

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ESTETOSCOPIO BASADO EN UN PC

Alexis Meneses Arévalo

Universidad Manuela Beltrán. Facultad de Ingeniería Biomédica.
Calle 33 No. 27-62 Bucaramanga Colombia.
Teléfono: 6343440.
E-mail: alexismeneses@dalcame.com

RESUMEN

La auscultación de los *Sonidos Cardíacos* constituye uno de los procedimientos clínicos de mayor relevancia para la evaluación del estado de salud de los pacientes; sin embargo, dado el carácter subjetivo en la descripción clínica de los *Sonidos Cardíacos*, las comparaciones objetivas resultan complicadas.

El propósito del presente trabajo fue desarrollar un sistema de análisis básico de los *Sonidos Cardíacos* que permita valorar parámetros espectrales, además de facilitar la descripción en base al desplegado de imágenes y salida de audio.

El sistema, desarrollado en un PC, consta de una interfaz visual elaborada en Visual Basic 6.0 que brinda la opción de historia clínica del paciente, reproducción de los *Sonidos Cardíacos* a través de la Tarjeta de Audio y su graficación.

Además se pueden medir los tiempos de S1 S2 y Ttotal en milisegundos de un *Sonido Cardíaco* incluyendo las frecuencias de S1 (f1) y S2 (f2.) en Hertz. Se conserva la tasa promedio en general del primer ruido con una duración de 0.15 segundos y el segundo ruido con 0.12 segundos, a frecuencias de 25 a 45Hz en el primer ruido; y de 50 a 75Hz en el segundo ruido [1].

La adquisición del sonido se efectuó mediante un micrófono Capacitivo utilizando el mismo diseño de los fonocaptadores convencionales, acoplados entre sí, con puntos de calibración en la ganancia del micrófono y la etapa de preamplificación.

El conjunto de adquisición mostró una respuesta plana en frecuencia (± 5 dB) entre 10 a 200 Hz, lo cual asegura la adecuada captura en el rango de frecuencia descrito para los *Sonidos Cardíacos* (< 200 Hz). A manera de ejemplos, se presentan fonocardiogramas y valores espectrales de algunos *Sonidos Cardíacos* normales y anormales, adquiridos a tasa de muestreo de 8000 Hz, Monoónico a 16 bits, usando la tarjeta de audio del PC[2].

El límite en frecuencia máxima observado en *Sonidos Cardíacos* normales fue menor a 200 Hz. Aunque los *Sonidos Cardíacos* anormales no mostraron diferencia en parámetros espectrales generales, presentan patrones visuales con características diferentes de frémito o de rarefacción que los distinguen de los sonidos normales.

En suma, ya que el sistema desarrollado resultó una versión de análisis objetivo de los *Sonidos Cardíacos*, apegada a criterios prácticos

internacionales, se sugieren sus posibles usos en la docencia, la clínica y la investigación.

Palabras Claves_ Auscultación, Estetoscopio, Sonido Cardíaco, Tiempo S1, S2, Ttotal, f1 y f2 del Sonido Cardíaco

I. INTRODUCCIÓN.

Hace más de 186 años en el año 1819, el médico francés Rene Laennec desarrolló un estetoscopio monoaural de madera con una gran base diametral que se ponía sobre el pecho. El sonido se concentraba por una abertura más pequeña que se colocaba en un oído del médico.

En 1843, George P. Cammann (New York) desarrolló el primer estetoscopio biaural flexible del cual el sonido se podía oír simultáneamente con ambos oídos. A finales de la década de los noventa, varias compañías (3M México, Cardionics, Phillips, Welch Allyn, ADInstruments, RESQ Products Inc.) introducen un modelo electrónico.

En el Diseño y Construcción de un Estetoscopio basado en un PC se captura el *Sonido Cardíaco* convirtiéndolo de acústico a eléctrico, filtrándolo y amplificándolo en su espectro de frecuencia, para brindar la opción de convertir la señal eléctricardiaca nuevamente en acústica a través de audífonos, e introducir la señal *Eléctricardiaca* al PC a través de la tarjeta de sonido, utilizando una interfaz elaborada en *Visual Basic 6.0*, donde se almacenan datos del paciente auscultado, con la opción de reproducir y mostrar el espectro gráfico del *Sonido Cardíaco* digitalizado.

El diseño del Estetoscopio Electrónico facilita la interpretación del Sonido Cardíaco, recurso brindado por el software SonCard, donde se presenta gráficamente el *Sonido Cardíaco*, con la opción de evaluar sus tiempos y frecuencias.

La clasificación de los Sonidos Cardíacos puede ser basada en la comparación con registros de patologías típicas, que a su vez pueden ser vistos y escuchados repetidamente.

Por otra parte, el entrenamiento con pacientes virtuales puede compensar de alguna manera la falta de experiencia con pacientes reales.

Una ventaja del almacenamiento y el registro del Sonido Cardíaco es la posibilidad de evaluar la evolución auscultatoria de un paciente permitiendo su análisis comparativo en futuras consultas.

Los estándares para el funcionamiento del estetoscopio, la transmisión sonora, la eficacia y la comodidad para el portador y el paciente han evolucionado mucho desde el diseño de Rene Laennec. Escuchar los *Sonidos Cardíacos* e interpretar su significado es en verdad un arte en las manos de un profesional en el cuidado de la salud usando los estetoscopios avanzados de hoy.

II. INSTRUMENTACIÓN.

Adquisición del Sonido Cardíaco: El *Sonido Cardíaco* se capturó con un micrófono miniatura, omnidireccional, tipo electret (Knowles BT-1757) con respuesta plana (± 5 dB) en el rango de 0.1 a 7 KHz, y sensibilidad a 1KHz de -60 dB relativos a 1V/microbar, de acuerdo a las características descritas por el fabricante. El micrófono fue fijado dentro de la cavidad cóncava de un mecanizado cilíndrico en aluminio de alta densidad de 42 mm de diámetro x 27 mm de alto, con una excursión interna donde se aloja la etapa de preamplificación y el micrófono. En la vista frontal donde está situada la membrana fonocaptora se generó un cono con una altura de 4 mm sobre su foco que crea un amplificador acústico natural. Ver Fig I.



Fig. I Fonocaptor.

En la pared de la campana se hizo una perforación con broca fina y en el orificio se colocó un fragmento de aguja de 1 cm de longitud y 32 gauges, con objeto de equilibrar las

presiones entre el medio ambiente y la cavidad de la campana al estar en contacto con la piel del sujeto.

La señal de salida del micrófono se amplificó con una ganancia constante de orden 10, por medio de un amplificador de instrumentación (INA114. BURR BROWN. ®).

El sistema completo para la captura de las señales acústicas, constituido por micrófono, campana y amplificador, mostró una respuesta plana (± 5 dB) entre 10 a 200 Hz. Se utiliza filtrado pasivo pasa-banda para adecuar la tensión de salida entregada por el micrófono capacitivo, evitando las componentes DC y la superposición de las señales en modo común; ya que esta etapa acopla directamente al preamplificador (Amplificador de Instrumentación INA114), ver Fig II [3].

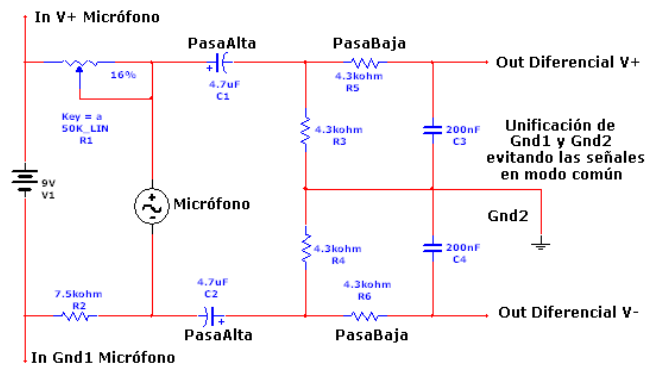


Fig. II Filtro Pasivo Pasa Banda de 10Hz a 200Hz y Atenuador de la Señal en Modo Común.

Por otro lado, para prevenir el efecto de superposición de frecuencias (aliasing) durante la digitalización, se empleó un filtro pasa-bandas analógico entre 10 a 200 Hz con caída de 60 dB/dec, ver Fig III.

La señal del *Sonido Cardíaco* se almaceno en una *Computadora Personal*. La digitalización se hizo a través de La tarjeta de sonido *Philips Sound Agent 2*. El programa de adquisición se diseñó en lenguaje *Visual Basic 6.0*, con selección de la frecuencia de muestreo desde 8,000 a 192,000 Hz, y la duración del registro hasta 5 segundos [2].

La campana del estetoscopio sobre las áreas de registro (focos de auscultación), se sostuvo manualmente, procurando la menor movilidad posible para evitar ruidos extraños, los cuales eran detectados mediante audífonos conectados a la salida del amplificador. De esta forma, el investigador pudo seleccionar aquellos sonidos que a su parecer carecían de artefactos de origen desconocido o que interfirieran con el procesamiento de la señal de interés.

PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

Una vez digitalizada la señal del *Sonido Cardíaco*, se manipula para su procesamiento, de acuerdo a las

posibilidades manifestadas en el diagrama a bloques que se muestra en la Fig III. El programa completo para análisis de las señales, llamado SONCARD, fue manejado en ambiente Windows. El análisis que se hizo del *Sonido Cardíaco* siguió varios caminos alternativos de procesamiento. La versión actual de SONCARD utilizó cuatro módulos FFT, Reproducción de sonido por secciones, control de volumen por hardware y graficación de espectro y señal cardíaca; para el procesamiento del *Sonido Cardíaco* ayudando en las condiciones de los estimadores espectrales, en los parámetros espectrales a cuantificar y en la forma de presentación de los resultados del análisis [4].

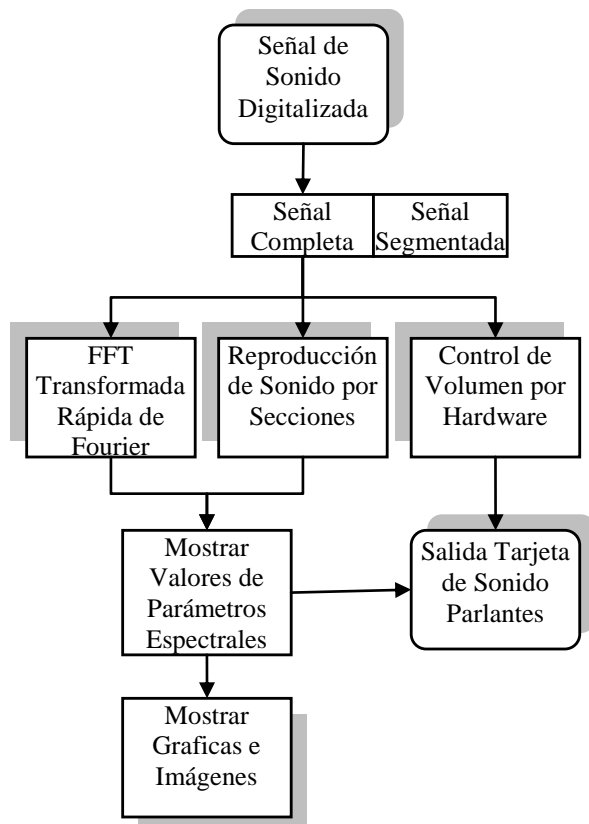


Fig. III Esquema de las funciones de procesamiento que realiza el sistema de análisis de los *Sonidos Cardíacos*.

Después de que los datos digitalizados son cargados, las señales se despliegan en función del tiempo, La estimación espectral por FFT utilizó ventanas de 1024 puntos tipo Hanning [5].

Todas las señales del *Sonido Cardíaco* que se analizaron fueron graficadas como relaciones tiempo-amplitud, o tiempo-frecuencia. En particular las gráficas tiempo-amplitud se procesaron a través de un sistema multimedia para la generación de sonido, de tal forma que simultáneamente se contó con gráficas en el tiempo, estimación espectral, y sonido; es decir, de manera conjunta el sistema de procesamiento proporcionó los resultados cuantitativos del análisis, las imágenes de dicho procesamiento y el sonido para facilitar la interpretación visual y acústica de los registros del *Sonido Cardíaco*.

Además del graficado lineal de las estimaciones espectrales, en las cuales es posible valorar algunos índices que han sido sugeridos como parámetros útiles en la identificación de anomalías valvulares.

Entre estos índices se tiene a la pendiente de caída de la frecuencia, el punto de deflexión, de las formas de ondas y los guarismos de los tiempos S1, S2 y su significancia estadística.

RESULTADOS

A manera de ejemplos prácticos que muestran el funcionamiento de SONCARD, se presentan los resultados numéricos y las imágenes obtenidas en sujetos normales.

I. Fonocardiograma e imágenes espectrales de sonidos cardíacos normales.

Las características acústicas generales de los sonidos cardíacos normales dependen en gran medida de la zona donde se auscultan. Desde este punto de vista, y de manera simple, se han determinado al menos dos tipos básicos de sonidos cardíacos, aquellos que se escuchan en determinados puntos del tórax, llamados focos de auscultación; el foco mitral, sobre la región del latido de la punta (y en el que se tiene en cuenta principalmente la actividad del ventrículo izquierdo); el foco pulmonar, en el segundo espacio intercostal izquierdo, en las proximidades del esternón (en el que se advierte la actividad de la válvula pulmonar y en parte la de la aórtica); y el foco aórtico, en el extremo esternal del segundo espacio intercostal derecho (en el que se advierte la actividad aórtica) [1].

A estos focos se une habitualmente la auscultación sobre el *centrum cordis* (en el extremo esternal del cuarto y tercer espacio intercostal izquierdo); existen además otros puntos de auscultación externos a la superficie de proyección cardíaca, que pueden estar en todas las regiones del tórax [1].

Se auscultaron 50 pacientes con corazones normales cuyas edades oscilan entre 2 a 67 años, utilizando el “Estetoscopio Electrónico”, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. El procedimiento a realizar fue de la siguiente manera:

Utilizando la interfaz del Software SonCard. Para el análisis de los datos, son relevantes los campos edad y sexo. Se hicieron tres tomas de sonido por paciente Sonido 1 (Hemisferio Izquierdo), Sonido 2 (Hemisferio Derecho) y Sonido 3 (Ápice del Corazón), cada una con una duración de 5 segundos, recomendándole al paciente absoluto silencio y reposo.

Un registro típico de fonocardiografía a nivel de hemisferio izquierdo del corazón se muestra en la Fig IV. De los Sonidos Cardíacos digitalizados y almacenados en la base de datos del Software SonCard, se midieron los tiempos

correspondientes a S1 (Primer Ruido Cardíaco), S2 (Segundo Ruido Cardíaco) y Stotal (Duración de un Sonido Cardíaco). Al igual que cada una de sus frecuencias respectivamente; como se muestra en la Fig IV. Utilizando los botones deslizantes se midieron los tiempos de S1, S2 y Stotal, cuyo

valor se toma de la caja de texto llamada “Tiempo de Zoom” (Ver Fig IV); realizando el mismo procedimiento para evaluar las frecuencias ubicadas en el cuadro llamado “Espectro de Frecuencias” (Ver Fig IV).

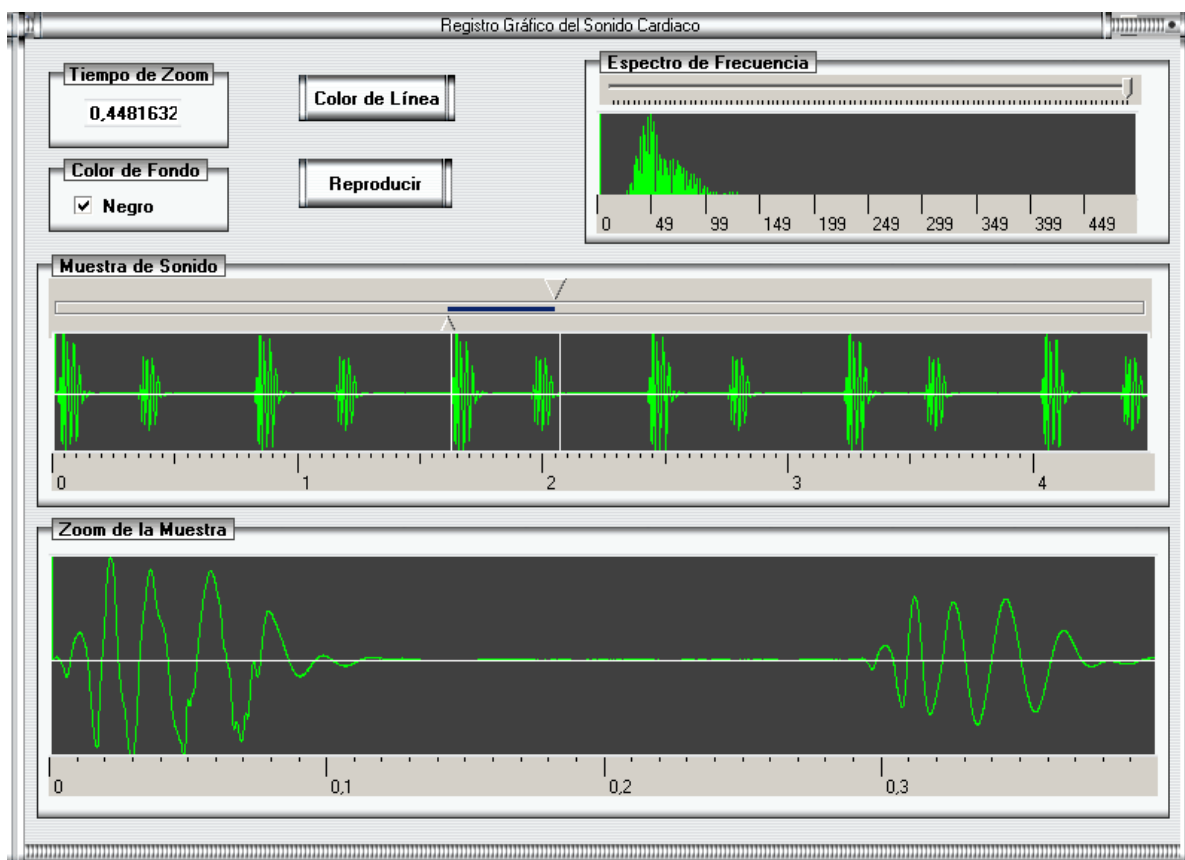


Fig. IV Registro Grafico del Sonido Cardíaco y su Reproducción

Para el análisis de los datos, de las auscultaciones cardíacas registradas a cada uno de los pacientes, llamadas Sonido 1 y Sonido 2, se tuvieron en cuenta las siguientes variables: sexo, edad, tiempo y frecuencia. En la variable tiempo se registraron por separado los tiempos: tiempo S1 (Primer Ruido del Sonido Cardíaco), tiempo S2 (Segundo Ruido del Sonido Cardíaco), tiempo Total (Tiempo del Sonido Cardíaco, es decir, S1+ S2 + intervalo de tiempo entre S1 y S2). Los datos se tabularon usando la Hoja de Cálculo de Excel, en la cual, se diseñó un formato de recolección general, como se muestra en la Tabla II.

Las unidades de las variables utilizadas son: años para edad, tiempo en segundos para S1, S2 y Stotal y Hertz para las frecuencias f1 y f2, del Sonido 1, y Sonido 2, respectivamente. Gracias a la colaboración del licenciado Edwin Dugarte Peña, se tomaron medidas estadísticas correlacionado las variables que forman parte del objeto de estudio de la investigación, usando como guía el libro llamado “Bioestadística” [6].

Al evaluar los datos arrojados por la población total contemplados en las Tablas I, III, de los Sonidos 1, Sonido 2,

respectivamente, se advierte una tendencia central en lo que respecta a los tiempos de S1, S2 y Ttotal, al observar la similitud de los valores de la moda, mediana y media aritmética. La frecuencia (f1 y f2) muestra una ligera dispersión debido a que está sujeta a otras variables como densidad sanguínea, estado anímico, ingesta de drogas, por citar algunas. Esta medida de tendencia central se corrobora con los valores de la desviación estándar [6].

	Sonido 1					
	Edad	S1	f1	S2	f2	Ttotal
Media Aritmética	25,42	0,16	31,12	0,15	54,14	0,50
Mediana	19,50	0,15	31,00	0,15	52,00	0,47
Moda	41,00	0,15	28,00	0,15	42,00	0,40
Varianza	270,49	0,001	62,43	0,002	162,53	0,02
Desviación Estándar	16,45	0,04	7,90	0,04	12,75	0,13
Coefficiente de Variación	0,65	0,25	0,25	0,29	0,24	0,25

Tabla I Análisis muestral de los datos obtenidos del Sonido 1

Número	Edad	Sexo	Sonido 1				Sonido 2					
			S1	f1	S2	f2	Ttotal	S1	f1	S2	f2	Ttotal
1	41	Femenino	0,15	20	0,1	42	0,8	0,15	18	0,2	38	0,8
2	18	Masculino	0,15	29	0,15	38	0,95	0,2	26	0,2	38	0,85
3	45	Masculino	0,2	28	0,15	39	0,4	0,2	31	0,25	42	0,5
4	16	Masculino	0,2	27	0,2	35	0,65	0,2	32	0,2	39	0,8
5	41	Femenino	0,15	33	0,25	42	0,7	0,2	25	0,2	40	0,7

Tabla II Formato general para la recolección de datos de los Sonidos Cardiacos.

	Edad	Sonido 2				Ttotal
		S1	f1	S2	f2	
Media Aritmética	57,53	0,15	32,12	0,14	62,99	0,46
Mediana	54,57	0,15	31,00	0,15	55,50	0,45
Moda	52,00	0,15	31,00	0,15	53,00	0,45
Varianza	434,72	0,002	82,12	0,002	1072,78	0,02
Desviación Estándar	22,26	0,05	10,11	0,05	33,67	0,14
Coefficiente de Variación	0,39	0,35	0,31	0,33	0,53	0,31

Tabla III Análisis muestral de los datos obtenidos del Sonido 2

La condición de bomba dual ofrece bifuncionalidad al corazón, una en el hemisferio izquierdo y otra en el hemisferio derecho contempladas en el ciclo cardiaco que muestra diferencias significativas en lo que respecta a presiones, esto motiva a evaluar por separado cada hemisferio del corazón, pudiéndose analizar el comportamiento de las válvulas tricúspide y pulmonar en el hemisferio derecho y las válvulas mitral y aórtica en el hemisferio izquierdo, para lo cual se analizan los tiempos S1, S2 y Ttotal del Sonido 1 (Hemisferio izquierdo del Corazón) y Sonido 2 (Hemisferio derecho del Corazón) correlacionándolos según el sexo y la edad. La edad se categorizó en tres estadios, como se observa en la Tabla IV.

Categoría	Intervalo de edad
Niños	Menores de 13 años
Adolescentes	De 13 a 18 Años
Adultos	De 18 años en adelante

Tabla IV Categorización de la población según la edad.

Distribución de Frecuencias en la población total (niños, adolescentes y adultos). Corresponde con un método que permite la clasificación, orden y representación de los datos recabados de los Sonidos Cardiacos respectos a S1, S2, Total, f1 y f2, de tal manera que para cada variable será posible establecer su repetición, frecuencia o porcentaje observado. La representación de esta distribución de frecuencias se observa en las figuras de frecuencias con la finalidad de mostrar información en forma tal que genere una visión de conjunto de los Sonidos Cardiacos, aclarando el texto del informe o complementándolo

Distribución de Frecuencias de los Sonidos Cardiacos del hemisferio izquierdo del corazón. En las Fig V, VI, VII, VIII y IX se presentan la distribución de frecuencias de los tiempos S1, S2, Ttotal y las frecuencias de S1 (f1) y S2 (f2) de los Sonidos Cardiacos del Hemisferio Izquierdo del corazón.

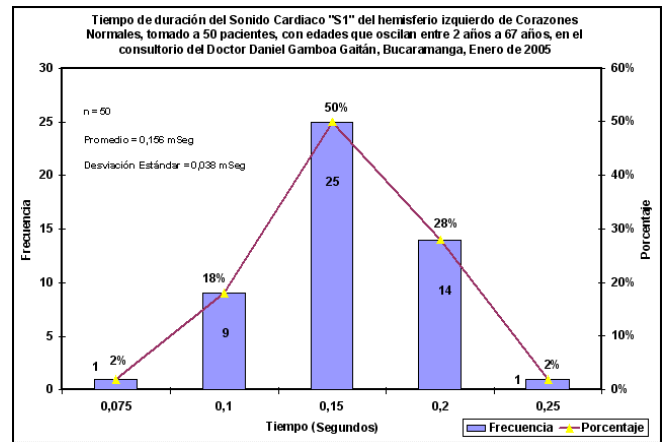


Fig. V Distribución de frecuencias del tiempo S1 del Sonido Cardíaco del hemisferio izquierdo de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

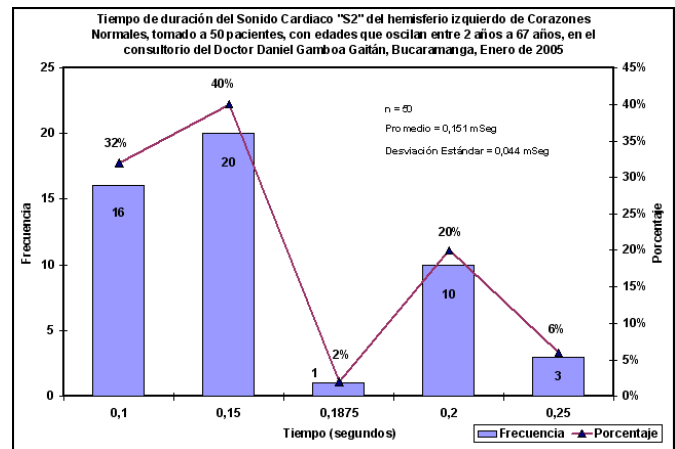


Fig. VI Distribución de frecuencias del tiempo S2 del Sonido Cardíaco del hemisferio izquierdo de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

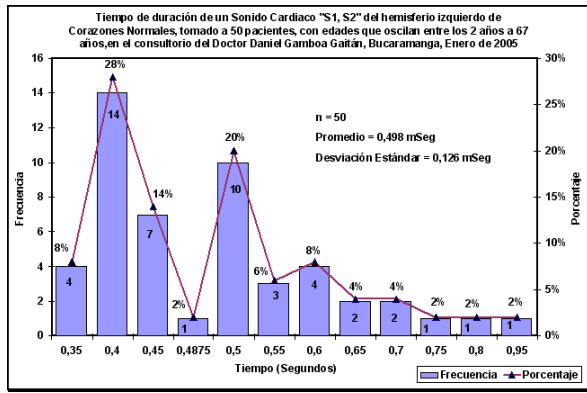


Fig. VII Distribución de frecuencias del tiempo Ttotal del Sonido Cardiaco del hemisferio izquierdo de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

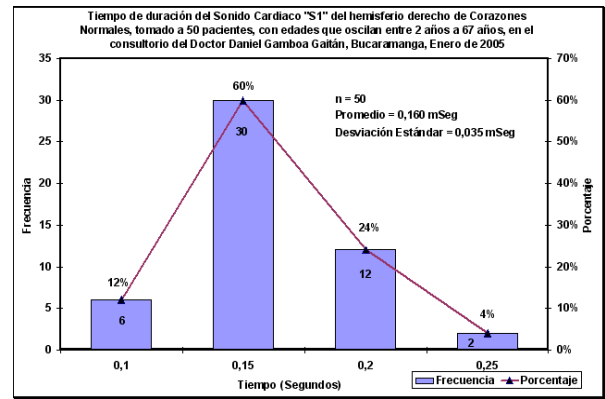


Fig. X Distribución de frecuencias del tiempo S2 del Sonido Cardiaco del hemisferio derecho de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

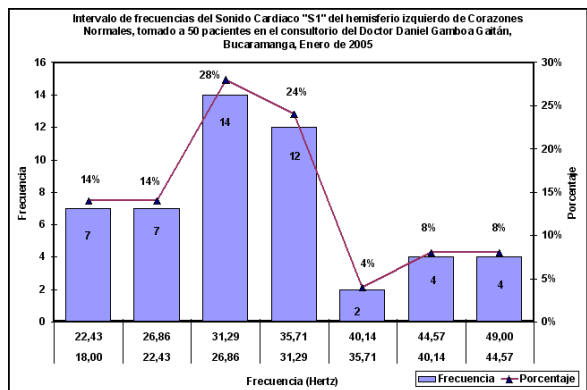


Fig. VIII Distribución de frecuencias del intervalo de frecuencias de S1 del Sonido Cardiaco del hemisferio izquierdo de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

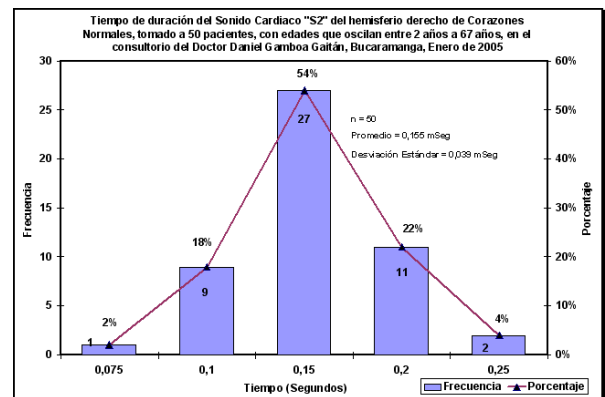


Fig. XI Distribución de frecuencias del tiempo S2 del Sonido Cardiaco del hemisferio derecho de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

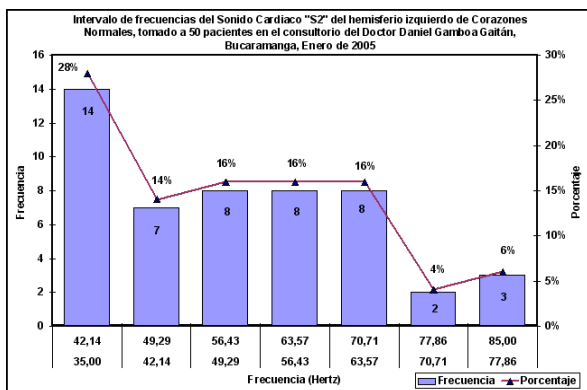


Fig. IX Distribución de frecuencias del intervalo de frecuencias de S2 del Sonido Cardiaco del hemisferio izquierdo de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

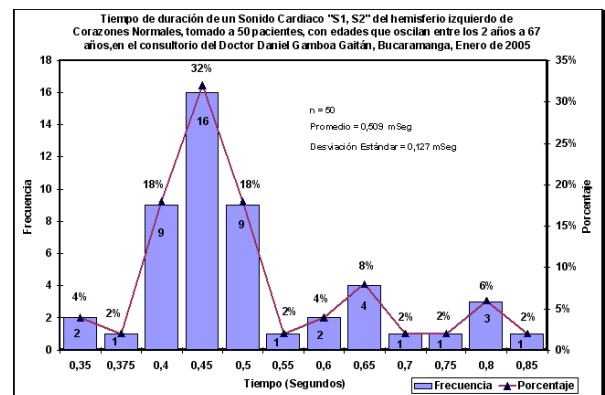


Fig. XII Distribución de frecuencias del tiempo Ttotal del Sonido Cardiaco del hemisferio derecho de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

Distribución de Frecuencias de los Sonidos Cardiacos del hemisferio derecho del corazón. En las Fig X, XI, XII, XIII y XIV se presentan la distribución de frecuencias de los tiempos S1, S2, Ttotal y las frecuencias de S1 (f1) y S2 (f2) de los Sonidos Cardiacos del Hemisferio Izquierdo del corazón.

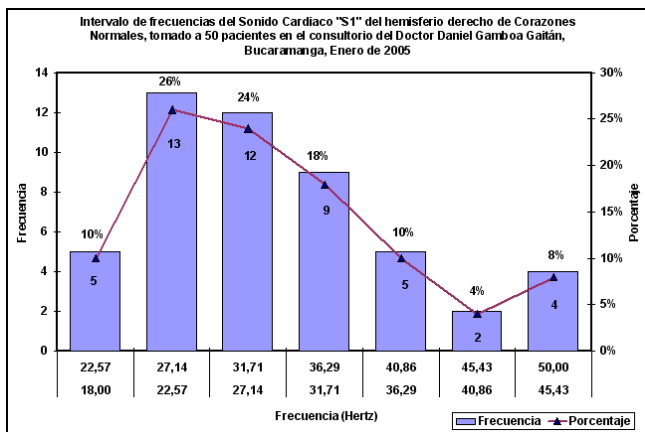


Fig. XIII Distribución de frecuencias del intervalo de frecuencias de S1 del Sonido Cardíaco del hemisferio derecho de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

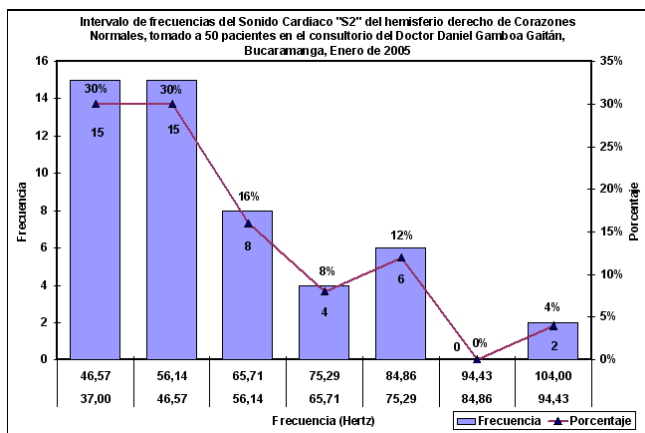


Fig. XIV Distribución de frecuencias del intervalo de frecuencias de S2 del Sonido Cardíaco del hemisferio derecho de corazones normales, tomados a 50 pacientes con edades entre 2 a 67 años, en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán. Bucaramanga Enero de 2005.

DISCUSIÓN

En el presente trabajo se describe un programa, desarrollado en una computadora personal, útil para efectuar el análisis de los *Sonidos Cardíacos*, con fines de aplicación en la docencia, la clínica, y la investigación.

El programa se basa en el procesamiento de la señal de fonocardiografía para obtener la estimación espectral mediante el uso de procedimientos paramétricos y no-paramétricos incluidos en los módulos FFT y graficación de espectro y señal cardíaca del software SONCARD®.

El uso del sistema como herramienta de entrenamiento, para estudiantes de medicina o áreas afines, resulta atractivo por la combinación de diferentes formas de representación por computadora que anteriormente ha mostrado eficacia en la docencia, al mejorar la habilidad de estudiantes de medicina para reconocer y clasificar registros de *Sonidos Cardíacos*.

El sistema desarrollado en nuestro laboratorio incluye la reproducción acústica y las representaciones gráficas y numéricas a ser utilizadas como herramientas de entrenamiento complementarias de la capacitación clínica tradicional. La posibilidad de adquirir señales directas de un paciente y de analizarlas al instante, o de guardar la información en una base de datos con *Sonidos Cardíacos* característicos y de reproducirlos acústicamente, cuantas veces sea necesario, puede redundar en un mejor aprendizaje.

Quizá, un problema asociado a esta forma de presentación de los *Sonidos Cardíacos* sea la ausencia de expertos en la interpretación de las imágenes espectrográficas y el costo por la individualización de una computadora por estudiante. Sin embargo, aún para residentes con mayor experiencia en la auscultación, la asociación de imágenes facilita significativamente la interpretación, incluso en exposiciones masivas donde varios estudiantes observan las demostraciones en una sola computadora. En consecuencia, los sistemas multimedia en medicina se han convertido en instrumentos de auto enseñanza o de enseñanza colectiva que en breve tiempo capacitan al usuario para transmitir a su vez el conocimiento a estudiantes con menor habilidad clínica.

En el campo de la medicina, y como complemento al uso de los sentidos orgánicos con fines de auscultación clínica, el desarrollo de procedimientos tecnológicos que tengan la mayor objetividad posible ha sido uno de las principales metas para disminuir los posibles errores por la heterogeneidad en la capacidad auditiva de cada médico.

Además de la objetividad, el empleo de tecnología facilita el almacenamiento de información, de tal manera que los registros permanentes permiten revisar confiablemente datos previos o hacer un seguimiento de la evolución en el estado de salud de un paciente. El sistema de análisis de ruidos cardíacos presentado en el actual trabajo extiende y auxilia las posibilidades de exploración clínica al proporcionar imágenes y datos cuantitativos sobre las características acústicas de los sonidos generados durante el ciclo cardíaco de un sujeto. La sencilla gráfica amplitud-tiempo proporciona patrones visuales que ayudan a distinguir acústicamente las fases de la sístole, diástole y otros eventos agregados. El análisis en el dominio de la frecuencia da más información detallada sobre aspectos imposibles de valorar por la simple auscultación con el estetoscopio; p.ej. duración del evento de interés, definición de la o las bandas de frecuencia, tiempo de presentación del evento, modificaciones temporales, medición de parámetros espectrales y valoración de componentes de frecuencias no audibles.

La utilidad de la información recabada por los sistemas de análisis, parte de la premisa de que los *Sonidos Cardíacos* tienen alguna correlación fisiológica. A pesar de la validez de tal premisa, el desarrollo de sistemas de análisis de los *Sonidos Cardíacos* ha sido muy poco difundido, en gran parte debido a dificultades en lograr consensos de

estandarización en el procedimiento completo de análisis y procesamiento, lo cual implica problemas tecnológicos no resueltos que van desde la selección del tipo y número de micrófonos, tipo de acoplamiento sensor-piel, forma de calibración, características de la digitalización, uso de filtrado, parámetros espectrales a medir, hasta los algoritmos de estimación espectral a utilizar.

Teóricamente, cualquier micrófono que posea como mínimo una respuesta plana a frecuencias entre los 20 a los 500 Hz puede ser útil en el estudio de los *Sonidos Cardiacos*. Sin embargo, la respuesta in vivo se ve alterada por la forma de acoplamiento del sensor a la piel del sujeto. Existe cada vez una mayor tendencia hacia el empleo de micrófonos de contacto, debido a sus ventajas de mejor respuesta a altas frecuencias, pero con este tipo de micrófonos son frecuentes los artefactos por movimientos de los cables.

Los micrófonos con interfase de aire poseen características adecuadas de respuesta en frecuencia cuando la captura del sonido se hace directa en el medio ambiente; sin embargo, su aplicación al paciente requiere que el micrófono sea montado en el interior de una campana, con lo cual se crea una cámara de resonancia que modifica la respuesta global del sistema de captura, de acuerdo al volumen de la cavidad, la forma de ésta, el área de contacto con la piel, el tipo de material con que se construyó y la presencia de un mecanismo para balancear las presiones.

Nuestro sistema de captura consistió en un micrófono miniatura electret, fijado en el centro de una campana con cavidad cóncava y con acoplamiento al paciente con interfase de aire. La evaluación completa del sistema, incluyendo la amplificación, proporcionó características adecuadas de respuesta en frecuencia para el estudio de los *Sonidos Cardiacos*, no obstante que el área de contacto fue de 42 mm y el volumen interior de 3.9 ml. Es posible que la forma cóncava de la cavidad, con reflexión hacia el centro de la misma, y la cercanía del micrófono con la piel del sujeto (< 2 mm) hayan contribuido a una buena respuesta espectral.

La forma de calibración de los sistemas de captura continúa siendo un problema que repercute en la comparabilidad de resultados entre los grupos de investigación. Evidentemente, la calibración de micrófonos de contacto requiere de montajes diferentes a la calibración de micrófonos con interfase de aire.

Los primeros responden directamente a las vibraciones de la fuente emisora, en tanto que los segundos lo hacen indirectamente por la transmisión aérea y previa intermediación de la piel. Es decir, la calibración in vitro de sistemas con acoplamiento de aire debe hacerse a través de una fuente emisora y una membrana que simule la piel para cerrar herméticamente la cavidad de la campana.

La calibración de nuestro sistema de captura se hizo en una pequeña cabina anecoica que cuenta con emisor estándar en

frecuencia y amplitud; sin embargo, el sonido por vía aérea llega al micrófono sin intermediación de membrana alguna.

Cuando la calibración se hizo colocando un diafragma plástico en la campana se observó resonancia entre 100 y 200 Hz, además de que la caída en frecuencia estuvo por debajo de los 500 Hz. Ya que el diafragma de plástico y la piel poseen características físicas diferentes, consideramos que el diafragma constituye una simulación inadecuada con fines de calibración. De hecho, los espectros de frecuencia obtenidos en vivo, durante el ciclo cardiaco, no mostraron el equivalente de resonancias a 100-200 Hz. Evidentemente la construcción de sistemas de calibración en condiciones reales es una necesidad en espera de solución.

Ya que se acepta que el espectro del *Sonido Cardiacos* se encuentra por debajo de los 200 Hz, la mayor parte de autores propone digitalizar a una frecuencia de muestreo mínima de 8.0 KHz. En realidad este es un valor tentativo, pues la frecuencia de muestreo dependerá más del interés del investigador por las bandas espectrales a analizar o de la resolución en tiempo y frecuencia que se desee. Por ejemplo, el mayor contenido espectral de los sonidos normales se ubica por debajo de los 500 Hz, por lo que la digitalización a 8,000 Hz parecería suficiente. Sin embargo, ya que en particular la duración en las inflexiones iniciales de S2 puede ser menor a 12 ms, la frecuencia de muestreo a 8,000 Hz solo daría una resolución de 0.015 ms por punto digitalizado o aproximadamente 3 puntos por la inflexión completa. En consecuencia, cuando se pretende adquirir sonidos con posibles frémits rarefacciones es preferible muestrear a frecuencias de 8,000 Hz, para tener una mejor resolución. En nuestro ejemplo de la figura IV se presentaron los datos de frémits y rarefacciones en registros de *Sonidos Cardiacos* muestreados a 8,000 Hz, pero las posibilidades de la tarjeta de adquisición empleada (*Philips Sound Agent 2*) pueden ser hasta de 192,000 datos por segundo por canal, con una resolución en amplitud de 16 bits para 5 volts.

La decisión a tomar en cuenta se basa en lo siguiente: primero, existe mayor accesibilidad a computadoras personales que a estaciones de trabajo; segundo, los espectros de frecuencia del presente estudio indican que los ruidos de interferencia pueden rebasar los 150 Hz, de tal manera que el filtrado pasabanda (10 a 200 Hz) digital o analógico no asegura una adecuada reducción de dichas interferencias; tercero, en relación a la longitud de las ventanas, se han elegido 1024 puntos pues subjetivamente se vio que dan una mejor imagen que con longitudes mayores o menores, además de que se cubre el rango de duración de eventos cortos como los sonidos S1 y S2; cuarto, ya que se ha recomendado emplear al menos una frecuencia de muestreo de 8,000 Hz, creemos que esta frecuencia es adecuada para el análisis de sonidos respiratorios en sujetos normales, pero si se esperan ruidos adventicios, se considera ventajoso digitalizar al menos a 11,000 Hz. Por último, el sistema debería ser automático para permitir una mayor interacción del usuario con el sistema y para seleccionar la zona de

puntos a analizar, especialmente en las gráficas y en la medición de sonidos individuales; una vez elegida la zona, el programa busca de manera automática el mejor ajuste de la recta en la pendiente de las gráficas o de la recta que fijará el cero de referencia para medir inicio y terminación del sonido adventicio.

La respuesta acústica sigue siendo un factor clave y preponderante en la captura del Sonido Cardíaco; aún cuando el micrófono es omnidireccional la intensidad del sonido es muy pequeña y la estructura anatómica anecoica del tórax genera interferencias restando los frentes de ondas, los cuales se anulan unos con otros. Por este motivo prevalece la técnica auscultatoria con focos ya preestablecidos lográndose una mejor recepción del *Sonido Cardíaco*.

Disponer de unos buenos audífonos ayudará en la localización de los frentes de ondas formantes del Sonido Cardíaco, debido a que el espectro de frecuencia se encuentra en un tope de los rangos audibles (20 Hz – 200 Hz), ya que algunos audífonos tienen rangos de 30 Hz en adelante, perdiéndose la fidelidad del sonido e incluso puede malograr la etapa de amplificación del circuito.

El acople de impedancias entre el Estetoscopio Electrónico y la Tarjeta de Sonido es significativo en la digitalización del Sonido Cardíaco, siendo esta medida inversamente proporcional a la señal. Si la impedancia de entrada es pequeña la señal se magnifica aumentando el ruido como sucede con las tarjetas de sonidos genéricos; a diferencia de la Philips Sound Agent 2, con la cual se realizaron pruebas.

La opción de grabar, almacenar, reproducir y visualizar el Sonido Cardíaco, en sus componentes de frecuencia, de una auscultación se puede emplear como un entrenador auscultatorio y compensar de alguna manera la falta de experiencia con pacientes reales.

El Estetoscopio Electrónico homologa con los estándares de los tiempos y frecuencias del Sonido Cardíaco, teniendo el primer ruido una duración de 0.15 segundos y una frecuencia de 25 a 45Hz; y el segundo ruido dura cerca de 0.12 segundos, con una frecuencia de 50 a 75Hz. Hecho que se corrobora con el estadígrafo realizado a los Sonidos Cardíacos de 50 pacientes auscultados en el consultorio del Dr. Daniel Gamboa Gaitán

El proceso investigativo del Diseño y Construcción de un Estetoscopio basado en un PC queda abierto a la continuidad y profundización del comportamiento acústico y eléctrico del corazón, creando expectativas viables a saber:

Es importante que el sistema sea retroalimentado, pudiéndose hacer ajustes en las bandas de frecuencia del Sonido Cardíaco en tiempo real, situación que se podría implementar utilizando un microcontrolador que evalúe las frecuencias recepcionadas ajustando el filtrado análogo usando para ello potenciómetros digitales, al igual que un filtrado digital y

conversión análoga digital para subsanar el acople de impedancias de las Tarjetas de Sonido. Mostrando en LCD las pulsaciones por minuto del corazón.

Aprovechando el hecho de que las Tarjetas de Sonido tienen un canal estéreo, se podría recepcionar el comportamiento acústico y eléctrico del corazón, utilizando un canal para cada una de las señales, lográndose un sincronismo que facilitará su comparación en los tiempos y frecuencias suscitadas en los eventos cardiacos anteriormente mencionados. En suma, el sistema presentado consiste en una versión concordante con los criterios vigentes de recomendaciones sobre procedimientos y técnicas de procesamiento a usar en el análisis de los *Sonidos Cardíacos*. Esta versión constituye una propuesta de análisis básico, objetivo, de gran versatilidad e implementación sencilla en una computadora personal que cuente con el software SONCARD®, con posibles aplicaciones inmediatas a la docencia, la clínica y la investigación sobre los *Sonidos Cardíacos*.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos en todo lo que vale la colaboración de las personas que permitieron se les registrara los *Sonidos Cardíacos*. También estamos en deuda con el Ing. Juan Carlos Díaz Díaz y el Dr. Daniel Gamboa Gaitán, de la Fundación Cardiovascular de Colombia. Quien realizó la evaluación del sistema de captura (sensor, campana) utilizado en el estudio y el software SONCARD.

REFERENCIAS

- [1] GANONG, William. Fisiología médica. México: Editorial Manual Moderno, 2000. 944p.
- [2] PETER M. Ridge. Guía Oficial de Sound Blaster. Madrid. Editorial Osborne/Mcgraw-Hill, 1994. 575p.
- [3] COUGHLIN, Robert F. Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales. México. Editorial Prentice Hall Hispanoamericana, 1993. 538p
- [4] PROAKIS, John G. Tratamiento digital de señales. Madrid. Editorial Prentice-Hall, 1998. 1134p.
- [5] TERRY, Peters. The fourier transform in biomedical engineering. New York. Editorial Birkhäuser, J1998. 199p.
- [6] DUGARTE PEÑA, Edwin. Bioestadística. Bucaramanga, 2001. 467p.