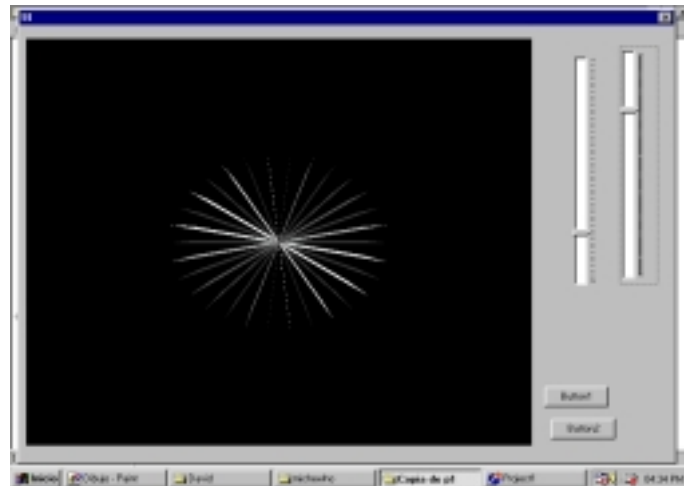


Figura 18 Cilindro de aspas rotado sobre el eje Y

Quinto paso: Es el encargado de colocarle la imagen a cada aspa y esto se logra repitiendo el paso tres con lo que se logra una apariencia tridimensional muy burda que se puede observar en la figura 19.

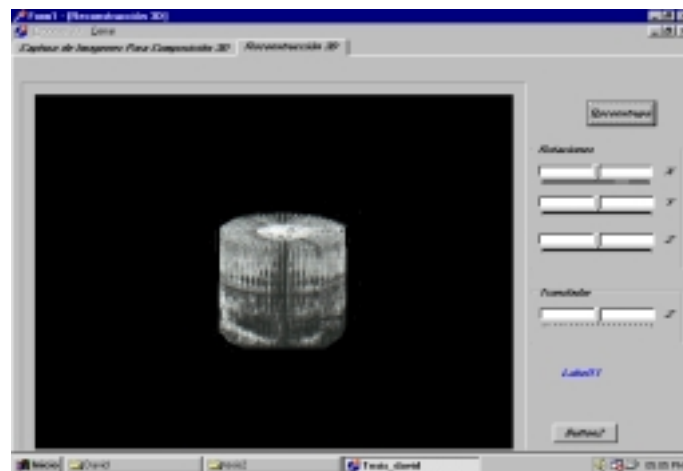


Figura 19 Cilindro de aspas con una imagen diferente en cada aspa

Sexto paso: como el paso anterior no cumple el objetivo de presentar estructuras de apariencia tridimensional, este paso se encarga de recortar el cilindro por la mitad y con esto se logra una mejor información de la reconstrucción tridimensional. en la figura 20 se presenta el resultado obtenido de dicho recorte

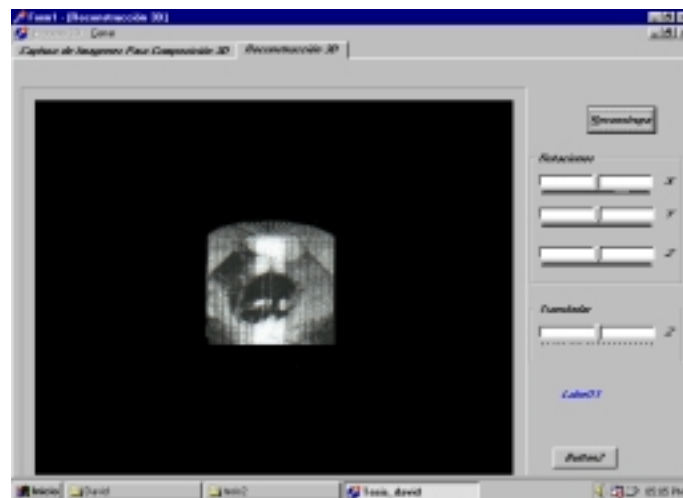


Figura 19 Recorte del cilindro de aspás

4.2.5 Subfase 5 Preprocesamiento de las imágenes obtenidas: Esta fase se encarga de tomar las imágenes obtenidas de la reconstrucción, y en ellas aplicar métodos de procesamiento en el dominio espacial, para el mejoramiento de la imagen, la cual cuenta con los siguientes recursos que se enumeran a continuación

- Descomposición en componentes R.G.B
- Variación de brillo
- Variación de contraste
- Umbral

- Umbral Doble
- Morfología de grises
- Marcado de zonas
- Filtro pasa bajo
- Filtro pasa alto
- Filtro sobel



Figura 19 Pantalla de preprocesamiento

Para la utilización de estos recursos solo es necesario desplegar la utilidad y hacer clic en la función que se valla a efectuar. En la figura 20 se puede observar la aplicación de algunos de las funciones que tiene implementada esta subfase.



Figura 20 Pantalla de con funciones de preprocesamiento

5 RESULTADOS

En el proyecto se pueden hablar de resultados parciales, y de un resultado total. Los resultados parciales son el cumplimiento de todos y cada uno de los objetivos específicos. Y se expresara como resultado total la obtención del objetivo general, con deficiencias superables con más desarrollo e inversión económica.

En su orden se especificara el cumplimiento de los objetivos específicos y el cumplimiento de los mismos. Conllevara a la obtención del objetivos general.

- El diseñar de una tarjeta de adquisición de señales ECG para la sincronización y captura de las imágenes esta descrito en el numeral 4.1.1 donde se presenta paso a paso el diseño del amplificador de instrumentación, los filtros activos y pasivos y el calculo de los valores de sus resistencias y condensadores para el correcto funcionamiento dentro de los rangos requeridos por el sistema encontrándose también la polarización de los conversores y la generación de señal de disparo. Para la captura de las imágenes.
- La Implementación, un controlador de una tarjeta de adquisición de vídeo comercial. Se presenta en el numeral 4.2.1 en la cual se muestra la aplicación de un elementos existente y la modificación de el mismo para

acomodarlo a las necesidades preestablecidas para el prototipo. Su programa fuente se encuentra en el anexo B

- El diseño de una aplicación amigable, con el usuario para la adquisición y reconstrucción. Esta reflejada en el manejo sencillo de la aplicación descrita en el manual del usuario
- El diseño de, los algoritmos de preproceso necesarios y suficientes para la reconstrucción, es cubierto por la subfase 3 descrita en el numeral 4.2.3 que recorta las imágenes, las realza, y les elimina la información innecesaria.
- La Implementación un algoritmos de reconstrucción tridimensional se logra en subfase 4 donde se describe etapa por etapa el procedimiento que realiza el algoritmo

5.1 MANUAL DE USUARIO

El sistema de reconstrucción tridimensional de imágenes del corazón es una aplicación encargada de capturar y almacenar imágenes y videos generados por un equipo de ultrasonido, y con la manipulación de estos generar una reconstrucción estática de las imágenes del corazón.

5.2 PRIMEROS PASOS

Ahora que tiene una idea global de lo que es el sistema esta preparado para instalarlo y manipularlo.

- **Instalación:**
 - 1) Instale su tarjeta de vídeo cualquiera que sea.
 - 2) Instale driver de su tarjeta de vídeo.
 - 3) Instale software del sistema de reconstrucción tridimensional.
 - 4) Conecte la salida de vídeo del equipo de ultrasonido al la tarjeta de vídeo. En este momento el sistema esta listo para ser utilizado
- **Utilización :** Haga clic en el icono del sistema de reconstrucción 3D, y se presentara, en su PC una pantalla como la que se muestra la Figura 15.

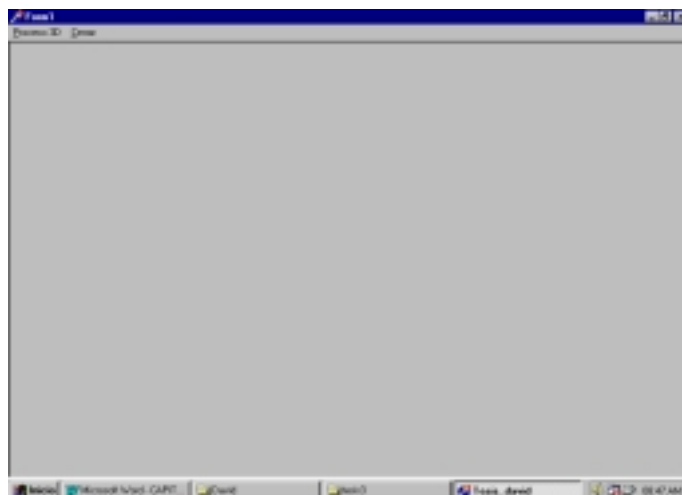


Figura 21. Pantalla inicial

ella contiene el menú de captura, el acerca de y la opción cerrar. Para pasar a la siguiente función haga clic en reconstrucción 3D y se desplegara la pantalla mostrada en la Figura 16.

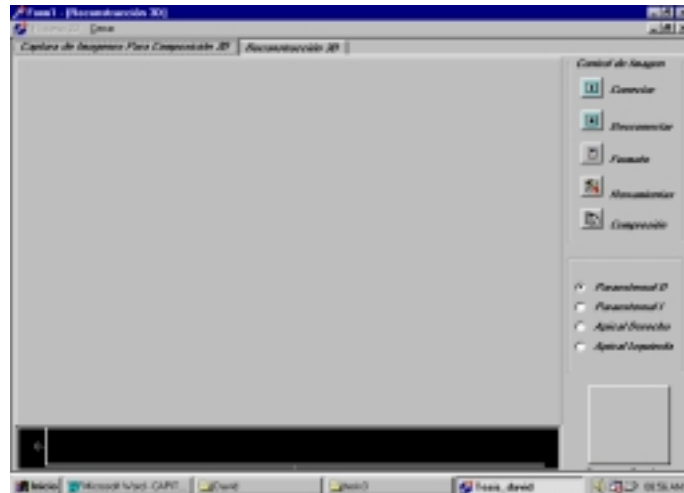


Figura 22. Pantalla de conexión

- **Conexión:** Al hacer clic en este botón presenta la información actual en la pantalla del equipo de ultrasonido en el PC, y la traza del electrocardiograma del paciente. La presentación de la pantalla se muestra en la Figura 17.



Figura 23. Pantalla de conexión capturando

- **Desconexión:** Al hacer clic en este botón se desconecta el PC de la adquisición de imágenes y data de ECG.
- **Formato:** Este se encarga de cambiar el tamaño de la imagen a adquirir y depende directamente de los formatos de adquisición que tenga la tarjeta digitalizadora de imagen.
- **Herramientas:** Este botón se encarga de los parámetros de imagen, al hacer clic en el se despliega una pantalla que con sus barras de desplazamiento podemos controlar las ganancias de brillo, contraste, y nitidez de la imagen. En la Figura 18 se encuentra la pantalla

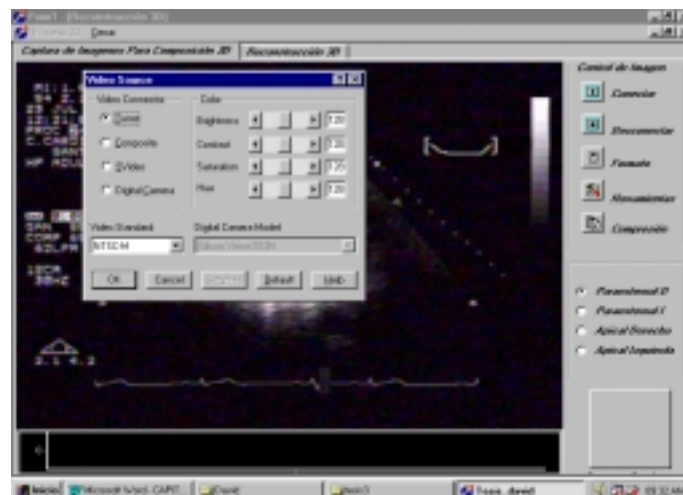


Figura 24. Pantalla de control de ganancias

- **Adquisición:** Este se encarga de adquirir, y almacenar 60 cuadros de imágenes sincronizados, con la señal de ECG en el archivo correspondiente al punto de vista seleccionado, por lo botones radiales mostrados en la pantalla.

En el aparte anterior se presenta todo lo concerniente a la primer pestaña, de la segunda pantalla. A continuación se describirá, la segunda pestaña que es la reconstrucción como tal. Al hacer clic en reconstrucción 3D, Inmediatamente se desplaza y efectúa la reconstrucción. Con las barras de desplazamiento y rotación se pueden efectuar los mismos recorridos que hace un equipo comercial. Como la rotación en los tres ejes de un espacio tridimensional, el desplazamiento adelante o atrás sobre el eje Z. Cabe mencionar que el tiempo que tarda en efectuar la rutina es directamente proporcional al tipo y velocidad de la máquina que se este utilizando. En la Figura 25 se presenta esta pantalla.

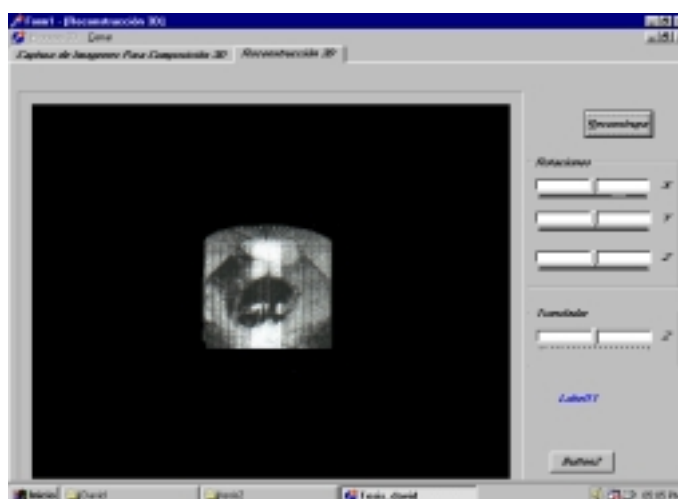


Figura 25. Pantalla de reconstrucción

Las Figuras 26 muestra las imágenes cardiacas obtenidas por el método desarrollado ubicando el transductor en la vista paraesternal y apical. Para cada examen, el tiempo promedio requerido de captura fue de 2 minutos. Con ayuda de la aplicación desarrollada para el procesamiento 3D, numerosos cortes 2D se pueden aplicar al volumen para crear la información 3D. Como se

puede apreciar en las imágenes 3D del corazón, las estructuras valvulares pueden ser vistas desde diferentes puntos.

Para una mejor visualización la imagen se le aplico un preproceso con la rutina de propia de la aplicación para su presentación en este informe.

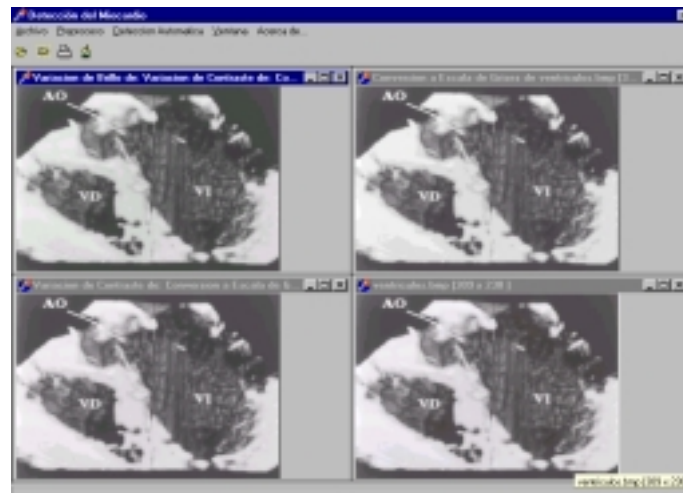


Figura 26 Resultado de la aplicación del metodo con preproceso

5.3 RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN DE UNA VÁLVULA MITRAL CORRESPONDIENTE A LA AMPLITUD MAS ALTA DE LA ONDA P CON EL PROTOTIPO

Captura de imágenes: Seleccionamos pantalla de captura y obtenemos las imágenes 2D de la válvula mitral en le ventana acústica seleccionada figura 27 donde la utilidad toma 16 imágenes en onda p. en diferentes latidos de el corazón



Figura 27 Captura de imágenes

Preproceso: Secuencia de imágenes capturadas preprocesadas listas para ser colocadas en el abanico.

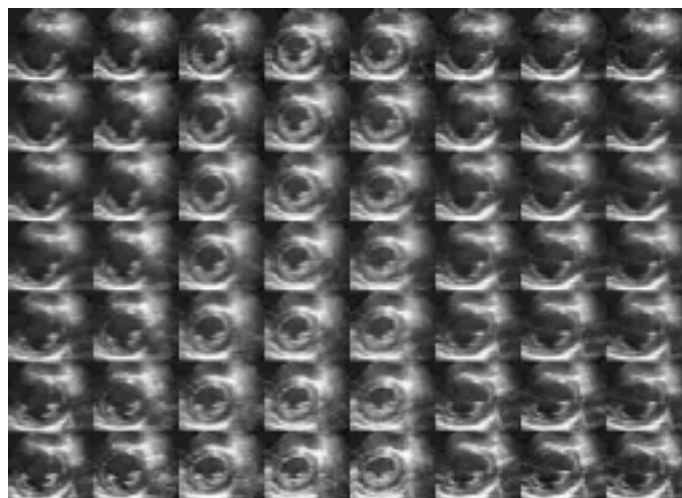


Figura 28 Secuencia de imágenes capturadas y almacenadas

Insertión de las imágenes: En la figura 28 se muestran la imágenes insertadas en el cilindro creado para la reconstrucción de la válvula mitral

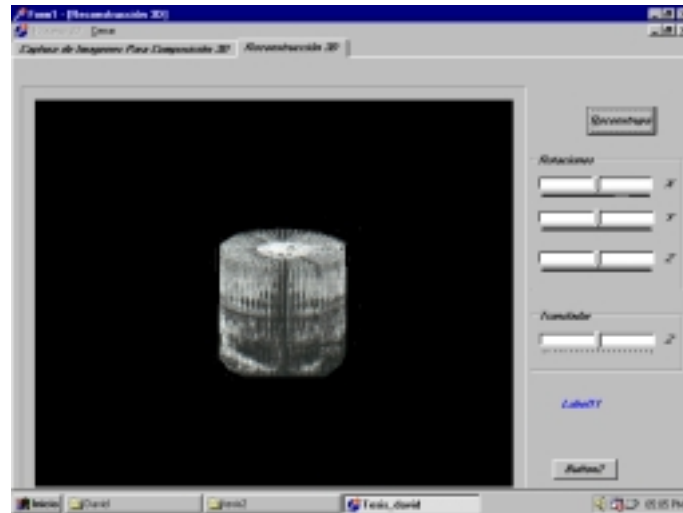


Figura 29 inserción de imágenes de la válvula mitral

División del cilindro de aspas en dos: En la figura 30 el cilindro anterior es dividido en dos partes, para observar las estructura internas, y presentar de esta manera mas información de la válvula. Como se puede observa es una imágenes con una gran cantidad de imperfecciones y no describen mayor información para el cardiólogo.

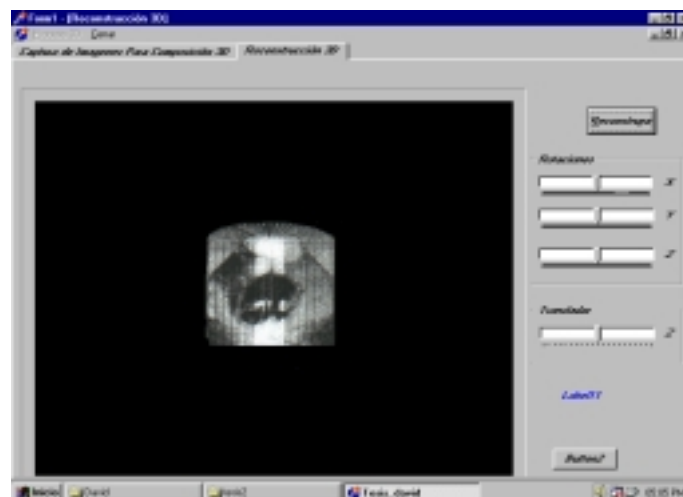


Figura 30 División del cilindro con las imágenes de la válvula mitral

Preprocesado final: de las imágenes obtenidas por el método con lo cual se corrigen algunas imperfecciones. Y el resultado final lo podemos observar en la figura 31.

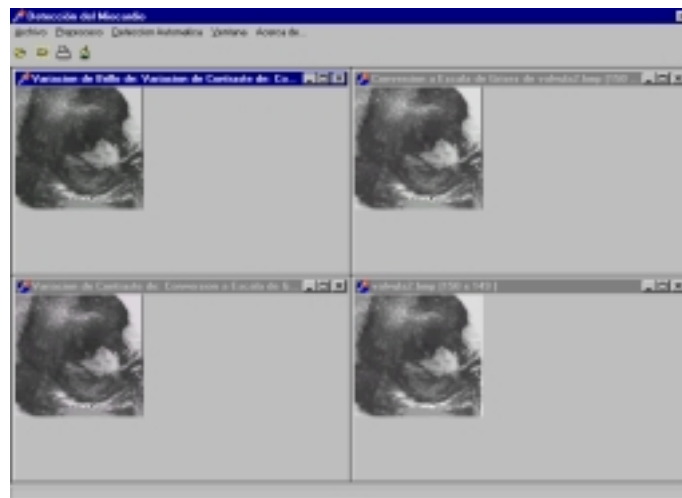


Figura 31 Resultado de la aplicación del método con preproceso

CONCLUSIONES

El sistema de reconstrucción tridimensional es un aporte de la ingeniería nacional en el campo de la electromedicina. A la solución de problemas clínicos en diferentes áreas de la medicina, ya que la técnica puede ser utilizada en distintas especialidades como la ginecoobstetricia, la radiología y el eco transvascular.

El prototipo experimental opera bien, por lo menos en las pruebas preliminares de laboratorio y en las imágenes obtenidas mostradas en el capítulo anterior, en razón de su gran respuesta operativa y funcional desde el punto de vista del hardware (circuitos electrónicos, sensores, electrodos, etc.) y del software (programas de simulación, operación y control) utilizados.

No obstante lo anterior, es necesario pasar de la versión prototípica a una versión comercial que permita realizar una verdadera obra humana y social desde el punto de vista médico. Es necesario, entonces, que otros estudiantes de la Universidad Nacional de Colombia, que les guste la electromedicina, se apropien del presente trabajo y lo continúen para llevar el prototipo hasta una versión más avanzada, refinada y comercialmente disponible para todas las instituciones que lo requieran

Con los resultados de las imágenes obtenidas se puede pensar en la aplicación de las mismas a técnicas de mayor complejidad como detección de bordes por filtros difusos y cálculo de volúmenes por suma de áreas y un sin número de aplicaciones que retén la imaginación.

ANEXO A PROGRAMA FUENTE

```
unit Princ;
```

```
interface
```

```
uses
```

```
Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,  
Menus;
```

```
type
```

```
TForm1 = class(TForm)
```

```
    MainMenu1: TMainMenu;
```

```
    Proceso3D1: TMenuItem;
```

```
    Cerrar1: TMenuItem;
```

```
    procedure Proceso3D1Click(Sender: TObject);
```

```
    procedure Cerrar1Click(Sender: TObject);
```

```
private
```

```
    { Private declarations }
```

```
public
```

```
    { Public declarations }
```

```
end;
```

var

Form1: TForm1;

implementation

uses tresdim;

{\$R *.DFM}

procedure TForm1.Proceso3D1Click(Sender: TObject);

begin

 TForm3.Create(Self);

 Form1.Proceso3D1.Enabled:=False;

end;

procedure TForm1.Cerrar1Click(Sender: TObject);

begin

 if ActiveMDIChild <> nil then

 ActiveMDIChild.Close;

end;

end.

unit tresdim;

interface

uses

Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,
StdCtrls, ExtCtrls, ComCtrls, Tabnotbk, Buttons, JLCVideo,
MMSystem,AviCaptura,
TeEngine, Series, TeeProcs, Chart, princ, GLPanel, EldarGI, Poliedros,
OpenGL;

type

```
TForm3 = class(TForm)
    TabbedNotebook1: TTabbedNotebook;
    GroupBox1: TGroupBox;
    SpeedButton1: TSpeedButton;
    SpeedButton2: TSpeedButton;
    SpeedButton4: TSpeedButton;
    SpeedButton5: TSpeedButton;
    Label1: TLabel;
    Label2: TLabel;
    Label4: TLabel;
    Label5: TLabel;
    SpeedButton6: TSpeedButton;
    Label6: TLabel;
    RadioGroup1: TRadioGroup;
    RadioButton1: TRadioButton;
    RadioButton2: TRadioButton;
```

RadioButton3: TRadioButton;
RadioButton4: TRadioButton;
JLCVideo1: TJLCVideo;
Image1: TImage;
Timer1: TTimer;
SpeedButton3: TSpeedButton;
Label3: TLabel;
Chart1: TChart;
Series1: TFastLineSeries;
Timer2: TTimer;
Button1: TButton;
Bevel1: TBevel;
GLPanel1: TGLPanel;
TrackBar1: TTrackBar;
TrackBar2: TTrackBar;
TrackBar3: TTrackBar;
TrackBar4: TTrackBar;
GroupBox2: TGroupBox;
GroupBox3: TGroupBox;
Label7: TLabel;
Label9: TLabel;
Label8: TLabel;
Label10: TLabel;
Label11: TLabel;
Button2: TButton;


```
procedure FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);  
procedure SpeedButton1Click(Sender: TObject);  
procedure SpeedButton2Click(Sender: TObject);  
procedure SpeedButton3Click(Sender: TObject);  
procedure SpeedButton4Click(Sender: TObject);  
procedure SpeedButton5Click(Sender: TObject);  
procedure SpeedButton6Click(Sender: TObject);  
procedure JLCVideoControl(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;  
    nState: Integer);  
procedure JLCVideoError(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;  
    id: Integer; lpsz: PChar);  
procedure JLCVideoFrame(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;  
    lpVHdr: PVIDEOHDR);  
procedure JLCVideoStatus(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;  
    id: Integer; lpsz: PChar);  
procedure JLCVideoWaveStream(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;  
    lpWHdr: PWaveHdr);  
procedure JLCVideoVideoStream(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;  
    lpVHdr: PVIDEOHDR);  
procedure JLCVideoYield(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal);  
procedure FormCreate(Sender: TObject);  
procedure Timer1Timer(Sender: TObject);  
procedure Arrancar;  
procedure Timer2Timer(Sender: TObject);  
procedure Button1Click(Sender: TObject);
```

```

procedure TrackBar1Change(Sender: TObject);
procedure TrackBar2Change(Sender: TObject);
procedure TrackBar3Change(Sender: TObject);
procedure TrackBar4Change(Sender: TObject);
procedure Button2Click(Sender: TObject);

private
  { Private declarations }
  Procedure Draw();
  function Leer_Puerto_Paralelo():Byte;

public
  { Public declarations }

end;

var
  Form3: TForm3;
  contador: integer;
// ECG: Array [0..9999] of extended;

implementation

var
  BmpHead:TBitmapInfo;
  {$R *.DFM}

// *****

procedure setupPixelFormat(DC:HDC);

```

```

const
pfd:TPIXELFORMATDESCRIPTOR = (
    nSize:sizeof(TPIXELFORMATDESCRI
PTOR);           // size
    nVersion:1;
    // version
    dwFlags:PFD_SUPPORT_OPENGL or
PFD_DRAW_TO_WINDOW or
    PFD_DOUBLEBUFFER;           // support double-buffering
    iPixelFormat:PFD_TYPE_RGBA;
    // color type
    cColorBits:16;
    // preferred color depth
    cRedBits:0; cRedShift:0;
    // color bits (ignored)
    cGreenBits:0; cGreenShift:0;
    cBlueBits:0; cBlueShift:0;
    cAlphaBits:0; cAlphaShift:0;           // no alpha buffer
    cAccumBits: 0;
    cAccumRedBits: 0;           // no
accumulation buffer,
    cAccumGreenBits: 0;           // accum bits (ignored)
    cAccumBlueBits: 0;
    cAccumAlphaBits: 0;

```

```

        cDepthBits:16;
        // depth buffer
        cStencilBits:0;
        // no stencil buffer
        cAuxBuffers:0;
        // no auxiliary buffers
        iLayerType:PFD_MAIN_PLANE;
        // main layer

        bReserved: 0;
        dwLayerMask: 0;
        dwVisibleMask: 0;
        dwDamageMask: 0;           // no layer, visible, damage masks */
    );
var pixelFormat:integer;
begin
    pixelFormat := ChoosePixelFormat(DC, @pfd);
    if (pixelFormat = 0) then begin
        MessageBox(WindowFromDC(DC),
'ChoosePixelFormat failed.', 'Error',
        MB_ICONERROR or MB_OK);
        exit;
    end;
    if (SetPixelFormat(DC, pixelFormat, @pfd) <> TRUE) then begin
        MessageBox(WindowFromDC(DC),
'SetPixelFormat failed.', 'Error',

```

```

MB_ICONERROR or MB_OK);

exit;

end;

end;

//*****INICIALIZACION ILUMINACION*****

procedure GLInit;

const

light0_position:array [0..3] of GLfloat=( 4.0, 4.0, 4.0, 0.0);

specular: array [0..3] of GLfloat=( 1.0, 1.0, 0.0, 1.0);

diffuse: array [0..3] of GLfloat=( 1.0, 1.0, 1.0, 0.7);

begin

// set viewing projection */

glMatrixMode(GL_PROJECTION);

glFrustum(-0.1, 0.1, -0.1, 0.1, 0.3, 25.0);

// position viewer */

glMatrixMode(GL_MODELVIEW);

glShadeModel(GL_FLAT);

glEnable(GL_DEPTH_TEST);

glEnable(GL_LIGHTING);

//Lichtquelle

glLightfv(GL_LIGHT0, GL_POSITION, @light0_position);

glLightfv(GL_LIGHT0, GL_DIFFUSE, @diffuse);

glLightfv(GL_LIGHT0, GL_SPECULAR, @specular);

glEnable(GL_LIGHT0);

```

```
    glEnable(GL_COLOR_MATERIAL);  
end;  
  
procedure TForm3.FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);  
begin  
    JLCVideo1.StopVideo;  
    Form1.Proceso3D1.Enabled:=True;  
    action:=caFree;  
end;  
  
procedure TForm3.SpeedButton1Click(Sender: TObject);  
begin  
    Form3.Arrancar;  
end;  
  
procedure TForm3.SpeedButton2Click(Sender: TObject);  
begin  
    JLCVideo1.SeleccionarFormato;  
end;  
  
procedure TForm3.SpeedButton3Click(Sender: TObject);  
begin  
    if JLCVideo1.Activo then  
        JLCVideo1.Activo:=False;  
end;
```

```
procedure TForm3.SpeedButton4Click(Sender: TObject);  
begin  
    JLCVideo1.SeleccionarFuente();  
end;
```

```
procedure TForm3.SpeedButton5Click(Sender: TObject);  
begin  
    // nada  
end;
```

```
procedure TForm3.SpeedButton6Click(Sender: TObject);  
begin  
    contador:=0;  
    Timer2.Enabled:=True;  
end;
```

```
procedure TForm3.JLCVideoControl(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;  
    nState: Integer);  
begin  
    if nState=CONTROL_CALLBACK_CAPTURING then  
        If (DiskFree(0) div (1024*1024))<(50) then  
            begin  
                JLCVideo1.OnControl:=nil; //solo entra una vez  
                JLCVideo1.StopVideo;
```

```
        ShowMessage('Fin de captura: espacio en disco excedido');
    end;
end;

procedure TForm3.JLCVideoError(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;
    id: Integer; lpsz: PChar);
begin
    // no hace nada
end;

procedure TForm3.JLCVideoFrame(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;
    lpVHdr: PVIDEOHDR);
var res:integer;
begin
    res:=SetDIBits(image1.canvas.handle,image1.picture.bitmap.handle,
        0,image1.picture.bitmap.Height, //lineas de inicio y fin
        lpVHdr.lpData,           //datos
        BmpHead,                //estructura BITMAPINFO
        DIB_RGB_COLORS);
    image1.repaint;
end;

procedure TForm3.JLCVideoStatus(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal;
    id: Integer; lpsz: PChar);
begin
```



```
//Ha finalizado la captura, volvemos a modo overlay
if ID=IDS_CAP_END then
    JLCVideo1.Overlay:=False;
end;

procedure TForm3.JLCVideoWaveStream(Sender: TObject; HndPreview:
Cardinal;
    lpWHdr: PWaveHdr);
begin
    // no hace nada;
end;

procedure TForm3.JLCVideoVideoStream(Sender: TObject; HndPreview:
Cardinal;
    lpVHdr: PVIDEOHDR);
Var DC:HDC;
begin
    DC:=GetDC(JLCVideo1.HandlePreview);
    TextOut(DC,10,10,'GRABANDO',8);
    ReleaseDC(JLCVideo1.HandlePreview, DC);
end;

procedure TForm3.JLCVideoYield(Sender: TObject; HndPreview: Cardinal);
begin
    Application.ProcessMessages;
```

end;

```
procedure TForm3.FormCreate(Sender: TObject);
```

```
begin
```

```
    JLCVideo1.OnControl:=nil;
```

```
    JLCVideo1.Width:=256;
```

```
    JLCVideo1.Height:=256;
```

```
    contador:=0
```

```
end;
```

```
procedure TForm3.Timer1Timer(Sender: TObject);
```

```
begin
```

```
    Timer1.Enabled:=False;
```

```
    JLCVideo1.StopVideo;
```

```
end;
```

```
procedure TForm3.Arrancar;
```

```
begin
```

```
    with Form1.ActiveMDIChild as TForm3 do
```

```
        Begin
```

```
            JLCVideo1.Activo:=True;
```

```
            JLCVideo1.OnControl:=nil;
```

```
            Timer1.Enabled:=True;
```

```
            JLCVideo1.mostrarmivideo();
```

```
end;

end;

procedure TForm3.Timer2Timer(Sender: TObject);
var
    nombre: string;
    i: integer;
begin
    if RadioButton1.Checked=true then
        nombre:='Paraesternal_Derecha';
    if RadioButton2.Checked=true then
        nombre:='Paraesternal_Izquierda';
    if RadioButton3.Checked=true then
        nombre:='Apical_Derecha';
    if RadioButton4.Checked=true then
        nombre:='Apical_Izquierda';
    JLCVideo1.FicherImagen:=nombre+IntToStr(contador)+'.bmp';
    JLCVideo1.GrabarImagenDisco;
    if contador<>15 then
        contador:=contador+1
    else
        Timer2.Enabled:=False;
end;

procedure TForm3.Button1Click(Sender: TObject);
```

```
begin
    Draw();
end;

Procedure TForm3.Draw();

var
    luzi: Luz;
    camarai: Camara;
    cilindro: objetos;
    cara: caras;
    i,j,nfil,ncol:integer;
    x1,x2,x3,x4,y1,y2,y3,y4,z1,z2,z3,z4: single;
    u1,u2,u3,u4,v1,v2,v3,v4,h,r:single;
    dh,dt: single;
    DC:HDC;
    RC:HGLRC;

begin
    DC:=GetDC(GLPanel1.Handle); //Actually, you can use any widowed control
here
    SetupPixelFormat(DC);
    RC:=wglCreateContext(DC);           //mache das DC als OpenGL Fenster
    wglMakeCurrent(DC, RC);           //aktiviere OpenGL Fenster
    GLInit;

    AngulodeVista:=30;
```

```
zCerca:=0.1;
zLejos:=100;
sector:=TList.Create;
objeto:=TList.Create;
camaras:=TList.Create;
luces:=TList.Create;
personaje:=TList.Create;
Camarai:=Camara.Create;
Camaras.Add(Camarai);
CamaraActual:=Camaras.Items[0];
CamaraActual.Manual:=True;
CamaraActual.SetVista(0,0,20);
luzi:=Luz.create(1);
luzi.tipo:=1;
luces.Add(luzi);
AgregarTextura('prueba4.bmp');
//-----
h:=6;
r:=2;
nfil:=1;
ncol:=80;
cilindro:=objetos.create;
dt:=180/ncol*pidiv180;
dh:=h/nfil;
for i:=0 to nfil-1 do
```

```
for j:=0 to ncol-1 do
```

```
begin
```

```
  x1:=r*sin(j*dt);
```

```
  y1:=-h/2+i*dh;
```

```
  z1:=r*cos(j*dt);
```

```
  x2:=-x1;
```

```
  y2:=-3;
```

```
  z2:=-z1;
```

```
  x4:=r*sin(j*dt);
```

```
  y4:=-h/2+(i+1)*dh;
```

```
  z4:=r*cos(j*dt);
```

```
  x3:=-x4;
```

```
  y3:=3;
```

```
  z3:=-z4;
```

```
  u1:=j*1/ncol;
```

```
  u2:=(j+1)*1/ncol;
```

```
  u3:=(j+1)*1/ncol;
```

```
  u4:=j*1/ncol;
```

```
  v1:=((i)*1/nfil);
```

```

v2:=((i)*1/nfil);
v3:=((i+1)*1/nfil);
v4:=((i+1)*1/nfil);

cara:=caras.create;
cara.nuevovertice(0,x1,y1,z1,0,0);
cara.nuevovertice(1,x2,y2,z2,1,0);
cara.nuevovertice(2,x4,y4,z4,0,1);
cilindro.agregarcara(cara);

cara:=caras.create;
cara.nuevovertice(0,x2,y2,z2,1,0);
cara.nuevovertice(1,x3,y3,z3,1,1);
cara.nuevovertice(2,x4,y4,z4,0,1);
cilindro.agregarcara(cara);

end;

//-----

cilindro.rotar(0,0,0);
cilindro.mover(-3,0,0);
cilindro.Textura:=0;
cilindro.TipoTextura:=1;
objeto.add(cilindro);

cilindro.mover(0.0, 0.0,TrackBar4.Position);
cilindro.rotar(TrackBar1.Position,TrackBar2.Position,TrackBar3.Position);

```

```
DibujarTodo;
```

```
glTranslatef(-2,0,Trackbar4.Position);
```

```
SwapBuffers(wglGetCurrentDC);
```

```
end;
```

```
function TForm3.Leer_Puerto_Paralelo():Byte;
```

```
var
```

```
Leido: byte;
```

```
begin
```

```
    asm
```

```
        MOV DX,0378H
```

```
        IN AL,DX
```

```
        MOV Leido,AL
```

```
    end;
```

```
    result:=Leido;
```

```
end;
```

```
procedure TForm3.TrackBar1Change(Sender: TObject);
```

```
begin
```

```
    Draw();
```

```
end;
```

```
procedure TForm3.TrackBar2Change(Sender: TObject);
```

```
begin
```



```
        Draw();
end;
procedure TForm3.TrackBar3Change(Sender: TObject);
begin
    Draw();
end;

procedure TForm3.TrackBar4Change(Sender: TObject);
begin
    Draw();
end;

procedure TForm3.Button2Click(Sender: TObject);
var
    rec: byte;
    flaca: integer;
begin
    rec:=Leer_Puerto_Paralelo();
    flaca:=rec;
    Label11.Caption:=IntToStr(Flaca);
end;

end.
```

ANEXO B MANUAL TECNICO

INTRODUCCION

En este capítulo, se encontrará una guía rápida, de funcionamiento del sistema de reconstrucción tridimensional. Con esta guía se espera, que el usuario final tenga un concepto claro de la forma de manejo. y de las especificaciones, regulaciones y requerimientos de los elementos; que se deben utilizar para manipular el equipo.

REQUERIMIENTOS Y REGULACIONES DE SUMINISTRO DE VOLTAJE Y AISLAMIENTO

Los aparatos electrónicos se han convertido en una herramienta fundamental en medicina. Esto obligó a distintos países a establecer normas que aseguraran un correcto funcionamiento de los dispositivos y que ofrecieran una garantía de seguridad en su manejo. En Estados Unidos, los dispositivos médicos están regulados por la FDA, (Food and Drug Administration) En la Unión Europea una serie de directivas establecen los requisitos que deben cumplir los aparatos para obtener el sello que autoriza ese producto para su venta y uso. En general las medidas a seguir sobre la seguridad eléctrica del equipo médico se basan en evitar descargas eléctricas que puedan ser nocivas para la salud. Las normas de las que hablaremos afectan a los operadores, y

diseñadores, y a los pacientes que se pueden ver expuestos a ciertos riesgos al ser conectados a cualquier aparato. Ambos deben ser protegidos en condiciones normales de funcionamiento del circuito, e incluso, cuando se produzca cualquier fallo en los dispositivos.

De acuerdo con la norma IEC-601, el riesgo de shock eléctrico se produce cuando un operador se expone a alguna parte del circuito cuyo voltaje supere los $25 V_{RMS}$ o 60 VDC.

CARACTERISTICAS DE CALIDAD DE LOS ELEMENTOS

La tecnología de dispositivos lógicos programables (de uso común a nivel mundial) permite sustituir diseños basados en circuitos MSI TTL o CMOS o realizar nuevos diseños con circuitos integrados digitales configurables. Ellos presentan una serie de ventajas como reducción del circuito impreso, flexibilidad de diseño, etc.

En el prototipo, como es un diseño de equipo biomédico, se debe usar elementos de especificaciones y características militares. Como indican las normas de calidad ISO para equipos que tengan directamente relación diagnóstica o funcional con seres humanos.

CIRCUITOS IMPRESOS

Como se trata de un prototipo experimental. las tarjetas se desarrollaron con Tango debido a que, ya se tenía el conocimiento del manejo de este paquete

de software. Específicamente se realizó con la técnica de montaje y soldadura de los componentes convencionales de inserción (THD).

Cabe anotar, que para una ampliación del proyecto a una versión comercial, se debe reducir al máximo el tamaño; para esto se deben desarrollar los circuitos impresos con los componentes de montaje en superficie (SMD).

ELEMENTOS DISCRETOS

Todos los elementos discretos como resistencias, condensadores y bobinas, por tratarse de un equipo médico deben tener el mínimo nivel de tolerancia, a la variación de sus valores. Por consiguiente el ajuste de estos mismos debe hacerse con un equipo de laboratorio denominado RLC meter.

BIBLIOGRAFIA

[1] Magni G, Hijazi ZM, Pandian NG, Delabays A, Sugeng L, Las-kari C, Marx GR: Two and three dimensional echocardiography in patient selection and assessment of atrial septal de-fect closure by the new DAS-Angel wings device.

[2] West John B Bases Fisiológicas de la practica medica 11 edición

[3] Forero M Luz Janeth Forensis datos para la vida instituto de medicina legal Bogota Colombia 2002

[4] Treo, Ernesto F. – Camus, Juan M. – Graffigna, Juan P. – Nasisi, Oscar H. Romo, Raúl Determinación del Endocardio en Imágenes Ecocardiográficas Utilizando el Modelo de Contorno Activo

[5] Hsu TL, Yao J, De Castro S, Pandian NG: Three dimensional echocardiography. In: Atlas of cardiac imaging. Edited by: Lee RT and Braunwald E. Philadelphia: Churcing Livingsto-ne,1998.

[6] ARIET M, GEISER EA, LUPKIEWICZ SM: Evaluation of a three-dimensional recons-truction to compute left ventricle volume and mass. Am J Cardiol 1984; 54: 415-420.

[7] BELOHLAVEK M, FOLEY DA, GERBER TC: Three-and four-dimensional cardiovascular ultra-sound imaging: A new era for echocardiography. Mayo Clin Proc 1993; 68: 221-240.

[8] DEKKER DL, PIZIALI RL, DONG E JR: A system for ultrasonically imaging the human heart in three dimensions. Comput Biomed Res 1974; 7: 544-553.

[9] González R, woods R: Tratamiento digital de imágenes 1992

[10] www.matec.com/instruments.htm

[11] HEWLETT PACKARD Service training Sonos 5500

[12] PANDIAN NG, NANDA NC, SCHWARTZ SL: Three-dimensional and four-dimensional transesophageal echocardiographic imaging of the heart and aorta in humans using a computed tomographic imaging probe. Echo-cardiography 1993; 9: 677-687.

[13] www.sansant.com

[14] Pierre A grandjean Electrical stimulation of Skeletal Muscles Chapter 4

[15] www.neche.gemedev.net/openl1.asp