

**PATRONES DE CORRELACIÓN ESTADÍSTICA ENTRE SEÑALES
ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y FONOCARDIOGRÁFICAS**

JOSÉ LUIS RODRÍGUEZ SOTELO

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA
SEDE MANIZALES
FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
MANIZALES
2002**

**PATRONES DE CORRELACIÓN ESTADÍSTICA ENTRE SEÑALES
ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y FONOCARDIOGRÁFICAS**

JOSÉ LUIS RODRÍGUEZ SOTELO

**Trabajo de grado para optar el título de:
Ingeniero Electrónico**

Director:

ING. JULIO CESAR GARCÍA ALVAREZ M.Sc.

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA
SEDE MANIZALES
FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
MANIZALES
2002**

NOTAS DE ACEPTACIÓN

Primer Jurado

Fecha _____ Jurado _____

Segundo Jurado

Fecha _____ Jurado _____

*A Dios por iluminarme en todo momento,
A mi madre: Luz María, a mi
padre: Carlos, a mis hermanas:
Luz Dary y Clarita, a mi familia
por su incondicional apoyo
y por creer en mí.
Para Adriana por estar siempre
a mi lado y por todo su amor.*

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa su agradecimiento a:

Julio César García A., Ingeniero Electrónico, con maestría en comunicaciones quién propuso, dirigió y respaldó este proyecto.

A la facultad de Medicina de la Universidad de Manizales, especialmente al Doctor Oscar Castaño, médico cardiólogo, decano de la Facultad de Medicina; al Doctor Oscar Ramírez; al Doctor José Fernando Aristizábal, y a la estudiante de medicina María Isabel Narváez por su colaboración y sus conocimientos.

A todos mis amigos y compañeros quienes me colaboraron en la toma de los exámenes ECG y PCG.

Al profesor PhD. Germán Castellanos, y a los integrantes del grupo de Procesamiento Digital de señales de la Universidad Nacional por permitir la continuación de este proyecto.

A todas las personas que de una u otra forma hicieron posible que este proyecto pudiese ser llevado a cabo.

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	1
OBJETIVOS	2
1. ESTADO DEL ARTE EN ELECTROCARDIOGRAFÍA Y FONOCARDIOGRAFIA	3
1.1 EL CICLO CARDÍACO	3
1.1.1 Sistema Excito – Conductor Cardíaco	3
1.1.2 Electrocardiografía	7
1.1.3 Actividad acústica del corazón y fonocardiografía	8
1.1.4 Características en frecuencia de los sonidos en el ciclo cardíaco normales	10
1.1.5 Cardiografía Síncrona	11
2. ANÁLISIS DE SEÑALES SCG	16
2.1 ADQUISICIÓN Y REGISTRO DE SEÑALES SCG	16
2.2 SEGMENTACIÓN	18
2.2.1 Segmentación ECG	19
2.2.2 Segmentación PCG	25
2.3 ANÁLISIS Y ESTADÍSTICAS DE LAS CARACTERÍSTICAS DE ECG	32
2.4 CORRELACIÓN	32
3. RESULTADOS Y CONCLUSIONES	36

3.1	DESEMPEÑO DE ALGORITMOS ECG Y PCG	36
3.1.1	Algoritmo ECG	36
3.1.2	Algoritmo PCG	36
3.2	CARACTERÍSTICAS SEÑALES SCG	38
3.2.1	Características Señales ECG	38
3.2.2	Características Señales PCG	39
3.3.3	Características del Correlograma	41
3.3	CONCLUSIONES	46
	BIBLIOGRAFÍA	48
	GLOSARIO	52

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A.	EL CORAZÓN: ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA	54
ANEXO B.	ELECTROCARDIOGRAMA	58
ANEXO C.	FONOCARDIOGRAFÍA	68
ANEXO D.	WAVELETS	70
ANEXO E.	BIOPAC SYSTEM LAB	76
ANEXO F.	BASE DE DATOS	82
ANEXO G.	MATLAB	85

LISTA DE TABLAS

TABLA 1. COMPONENTES FRECUENCIALES DE LAS ONDAS ECG-PCG	17
TABLA 2. RESPUESTA EN FRECUENCIA DE LA WAVELET A ESCALA $2^1, 2^2, 2^3, 2^4, 2^5$	20
TABLA 3. PARÁMETROS PARA DIAGNÓSTICO DE ECG	25
TABLA 4. BANDA DE FRECUENCIA DE DETALLES Y APROXIMACIONES	26
TABLA 5. RESULTADOS SEGMENTACIÓN ECG.	36
TABLA 6. RESULTADOS SEGMENTACIÓN PCG.	37
TABLA 7. RESULTADOS CARACTERÍSTICAS ECG	38
TABLA 8. CARACTERÍSTICAS PCG	40
TABLA 9. ESTADÍSTICA DE LOS PICOS DE CORRELACIÓN	45

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.	VECTORES DE ACTIVACIÓN NORMAL DEL CORAZÓN (sístole eléctrica)	5
FIGURA 2.	VECTOR DE REPOLARIZACIÓN NORMAL DEL CORAZÓN (diástole eléctrica)	6
FIGURA 3.	PUNTO J.	7
FIGURA 4.	NÓDULOS Y POTENCIALES DE ACCIÓN.	7
FIGURA 5.	ORIGEN DEL FONOCARDIOGRAMA	10
FIGURA 6.	PCG, EN DIFERENTES PUNTOS DE AUSCULTACIÓN	11
FIGURA 7.	SCG TOMADO DE LA BASE DE DATOS	12
FIGURA 8.	INTERVALOS SISTÓLICOS Y DIASTÓLICOS	13
FIGURA 9.	PUNTOS PARA LA TOMA DE REGISTRO SCG	17
FIGURA 10.	WAVELET GAUSSIANA.	19
FIGURA 11.	ESCALA 2^4 DE LA TRANSFORMADA WAVELET	21
FIGURA 12.	DETECCIÓN INICIO QRS.	22
FIGURA 13.	DETECCIÓN INICIO – PICO R – FINAL COMPLEJO QRS	23
FIGURA 14.	DETECCIÓN DE LAS ONDA P Y T	24
FIGURA 15.	DIFERENTES FUENTES DE SEGMENTACIÓN	26
FIGURA 16.	COMPARACIÓN DE LOS DIFERENTES MÉTODOS DE ENVOLVENTES	27
FIGURA 17.	SELECCIÓN DE PICOS.	29
FIGURA 18.	REMOCIÓN DE PICOS EXTRA	29
FIGURA 19.	RECUPERACIÓN DE PICOS PERDIDOS	30
FIGURA 20.	IDENTIFICACIÓN DE S1 Y S2	31
FIGURA 21.	SEGMENTOS A CORRELACIONAR EN LA EVOLUCIÓN DEL CICLO CARDIACO	34

FIGURA 22.	INTERFAZ DE LA APLICACIÓN DESARROLLADA PARA EL ANÁLISIS DE LA CORRELACIÓN	35
FIGURA 23.	REGISTROS BIEN SEGMENTADOS POR LA FUENTE DE SEGMENTACIÓN	37
FIGURA 24.	CANTIDAD DE REGISTROS QUE UTILIZA CADA FUENTE	37
FIGURA 25.	CORRELACIÓN NULA ENTRE ONDA P (ECG) Y SEGMENTO PCG	42
FIGURA 26	PICOS PREDOMINANTES EN QRS Y S1	43

INTRODUCCIÓN

De acuerdo a trabajos realizados en el área de electrocardiografía [3] se han realizado diversos avances en el área de segmentación para diagnóstico de enfermedades cardíacas, fisiología y funcionamiento normal del corazón, etc.

Esto conlleva a explorar e impulsar nuevos métodos para realizar segmentación y extracción de parámetros aplicados a señales biomédicas para su posterior análisis.

Este trabajo es la continuación y finalización de la primera etapa del proyecto de reconocimiento y caracterización de la actividad cardíaca, el cual comenzó con el trabajo de Maestría del profesor Julio César García Álvarez [8], y cuyo alcance nos lleva a determinar los eventos cardíacos que presenten un valor de correlación alto. Esto nos dará luces a comprender si las señales ECG y PCG pueden expresarse como una señal conjunta, donde los eventos son dependientes entre sí.

Este trabajo se divide en tres secciones principales, empezando por el *Estado del arte*, donde se describe un resumen detallado del funcionamiento de la actividad cardíaca. La segunda parte trata de la implementación de nuevas herramientas y algoritmos utilizados en la segmentación de señales ECG y PCG, así como el planteamiento del tipo de análisis de correlación que se llevará a cabo. Finalmente, en la tercera parte, se exponen los resultados y conclusiones de la investigación

OBJETIVOS

GENERAL:

- Determinar los patrones de correlación que puedan existir entre las señales Electrocardiográficas y Fonocardiográficas.

ESPECIFICOS:

- Implementar herramientas y algoritmos que permitan identificar las relaciones entre las señales Electrocardiográficas y Fonocardiográficas en el tiempo.
- Implementar herramientas y algoritmos que permitan identificar las relaciones entre las señales Electrocardiográficas y Fonocardiográficas en la frecuencia.

1. ESTADO DEL ARTE EN ELECTROCARDIOGRAFÍA Y FONOCARDIOGRAFÍA

1.1 EL CICLO CARDÍACO

El ciclo cardíaco consta de un período de relajación denominado *diástole*, durante el cual el corazón se llena de sangre, seguido de un período de contracción llamado *sístole*, cuando el corazón expulsa la sangre hacia la periferia [11].

1.1.1 Sistema Excito – Conductor Cardíaco [5]

Vectores de Activación Normal del Corazón, Sístole Eléctrica. El sistema excito-conductor es ejercido por el nódulo sinusal, a la altura de la aurícula derecha y está encargado de regular las contracciones cardíacas, de una manera rítmica y regular. El estímulo allí originado se conduce como se fuese un dipolo por la aurícula derecha a través del tracto internodal posterior, el tabique interauricular, por medio del tracto internodal intermedio y la aurícula izquierda a través del tracto internodal anterior, que son haces de conducción a nivel auricular, orientándose hacia la cabeza del marcapaso secundario, que es el nódulo auriculo-ventricular originando de esta forma una fuerza vectorial de despolarización auricular que iniciada en el nódulo sinusal finaliza en el auriculo-ventricular orientándose de arriba hacia abajo, de derecha hacia la izquierda y de adelante hacia atrás por circunstancia que la base del corazón es un poco más anterior que su punta. La duración de este fenómeno eléctrico auricular es de 100 ms: 40 ms de los cuales se emplean en la estimulación de la Aurícula Derecha, 20 ms, en la activación del tabique interauricular y los últimos 40ms, en la estimulación y respuesta de la aurícula izquierda. Dicha fuerza vectorial resulta en un vector que es paralelo al eje mayor del corazón, y que se relaciona directamente con el intervalo PR de la señal de electrocardiografía (ECG), que tiene una duración promedio de 110 ms.

Debido a la disposición especial del sistema de conducción de los estímulos de las aurículas a los ventrículos, existe un retraso superior a 0.1 s en el paso del estímulo cardíaco de las aurículas a los ventrículos. Una vez que los frentes de onda, pasan por el nódulo aurículo-ventricular llegan al tronco común del haz de His en donde sufren una primera dicotomización en su frente, unos continúan por la rama derecha sin originar respuesta alguna, puesto que la misma reposa sobre el tercio superior del séptum y el resto lo hace por la rama izquierda en un principio y por su subdivisión posterior después, originando este frente la estimulación del tercio medio del séptum que por ser zona muscular responde al estímulo eléctrico recibido originando así, *el primer vector septal*. Es un vector orientado de izquierda hacia la derecha, puesto que su frente busca la base del músculo papilar del ventrículo derecho; de arriba hacia abajo y de atrás hacia adelante, por la circunstancia anatómica que el tabique interventricular tiene una posición oblicua dentro del tórax. Su duración total es de 15 ms, lapso durante el cual, se activa básicamente solo la porción media del tabique interventricular. El tercio inferior del séptum interventricular es muscular, y su mitad derecha está integrada con el ventrículo homónimo a través de sus porciones paraseptales derechas. Este evento anatómico explica el hecho funcional que los frentes de onda alcancen después la región paraseptal derecha, estimulándola y dando origen al II vector septal, que por tener una orientación paralela al eje mayor del corazón, solo se registra cuando se acude a derivaciones perpendiculares a ella, como son las derivaciones precordiales V3 y V4. Tiene una duración efímera, de tan solo 5 ms.

El intervalo durante el cual se estimulan tanto el tercio medio del tabique interventricular, como la región paraseptal derecha del tercio inferior del mismo, es de 20 ms, partiendo desde el instante 0, cuando el frente de onda llegó a las primeras porciones septales.

La onda de activación alcanza simultáneamente varias capas subendocárdicas, tanto de la punta del ventrículo derecho, como del izquierdo. En este instante, los frentes de onda que cursan por la subdivisión posterior izquierda se suman a los que lo hacen por la subdivisión anterior, obteniéndose como producto la estimulación de la pared libre del ventrículo izquierdo, la cual por tener más masa que la derecha, responde con mayor intensidad, surgiendo así el vector II izquierdo, que es simultáneo al II derecho, pero que por ser más intenso y diametralmente opuesto en su dirección lo minimiza, por fenómenos de antagonismo eléctrico. El vector II izquierdo, alcanza una dirección de abajo hacia arriba,

de derecha hacia la izquierda, por cuanto se inicia en las porciones subendocárdicas y finaliza en las subepicárdicas, es decir, demora el tiempo requerido para estimular la pared libre del ventrículo izquierdo, tiene una duración promedio de 25 ms.

Hasta el momento, se ha explicado la estimulación tanto del tercio superior como inferior del séptum interventricular, de la punta de ambos ventrículos y de la pared libre de los mismos, restando solo por entender, la estimulación de las porciones basales de los ventrículos y del séptum. La dirección de la onda de activación eléctrica, es ya de tipo podálica, por cuanto está orientada hacia las porciones basales mencionadas, tanto del ventrículo derecho como del izquierdo y la del tercio superior del séptum, que por ser membranosa responderá más tardíamente. Surge entonces el III vector basal, que se orienta, de abajo hacia arriba, de izquierda hacia la derecha y de adelante hacia atrás, con una duración promedio de 10 ms, buscando siempre la raíz del brazo derecho. Está siempre representado, sobre el tercio superior del séptum, por ser el resultante de la actividad basal de las paredes libres ventriculares del séptum superior. Se completa así, todo el proceso de activación, en un principio de las Aurículas (Registro de la onda P), después del Nódulo Auriculo-Ventricular (Intervalo PR), y finalmente de los ventrículos (Complejos QRS);

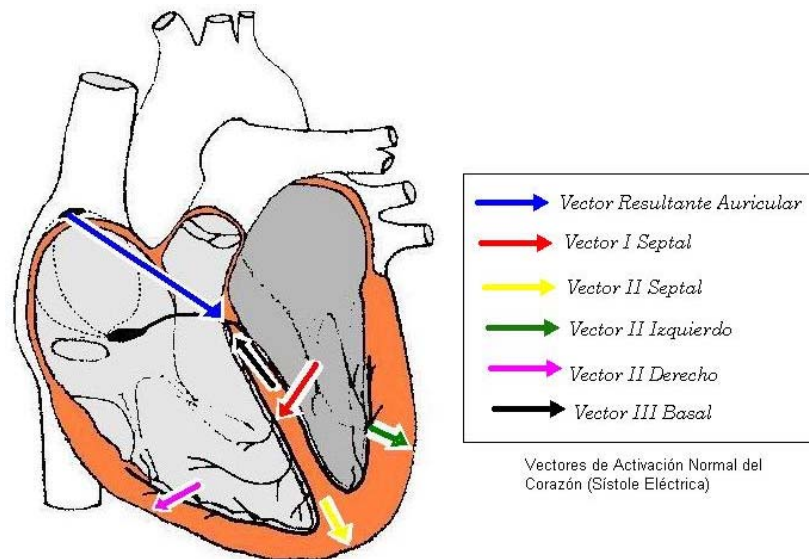


Figura 1. Vectores de Activación Normal del Corazón (sístole eléctrica)

Vector de Recuperación Normal del Corazón, Diástole Eléctrica [5]. Una vez finalizada la despolarización ventricular, se inicia su recuperación, tanto metabólica, como electrolítica y eléctrica. El vector resultante que la explica se obtiene por conducto de unas fuerzas de recuperación paralelas en el espacio al vector II izquierdo, solo que las mismas serán más tardías y lentas que las registradas durante la despolarización. La diástole eléctrica ventricular está conformada por una serie de fenómenos que iniciados lentamente en el subendocardio del ventrículo izquierdo, terminan en sus porciones subepicárdicas. El ECG periférico brinda información acerca de la despolarización auricular, la despolarización ventricular, y la repolarización de los mismos, puesto que los fenómenos obtenidos durante la recuperación auricular, se ven minimizados por los de la despolarización ventricular.

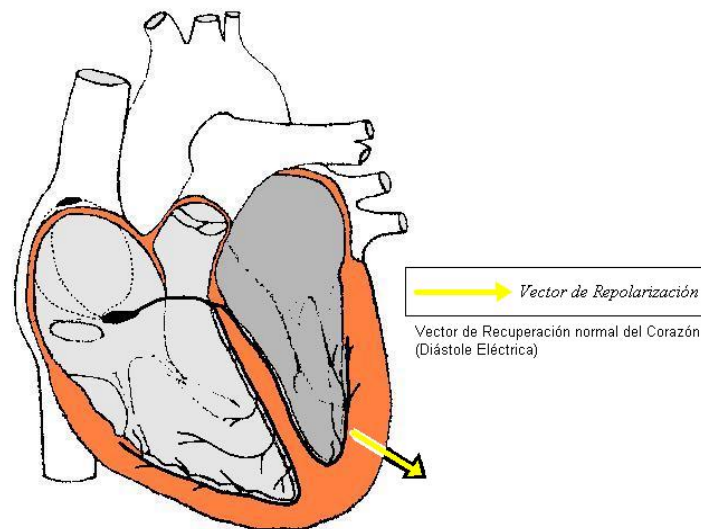


Figura 2. Vector de Repolarización normal del Corazón (Diástole Eléctrica)

La diástole eléctrica ventricular se inicia en el punto J, en el instante en que finaliza su despolarización. Esta iniciación por ser lenta, será normonivelada. Posteriormente, paralelo a los fenómenos iónicos de la repolarización subendocárdica del ventrículo izquierdo, se registrará la porción inicial del segmento ST, el cual es isoléctrico, para llegar después a experimentar una leve aceleración, que periféricamente origina la rama ascendente de la onda T, la cual continúa con un vértice redondeado seguido de una rama descendente, más lenta en su inscripción, lográndose así la morfología de la onda T, descrita como asimétrica.

Se completa así el estudio de las fuerzas vectoriales registradas durante los fenómenos de sístole eléctrica auricular, sístole del nódulo A.V, sístole ventricular y diástole ventricular, por conducto de las ondas P, el intervalo PR; el complejo QRS, el segmento ST, y la onda T., a partir del punto J.

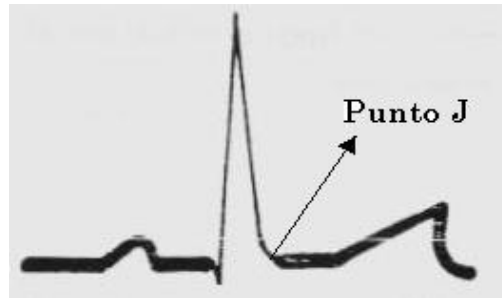


Figura 3. Punto J

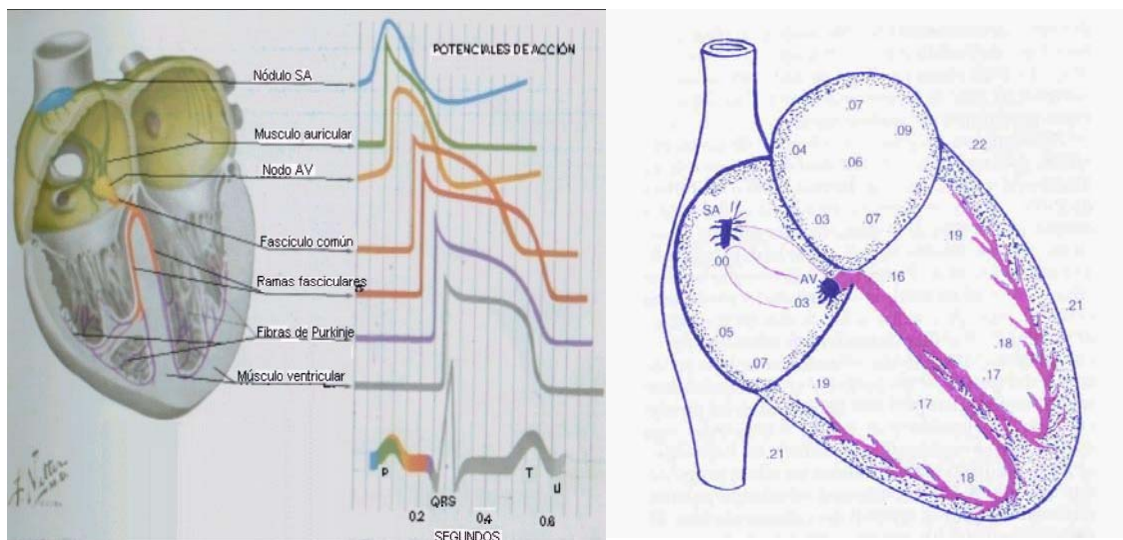


Figura 4. Nódulos y Potenciales de acción

1.1.2 Electrocardiografía[5]

Semiología Electrocardiográfica. El *vector resultante de despolarización auricular* se denomina *onda P*, cuya rama ascendente está directamente relacionada con la despolarización de la aurícula derecha, su vértice con la activación del tabique interauricular y su rama descendente, con la estimulación de la aurícula izquierda. Su duración total es de 100 ms. Igualmente se conoce, que cuando el frente de onda de los dipolos de activación cursan a través del nódulo auriculo-ventricular, se está registrando en

el ECG periférico, el intervalo PR, el cual es isoelectrico, con una duración promedio de 110 ms, duración la cual, se modificará de acuerdo con la frecuencia cardíaca de base, y a la edad del paciente estudiado.

Toda negatividad, que se registra antes de una positividad, se denominará onda Q, y este fenómeno está originado por el vector I septal. Toda deflexión positiva será denominada Onda R, y ella está relacionada con el vector II izquierdo. Finalmente, toda negatividad registrada después de una positividad se denominará Onda S, la cual es originada por el vector III basal. El conjunto QRS da información acerca del fenómeno sistólico eléctrico, el cual tiene una duración que oscila entre 60 y 80 milisegundos, de acuerdo con la conformación del tórax y del tamaño ventricular. Después de la despolarización ventricular, viene su recuperación, la cual es tres veces más prolongada, se efectúa durante la diástole y es denominada como punto J, segmento ST y onda T, de acuerdo con el vector único de repolarización ventricular descrito.

1.1.3 Actividad acústica del corazón y fonocardiografía [5]

Los impulsos eléctricos descritos anteriormente controlan los eventos mecánicos del corazón. Los sonidos producidos durante el ciclo cardíaco tienen entonces una relación con los eventos mecánicos y eléctricos producidos. Las válvulas están formadas por repliegues: dos en la mitral y tres en la tricúspide. Las bases de estos repliegues están ligadas a la unión auriculoventricular y el borde móvil está atado a la pared muscular del corazón por cuerdas tendinosas. Los repliegues permanecen abiertos hasta que el ventrículo se llena de sangre, momento en que comienza la contracción del mismo provocando el cierre de la válvula correspondiente para evitar reflujos. Estos sonidos reflejan el comportamiento mecánico de las válvulas que controlan la buena dirección del flujo sanguíneo entre aurículas, ventrículos y los conductos sanguíneos al corazón. El cierre o apertura de estas válvulas produce un sonido característico que permite deducir si su funcionamiento es el adecuado, es decir si se produce en el momento, manera e intensidad normales. Cuando el estímulo llega al tercio medio del tabique interventricular, origina la contracción de sus fibras, las cuales se abomban hacia el ventrículo izquierdo, fenómeno el cual da origen a una primera tensión del aparato subvalvular mitral. El dipolo continúa su curso, hasta llegar a los músculos bulboespirales, los cuales sirven de sostén, a las estructuras subvalvulares,

estimulando entonces los músculos papilares y originando como respuesta, el cierre de las válvulas Auriculo-Ventriculares.

Desde el instante 0, hasta el momento en que se cierra la válvula Mitral transcurren 53 ms; dos milésimas después, se presenta el cierre de la válvula Tricúspide, obteniéndose de esta manera, los *dos primeros componentes del primer ruido*, es decir los cierres de las válvulas Mitral y Tricúspide. Después de los cierres, la dirección del flujo sanguíneo, que era podálica se vuelve cefálica, cambio el cual origina un segundo abombamiento de los aparatos subvalvulares aórticos y pulmonares, abombamiento al cual, se suma al desplazamiento del séptum ventricular hacia la derecha y como ella, sólo debe vencer las resistencias pulmonares para que a los 87 ms. de segundo se abre la sigmoidea Pulmonar, 9 ms. después, lo hace la sigmoidea Aórtica obteniéndose entonces, *el tercero y cuarto componente del primer ruido* cardíaco. Al abrirse las sigmoideas Pulmonar y Aórtica, se inicia la eyección ventricular, primero la ventricular derecha y 9 ms. después, la izquierda, por la razón antes mencionada. Posteriormente y debido a la relajación de las fibras subepicárdicas de las paredes ventriculares, disminuyen las presiones intracavitarias, originándose una inversión de los gradientes tensionales, de la Aorta al ventrículo izquierdo y de la arteria Pulmonar al derecho, hecho este, que origina, el cierre primero de la sigmoidea Aórtica, y 20 ms. después, el de la pulmonar, obteniéndose, los *dos primeros componentes del segundo ruido*. Posteriormente al abrirse las válvulas Mitral y Tricúspidea se inician los períodos de llenado ventriculares, los cuales dan origen a *los terceros y cuartos componentes del segundo ruido*. Las crepitaciones presentadas en las paredes ventriculares y originadas por los frentes de onda sanguíneos que llegan después de las aperturas valvulares Auriculo- Ventriculares son en su conjunto, las responsables del *tercer ruido*.

En cuanto al *cuarto ruido cardíaco* es aceptado que los fenómenos propios de la contracción final auricular al tratar de eyectar a los ventrículos, su volumen residual final, son sus responsables. Por lo anterior, se puede definir que un Fonocardiograma, corresponde al registro y la ampliación de los movimientos de cierre y de apertura valvulares, que en su conjunto originan los ruidos cardíacos. Se aplica entonces el concepto clínico, que lo que ocurra entre el primero y segundo ruido será la *sístole ventricular*, y lo

que se registra entre el segundo ruido y el primer ruido, estará ocurriendo durante *diástole ventricular*.

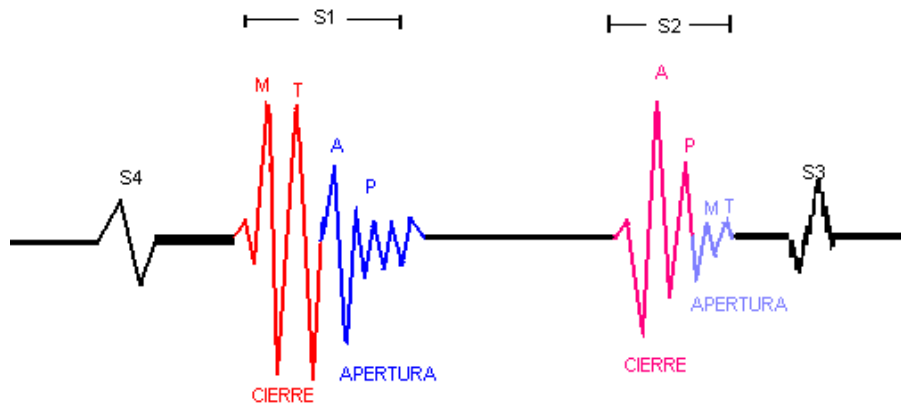


Figura 5. Origen del Fonocardiograma

1.1.4 Características en frecuencia de los sonidos en el ciclo cardíaco Normales [32]

Presístole, El PCG en la variación de frecuencia media (30 a 60 Hz), raramente revela una onda lenta difásica o trifásica. Bandas más altas no muestran alguna onda en esta parte.

Sístole Ventricular, El PCG, en las frecuencias media y baja (50 a 150 Hz), indican una pequeña vibración inicial, de frecuencia y amplitud bajas.

Vibraciones de frecuencia media y alta (150 a 1000 Hz). En estas bandas, aparece S1 frecuentemente desdoblada en dos fases, de acuerdo a dos posibilidades:

- La primera posibilidad, más frecuente en individuos jóvenes, consta de dos grupos de vibraciones, separadas por 30 o 40 ms, que se originan en el ventrículo izquierdo.
- La segunda posibilidad, más frecuente en individuos adultos, consta de dos grupos de vibraciones, separadas por 60 o 70 ms, que se originan respectivamente en el ventrículo izquierdo y en la aorta, y ocasionalmente en la arteria pulmonar. La segunda de estas dos vibraciones (tercer componente de S1) puede llamarse el ruido de eyección. Se debe a vibraciones que este origina en una de las arterias principales al comienzo de la eyección ventricular.

Periodo de relajación isovolumétrica. El trazado de frecuencia media-baja (50 a 150 Hz) registra normalmente de 2 a 4 vibraciones grandes que comprenden S2. Las frecuencias media y alta (150 a 1000 Hz) revelan dos grandes vibraciones, que usualmente aparecen y están ampliamente separadas durante la inspiración.

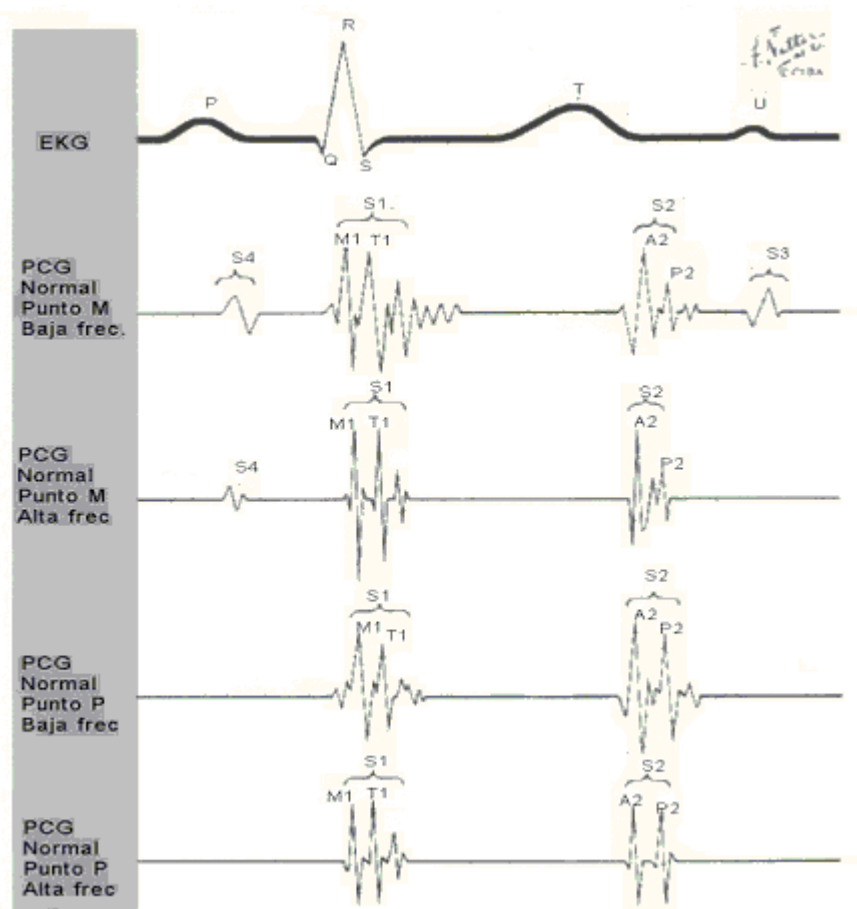


Figura 6. PCG en diferentes puntos de Auscultación

1.1.5 Cardiografía Síncrona (SCG) [8].

Al disponer de una gráfica de la señal eléctrica simultánea con los sonidos del ciclo cardíaco, se obtiene un diagnóstico preliminar del paciente. A esta gráfica la denominaremos sincrocardiograma (SCG). Los diagramas de la actividad eléctrica y de la actividad mecánica tienen una relación significativa, proporcionando información sobre el estado de salud de la persona. Como se explicó anteriormente, la despolarización eléctrica conlleva a una contracción en la que están involucradas las válvulas y esto produce sonidos

característicos según el momento. Sólo el electrocardiograma indica cual es la secuencia, intensidad y frecuencia con que aparecen los impulsos nerviosos que controlan las contracciones, permitiendo ver la presencia de algunas anomalías en el funcionamiento eléctrico del corazón. Por otro lado, el PCG indica si las válvulas están cumpliendo bien su función de cerrado y apertura. Al relacionarse la información entregada por los dos instrumentos, se tienen algunos parámetros de diagnóstico en humanos tales como (ver Figura 11):

- Relación S4-onda P. El sonido S4 del PCG incide al final al final de la onda P y precede la onda Q del ECG.
- Relación S1-onda QRS. La componente M1 del PCG coincide con el descenso del intervalo RS del ECG.
- Relación S2-onda T. El sonido S2 del PCG coincide con el final de la onda T del ECG, es decir cuando sucede la repolarización de aurículas y ventrículos.

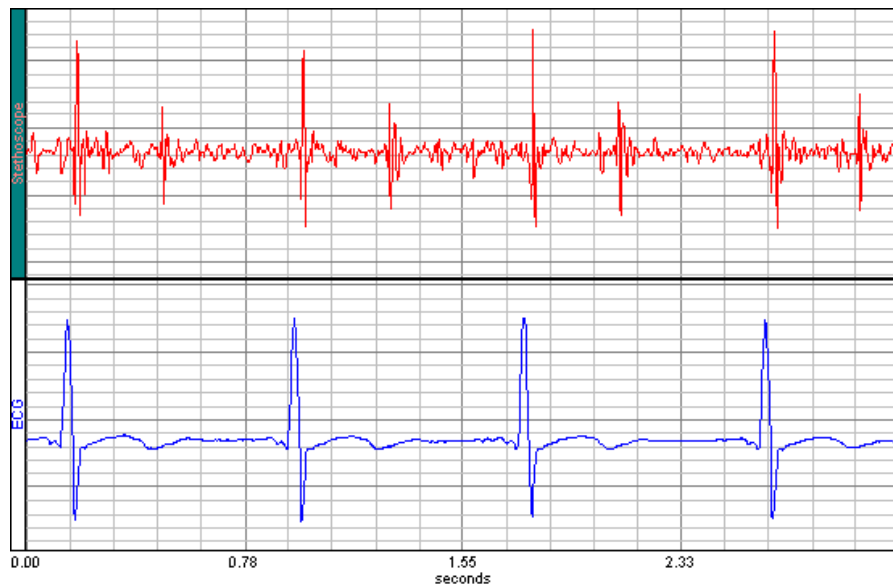


Figura 7. SCG tomado de la base de datos de este trabajo.

Intervalos Sistólicos y Diastólicos [5]. Existen además de los patrones de ondas que caracterizan al Electrocardiograma y Fonocardiograma (SCG), ciertos intervalos que cubren parte de las dos ondas, denominados intervalos sistólicos y diastólicos que serán

tratados en este trabajo, en la figura 8 se adiciona también el diagrama de un apicograma, para entender ciertos intervalos (diastólicos).

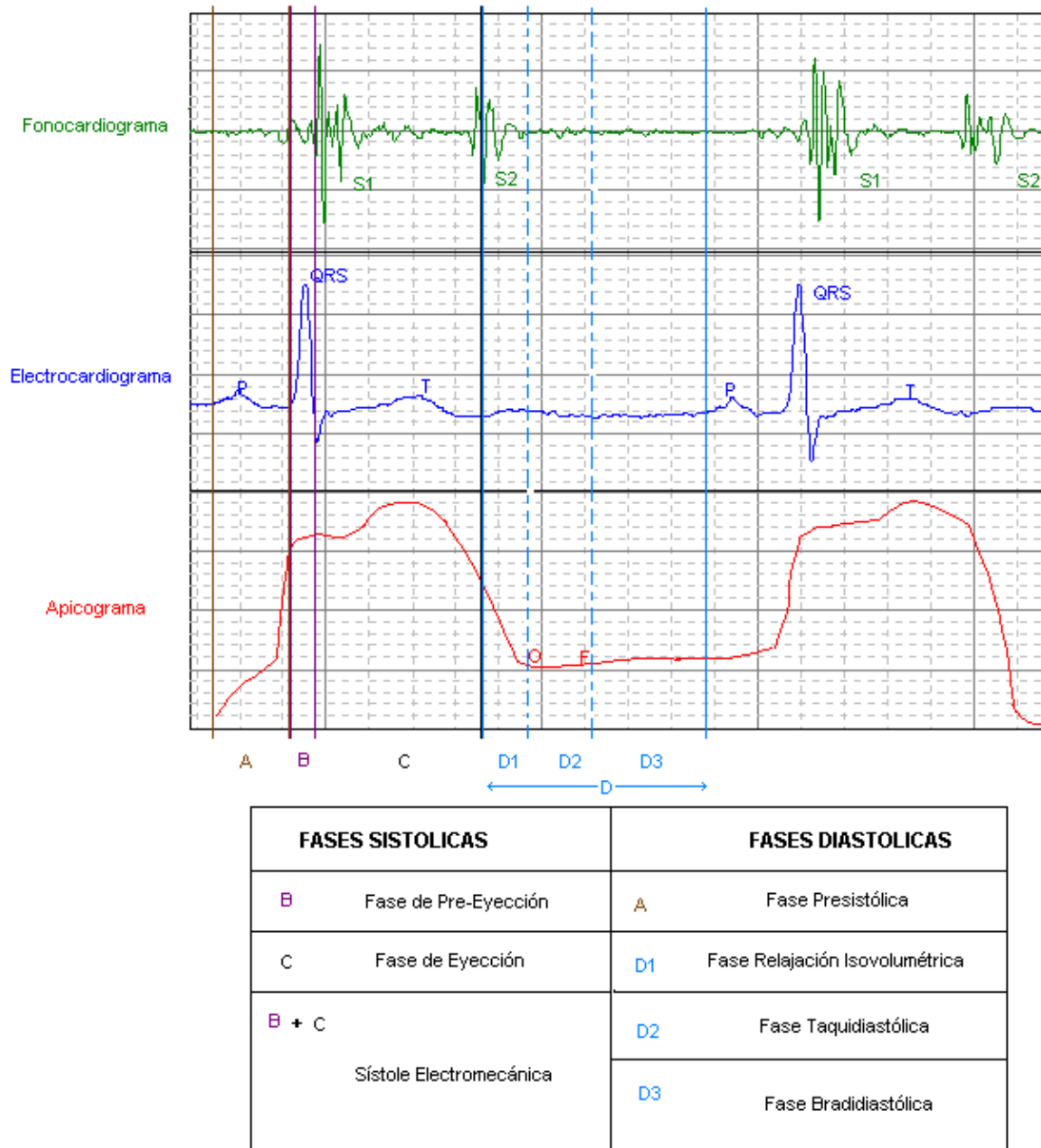


Figura 8. Intervalos Sistólicos y Diastólicos

Fases Sistólicas. *Fase de Pre-eyección o Preisistólica:* Corresponde al intervalo de tiempo, comprendido entre el principio de la contracción septal (ONDA Q) hasta el cierre

de la válvula mitral (Primeras Vibraciones del primer ruido), Normalmente dura entre los 40 y 50 ms.

Fase de Eyección Ventricular: Cuando la presión ventricular izquierda se eleva ligeramente por encima de los 80 mm Hg (siendo la presión ventricular derecha por encima de los 8 mm Hg), las presiones ventriculares impulsan la apertura de las válvulas sigmoideas. Inmediatamente, comienza a salir sangre de los ventrículos; el 70% del vaciamiento se produce durante el primer tercio del período de expulsión, y el 30% restante durante los dos tercios siguientes. Por tanto, el primer tercio se denomina *periodo de expulsión rápida* y los dos últimos, *periodo de expulsión lenta* que comprende desde la apertura de las sigmoideas pulmonar y aórticas (tercer componente del primer ruido), hasta su posterior cierre (Primeros componentes del segundo ruido).

Sístole Electromecánica: Corresponde a la suma algebraica de las fases de pre-eyección y eyección, es decir, desde la aparición del fenómeno eléctrico a la altura del séptum interventricular y por ende de la onda Q hasta el momento en que se cierra la sigmoidea aórtica (Primeros componentes del segundo ruido).

Fases Diastólicas Las tres siguientes fases corresponden desde el cierre de la válvula aórtica (Primeros componentes del segundo ruido hasta el inicio de la onda P).

Período de Relajación Isovolumétrica (isométrica): Al final de la sístole comienza bruscamente la relajación ventricular, permitiendo que disminuyan rápidamente las presiones intraventriculares. Las elevadas presiones de las grandes arterias distendidas empujan inmediatamente a la sangre retrógradamente hacia los ventrículos, lo que hace que se cierren la válvulas aórtica y pulmonar. Durante otros 0.03 a 0.06 s, el músculo ventricular continúa relajándose, incluso sin que varíe el volumen ventricular, lo que da lugar al período de *relajación isovolumétrica o isométrica*. Comprende entre el cierre de la aórtica hasta la apertura de la mitral (punto O del apicograma):

Fase Taquidiastólica: Comprende el tiempo que sigue a la apertura de la mitral, lapso durante el cual, el ventrículo se llena inicialmente a una gran velocidad produciéndose un aumento importante de su volumen. Se determina en el apicograma desde el punto O, hasta el vértice de su Onda F, el cual tiene un valor normal de 80 ms.

Fase Bradidiastólica: Conocida también con el nombre de *fase de llenado ventricular lento*, durante la cual, el llenado se produce lentamente, originándose una curva intracavitaria, en meseta. Corresponde al intervalo entre la onda F del apicograma y la onda P del electrocardiograma.

Fase Presistólica: Se puede dividir en tres subfases, a) subfase de latencia electropresora auricular izquierda, b) subfase de ascenso tensional auricular izquierdo y c) subfase de descenso tensional auricular izquierdo, estos elementos fisiológicos en su conjunto, están relacionados con la duración total del intervalo P-R electrocardiográfico.

2. ANÁLISIS DE SEÑALES SCG

2.1 ADQUISICIÓN Y REGISTRO DE LAS SEÑALES SCG

Debido a que no hay un conjunto de datos que se proporcione para realizar el análisis necesario, se recurrió a crear una base de datos exclusiva para este trabajo mediante el siguiente procedimiento. En este trabajo, se seleccionó un campo muestral homogéneo, compuesto de 50 personas y correspondiente a una población con las siguientes características:

- Personas de edad entre 17-27 años.
- Hombres y mujeres
- Estilo de vida similar, ya que todos son estudiantes de universidad.
- De origen Colombiano.

El análisis requiere de señales con la menor cantidad de ruido posible, por lo que se recurrió a ayuda profesional para determinar la mejor herramienta de adquisición. Se utilizó un equipo especializado en la toma de estos datos, el cual consta de dos canales, por donde se adquiere las señales ECG y PCG, llamado BIOPAC (mp30) descrito en el anexo E, el cual tiene configuraciones automáticas de acuerdo a las señales que se quieran analizar. En este caso, se utilizó la Lección 17 del software del equipo, llamado *“El Ciclo Cardíaco”*, en la que se registra las señales ECG y PCG simultáneamente [26]. Como se analizó en el capítulo anterior, tanto el ECG como el PCG, están divididos en segmentos, que son esenciales para su análisis, estos segmentos poseen cierto comportamiento en la frecuencia, que es necesario saberlo para poder establecer una frecuencia de muestreo adecuada para su análisis. En la Tabla Nro 1. se indican las características en frecuencia de las señales [13,14].

ECG		PCG		
ONDA	Frecuencia (Hz)	ONDA	Frec. Baja(Hz)	FREC. Media (Hz)
P	0.5-10	S1	10-50	50-140
QRS	3-40	S2	10-80	80-220
T	0.5-10			

Tabla 1. Componentes de frecuencia de las ondas ECG-PCG

Cabe aclarar que el fonocardiograma, en condiciones anormales, como por ejemplo, soplos cardiacos posee frecuencias hasta de 1000 Hz [32] pero en el caso, solo se analizarán señales normales, es decir señales que presentan un espectro acorde con la tabla 1. Para efectos de minimizar la sobrecarga en la máquina donde se tomaron los datos, y de acuerdo al teorema del muestreo se estableció una frecuencia para el análisis con un valor de 500 Hz.

Desde el punto de vista fisiológico para este estudio se tomaron dos zonas esenciales para la toma de las muestras, de las cuales se obtiene una cantidad de características homogéneas de la señal (ver anexos B y C):

- ECG: Derivación II
- PCG: Punto ERB

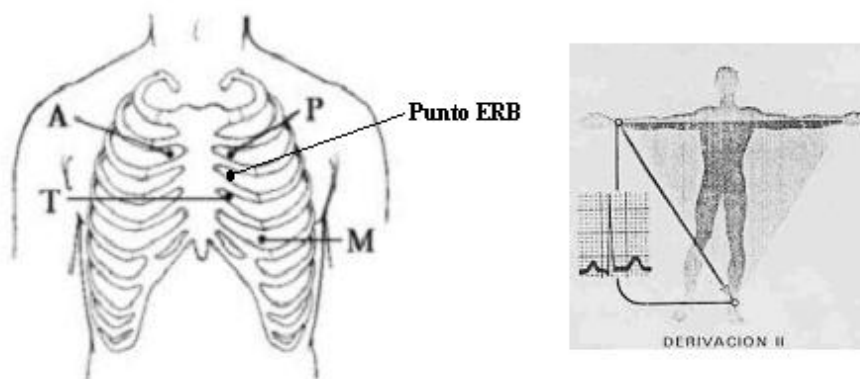


Figura 9. Puntos para la toma de registro SCG

Después de la calibración necesaria en el equipo, y con la colaboración del respectivo personal médico se tomaron las muestras con un tiempo promedio de 30 s. por persona. Luego de terminada esta etapa se procedió a confirmar la normalidad de los registros tomados y descartar posibles señales que posean anomalías o una relación señal a ruido demasiado alta. El principal problema fue el ruido de fondo del fonocardiograma, debido a la sensibilidad del micrófono para percibir ruidos externos, interferencias de aparatos eléctricos cercanos, etc. Debido a esto, para el análisis no se tomó todo el tiempo del registro sino que se escogió el intervalo donde mejor se aprecian las señales, obteniéndose los siguientes resultados.

De las 50 personas que inicialmente se tomaron datos, 2 de ellas tuvieron anomalías, y 8 se descartaron por tener mucho ruido, obteniendo así un total de 40 registros candidatos para el análisis, que fueron depositados en la primera etapa de una base de datos, para su posterior análisis.

2.2 SEGMENTACIÓN

Una sección importante en el análisis de señales biomédicas, es el análisis por eventos para posibles diagnósticos clínicos. Es posible realizar un análisis automatizado de dichos eventos y agilizar en gran parte el curso hacia los resultados finales. Actualmente existen diversos métodos de segmentación, algunos que presentan mejores características que otros (rapidez, eficacia, versatilidad), debido a esto se presenta una decisión importante para el desarrollo de este trabajo al escoger los mejores. Entre los métodos que existen actualmente para la detección automática de señales biomédicas, están [13]: Detección que incluye filtrado no lineal con umbralización, inteligencia artificial, utilizando cadenas de Markov y técnicas recursivas de predicción en el tiempo.

El filtrado no lineal es el método más común para la detección de ECG (QRS principalmente), y aunque toma menos tiempo, y su implementación es más sencilla, su principal desventaja es la variación de frecuencia en los complejos QRS, lo cual afecta su desarrollo, la banda de frecuencia de los complejos QRS generalmente, se traslapa con la banda de frecuencia del ruido, resultando en falsos QRS. Los métodos que usan inteligencia artificial consumen más tiempo debido a su aprendizaje y a las reglas de decisión. El modelo de las cadenas de Markov requiere tiempo considerable, aún con el uso de

algoritmos eficientes. Los métodos para segmentar PCG estudiados dependen del ECG o el pulso carotídeo, y se basan en las características de la señal en el dominio del tiempo.

El análisis con wavelets [1,19] da una buena estimación de la localización en el tiempo y la frecuencia, razón por la cual se escogió este método para realizar la segmentación de ECG y PCG, donde para la segmentación de ECG, se utilizó la transformada wavelet diádica, y para la segmentación en PCG, se utilizó la transformada wavelet discreta, ambas descritas en el anexo D.

2.2.1 Segmentación ECG [13].

El método utilizado es el cruce por cero de la transformada wavelet para determinar la ubicación del QRS. El ancho del QRS es determinado por el inicio y final de este. Una vez que el QRS ha sido encontrado se procede a encontrar la ubicación el inicio y el final de las ondas P y T, a este método se le ha llamado método del par módulo máximo. Se utiliza la primera derivada de una función wavelet gaussiana diádica, mostrada en la figura.10 que tiene las siguientes características:

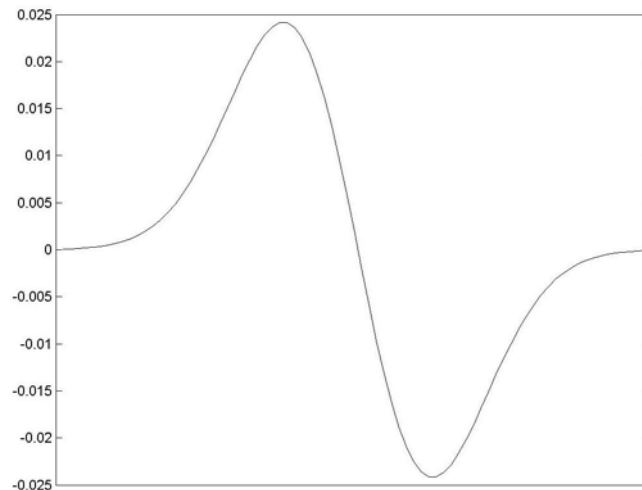


Figura 10. Wavelet gaussiana.

$f(x) = C_p \cdot e^{-x^2}$, donde se toma la p -ésima derivada de $f(p = 1)$.

C_p es tal que: $\|f^{(p)}\|^2 = 1$, donde $f^{(p)}$, es la p -ésima derivada de f .

Si el parámetro de escala es un conjunto de potencias de 2 = 2^j ($j \in \mathbb{Z}$), la wavelet es llamada wavelet diádica. La transformada wavelet a escala 2^j , está dada por:

$$Wf(2^j, \tau) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi^* \left(\frac{t - \tau}{2^j} \right) dt$$

Para cubrir todo el dominio de frecuencia, la transformada de Fourier de $\Psi_{2^j}(t)$, debe satisfacer la relación:

$$\sum_{j=-\infty}^{\infty} |\hat{\Psi}(2^j w)|^2 = 1$$

Al realizar la transformada de Fourier de la wavelet con escalas 2^1 - 2^5 , se obtuvieron los siguientes resultados.

Escala a	Frecuencia bajo 3dB	Frecuencia sobre 3dB
2^1	32.1	92.1
2^2	18.6	65.4
2^3	9.1	33.1
2^4	4.1	16.2
2^5	2.2	7.8

Tabla 2. Respuesta en frecuencia de la wavelet a escala $2^1, 2^2, 2^3, 2^4, 2^5$

Detección Complejo QRS

La detección del complejo QRS, es basado en el módulo máximo de la transformada wavelet, definido como cualquier punto $Wf(2^j, \tau_0)$, tal que $|Wf(2^j, \tau)| < |Wf(2^j, \tau_0)|$, cuando τ pertenece a la izquierda o a la derecha de los alrededores de τ_0 y $|Wf(2^j, \tau)| \leq |Wf(2^j, \tau_0)|$, cuando τ pertenece a otro punto de los alrededores de τ_0 . Esto es, porque el módulo máximo y los cruces por cero de la transformada wavelet corresponden a finos bordes de la señal. El complejo QRS produce dos módulos máxima con signos opuestos de $Wf(2^j, \tau)$, con un cruce por cero entre ellos como se indica en la figura 11. Por lo tanto, estos son determinados aplicando reglas de decisión (umbrales) a la transformada wavelet de la señal ECG.

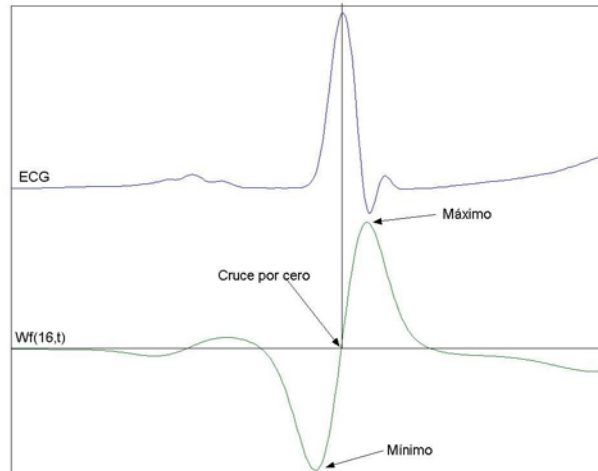


Figura 11. Escala 2^4 de la transformada Wavelet

La mayor energía del complejo QRS se encuentra entre 3 Hz y 40 Hz, y como se indica en la Tabla 2, el rango de frecuencias alrededor de 3dB de la transformada de Fourier de la wavelet indican que la mayor parte de energía del complejo QRS, se encuentra entre las escalas 2^3 y 2^4 , siendo más grande 2^4 . La energía decrece si la escala es más grande que 2^4 . La energía de artefactos debidos al movimiento y al error de línea base incrementa para escalas mayores a 2^5 . Por lo tanto se decidió usar las escalas $2^1 - 2^4$ para la wavelet. Por lo anterior el complejo QRS se detectó con los siguientes pasos:

- Establecimiento de un umbral para escoger el módulo máximo (para este caso, el umbral es $Th = 0.5V_{max}$, donde V_{max} , es el valor del máximo del registro). Con este umbral se escogen los picos, si existen varios módulos máximos, se escoge el de mayor valor.
- Cuando se tienen ubicados los picos pertenecientes a los módulos máximos, se toman los alrededores de la escala 2^3 , y se detecta el módulo máximo correspondiente a esta escala; lo mismo para las escalas 2^2 y 2^1 , esto para reducir el efecto del ruido de alta frecuencia, el cual se presenta más en las escalas bajas.
- Calculado el módulo máximo de la escala 2^1 , se estima el módulo máximo (negativo) de la misma, de esta manera, al tener los dos puntos se encuentra el cruce por cero entre ellos, que equivale al pico de la onda R, útil para el cálculo de la frecuencia cardíaca del registro, realizado sobre una ventana de 60 ms, antes del módulo máximo (positivo).

- La duración del módulo máximo de la escala 2^1 , presenta cierta homogeneidad con la duración del complejo QRS, entonces, el objetivo es encontrar el inicio y el final del módulo.
- En el cálculo del QRS se toma una ventana de 100 ms. a la izquierda del pico R para hallar un punto máximo a partir del módulo máximo (negativo) encontrado, sin embargo pueden presentarse algunas variaciones en el pico del módulo máximo (negativo) como se muestra en la figura 12, por lo tanto se utiliza el siguiente procedimiento:

Una vez hallado el valor del módulo máximo (negativo), se determina un punto j correspondiente al 30% de ese valor.

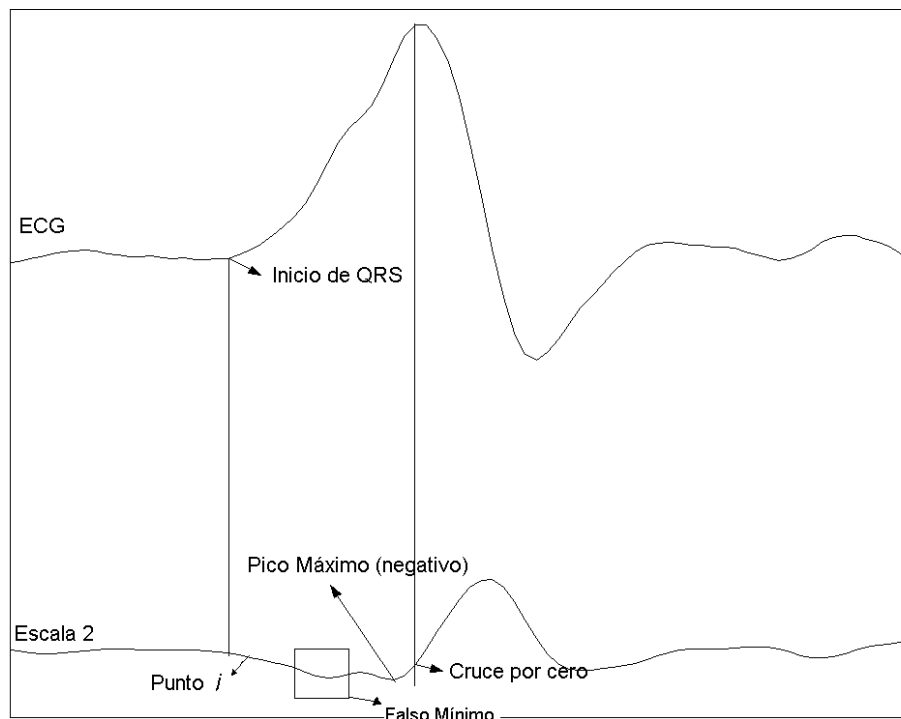


Figura 12. Detección inicio QRS.

Una vez hallado el punto j pueden ocurrir las siguientes situaciones:

- 1). El complejo a analizar presenta onda Q:

El módulo máximo de la señal tendrá un máximo relativo, el cual será encontrado con una pequeña ventana de 15 muestras a partir del punto j encontrado, para luego tomar un umbral que es el 50 por ciento por debajo del valor encontrado.

- 2). El complejo no posee onda Q:

El módulo máximo no presenta un pico relativo, si no que a partir del mínimo sube hasta aproximadamente 0, la idea es hallar este punto, entonces, si se busca dentro de la ventana anterior que son 15 muestras y no se encuentra el máximo, quiere decir que se tiene un QRS sin onda Q, por tanto, se toma un valor alrededor del punto j . En la base de datos estudiada empíricamente, funcionó con una regresión de 3 muestras, al sobrepasar la ventana de 15 muestras, de esta manera se puede establecer el inicio de los complejos QRS de la señal ECG.

- Para el final del QRS, se toma una ventana de 60 ms. a la derecha del pico R encontrado anteriormente, para encontrar un punto mínimo como en la figura 13, después de hallado ese punto, se establece un umbral de sobrepaso para determinar el final del par módulo máximo que es el 25% del valor mínimo, en el instante que se sobrepase dicho umbral se establece el final del QRS.

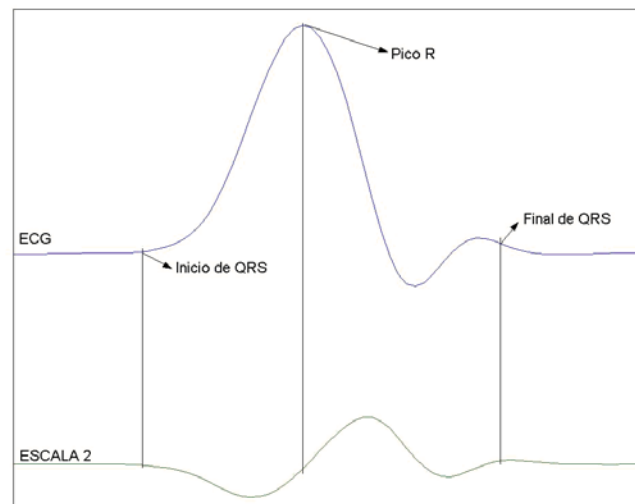


Figura 13. Detección Inicio – Pico R – Final Complejo QRS

Detección de Ondas P y T. La localización, el inicio y el final de las ondas P y T se detectaron, similarmente, al QRS, de la siguiente manera:

- Para la detección de estas ondas se utilizó la escala 4, que tiene propiedades energéticas similares a las de la onda P y T según la tabla 1, entonces se toma una ventana de 200 ms. antes de los alrededores del inicio del QRS de la escala 2¹, la transformada wavelet en esta escala genera similarmente, un par de módulos máximos como el del QRS pero en menor proporción, de esta manera, es fácil determinar el inicio y el final de las ondas P y T.

Se analiza la onda P con el mismo algoritmo aplicado a la onda T. Se deben encontrar dentro de esta ventana seleccionada, los valores de un máximo y un mínimo, existiendo dos posibilidades:

- 1) El máximo aparece a la derecha del mínimo, esto quiere decir que la onda P es predominantemente positiva.
- 2) El máximo aparece a la izquierda del mínimo, esto quiere decir que la onda P es predominantemente negativa (este caso es mucho mas escaso que el primero, por las características de la derivación II).

Teniendo en cuenta las dos posibilidades anteriores se procede a realizar el análisis. Inicialmente los parámetros son : Para el final de la onda P, del valor máximo, se toma el 60%, y se compara con este porcentaje las muestras que están a la derecha o a la izquierda de ese valor según sea el evento.

Para el inicio de la onda P, del valor mínimo encontrado se toma el 50 %, y se compara con este porcentaje las muestras que están a la izquierda o a la derecha del mínimo, según sea el evento, de esta manera, se detecta la onda P.

- La onda T tiene el mismo procedimiento, con la diferencia de que se establece una ventana a la derecha del final del QRS, de 200 ms. El procedimiento se ilustra en la figura 14.

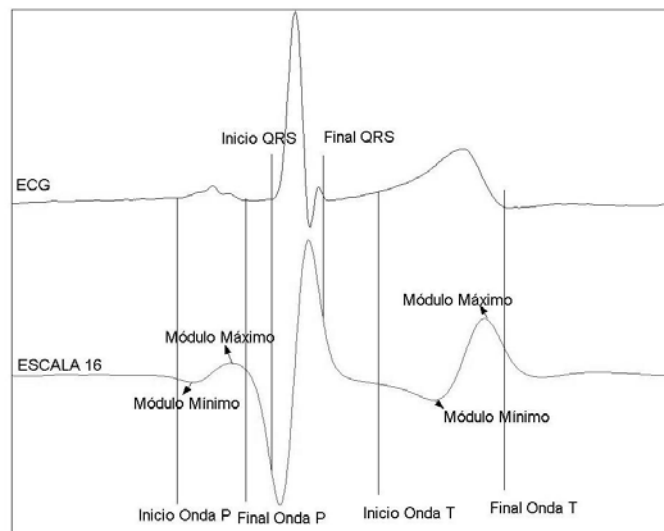


Figura 14. Detección de las ondas P y T

Teniendo el inicio y el final de las ondas P, QRS y T, se puede establecer la identificación de diversos parámetros importantes en el diagnóstico de un electrocardiograma, como se indica en la tabla 3.

Intervalo P-R	Onda P	Intervalo QRS
inicio QRS – inicio P	final P – inicio P	final QRS – inicio QRS
Intervalo Q-T	Intervalo S-T	Onda T
final T – inicio QRS	final T – final QRS	final T – inicio T

Tabla 3. Parámetros para diagnóstico de ECG

2.2.2 Segmentación PCG [14,16].

Debido a la sensible técnica de auscultación cardiaca, la mayoría de los registros presentaron una relación señal a ruido alta, debido a esto, el propósito del algoritmo es desarrollar un método automatizado, que sea menos sensible para ambientes de ruido, y utilice para su detección la señal PCG como única fuente de información.

El algoritmo de segmentación fue usado seleccionando detalles y aproximaciones de la señal PCG original, estos detalles y aproximaciones que corresponden a diferentes bandas de frecuencia, fueron obtenidos usando descomposición y reconstrucción con wavelets descritos en el anexo D. Para cada banda de frecuencia de la señal, se utilizó un método similar basado en la envolvente de la energía de la correspondiente señal para obtener los resultados de segmentación. De esta manera, el mejor resultado de las diferentes bandas fue seleccionado para ser el resultado de segmentación final.

Se utilizó el algoritmo de Mallat (wavelet discreta), conocido como un codificador de sub-banda de dos canales [19]. Analizando la tabla 1, se observa que los sonidos S1 y S2 tienen ciertas propiedades frecuenciales que hacen fácil su identificación. De acuerdo a esto, se le realiza la interpolación a la señal PCG, antes de realizarle la DWT, para que las componentes frecuenciales de la señal presenten similitudes con la wavelet madre al realizar la transformada, dicha interpolación es de 4 veces para obtener así una frecuencia de muestreo de 2000 Hz. Luego de tener la nueva señal se le realiza la DWT. Los detalles y aproximaciones varían dependiendo de la familia wavelet y el orden usado, en descomposición y reconstrucción, para este conjunto de señales fonocardiográficas se

utilizó un banco de filtros Daubechies de orden 6, que tuvo los siguientes resultados en bandas de frecuencia para los detalles y aproximaciones que se muestran en la tabla 4.

Detalle 1 (Hz)	Detalle 2 (Hz)	Detalle 3 (Hz)	Detalle 4 (Hz)	Detalle 5 (Hz)	Aprox. 4 (Hz)	Aprox. 5 (Hz)
551 – 1102	275 – 551	138 – 275	69- 138	34 - 69	0 - 69	0 – 34

Tabla 4. Banda de frecuencia de detalles y aproximaciones

Del análisis de las características del espectro de frecuencia de S1, S2 y los posibles ruidos, se seleccionaron los detalles d4, d5, a4, a5 como fuentes de segmentación. La figura 15 muestra un ejemplo del sonido original, y sus aproximaciones a4, d5 y d4.

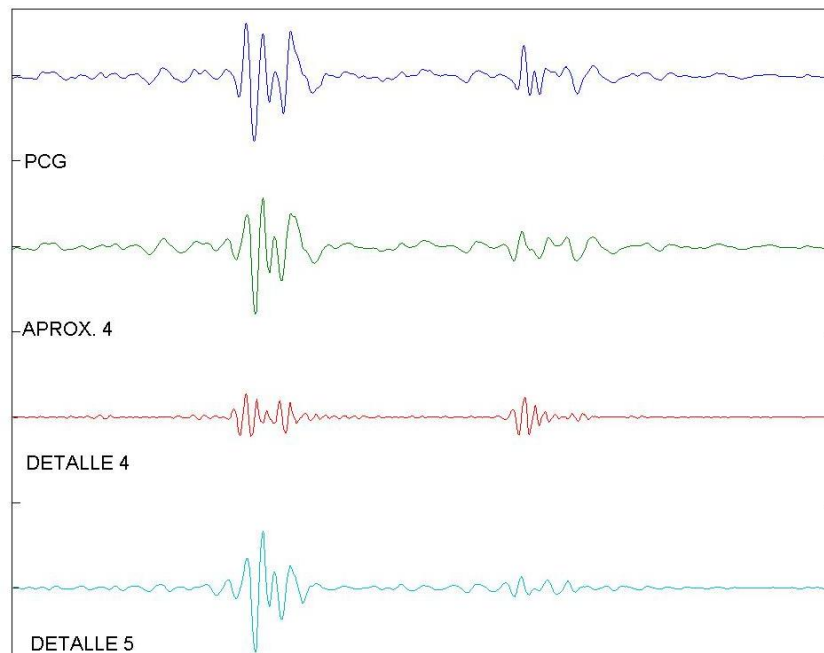


Figura 15. Diferentes fuentes de segmentación

Teniendo la fuente de segmentación lista, se procede a detectar los sonidos cardíacos con el siguiente procedimiento.

Cálculo de la envolvente normalizada de la energía de Shannon de la señal. La señal es normalizada sobre su máximo valor absoluto:

$$x_{norm}(k) = \frac{x_{2000}(k)}{\max_i(|x_{2000}(i)|)}$$

donde x_{2000} , es la señal fuente la cual se encuentra a 2000 Hz. Entonces, la envolvente de la señal normalizada es calculada. En la Figura 16 se muestran diferentes métodos del cálculo de la envolvente de la señal normalizada. Con la simetría de los resultados se puede ver las siguientes definiciones: En la figura 16, x es la señal normalizada, tomando un valor real entre -1 y 1 .

Energía de Shannon: $E = -x^2 \cdot \log x^2$

Entropía de Shannon: $E = -|x| \cdot \log|x|$

Valor absoluto: $E = |x|$

Energía(cuadrado): $E = x^2$

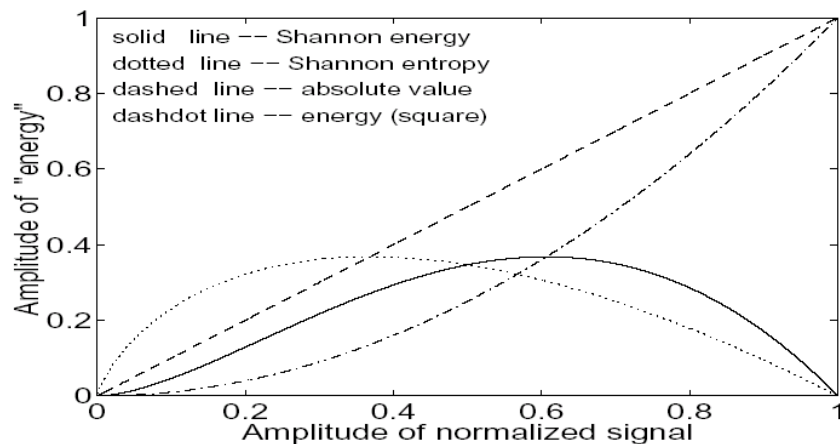


Figura 16. Comparación de los diferentes métodos de envolventes.

La figura 16 indica que la energía ocultará los sonidos de baja intensidad con los de alta intensidad, mientras la entropía de Shannon acentúa el efecto del ruido de valor bajo, lo cual hace difícil la detección. El valor absoluto da una respuesta igual a lo largo de toda la señal. La energía de Shannon enfatiza la intensidad media de la señal y atenúa el efecto de la baja intensidad de la señal, mucho más que la alta intensidad de la señal, es por esto, que la energía de Shannon es mejor que los otros métodos en cuanto se hace más fácil encontrar sonidos con baja intensidad. El cálculo de la envolvente de la energía de Shannon se realiza

en segmentos continuos de 0.02 s, a lo largo de la señal que tiene de traslape entre segmentos una duración de 0.01 s. La envolvente de la energía de Shannon es calculada como [16] :

$$E_s = -\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N x_{norm}^2(i) \cdot \log x_{norm}^2(i)$$

donde x_{norm} , es la señal normalizada y N es la longitud de la señal en segmentos de 0.02 s. En este caso $N = 40$. Luego se calcula la envolvente normalizada de la energía de Shannon:

$$P_a(t) = \frac{E_s(t) - M(E_s(t))}{S(E_s(t))}$$

donde, $M(E_s(t))$, es el valor medio de $E_s(t)$ y $S(E_s(t))$ es la desviación estándar de $E_s(t)$.

Selección de Picos. En la figura 17, se muestra una señal PCG original, así como la respectiva envolvente normalizada de la energía de Shannon. El umbral para eliminar el efecto del ruido y las señales de muy baja intensidad, se determina como:

$$Th = 0.08 \cdot V_{max},$$

donde V_{max} , es el valor máximo de la envolvente. Los picos de la envolvente que exceden el umbral son escogidos y se asumen temporalmente como el primer o segundo sonido cardiaco respectivamente. En este procedimiento se escoge sólo un pico si se encuentran dos consecutivos cuya distancia es menor que 50 ms. con el siguiente criterio: 1). Siempre se escoge un pico 2). Más de dos picos significa la existencia de un sonido dividido en cuyo caso, se escoge el primero a fin de obtener el inicio de cada sonido.

Remoción de Picos extras. El primer problema que aparece es la selección de múltiples picos como se muestra en la figura 18. En orden a eliminar los valores extra, se calculan los intervalos entre cada pico adyacente y seguidamente se estima un par de valores (bajo y alto), que son usados para descartar los picos sobrantes y rescatar picos perdidos. Estos límites son calculados en base a la media y a la desviación estándar de esos intervalos.

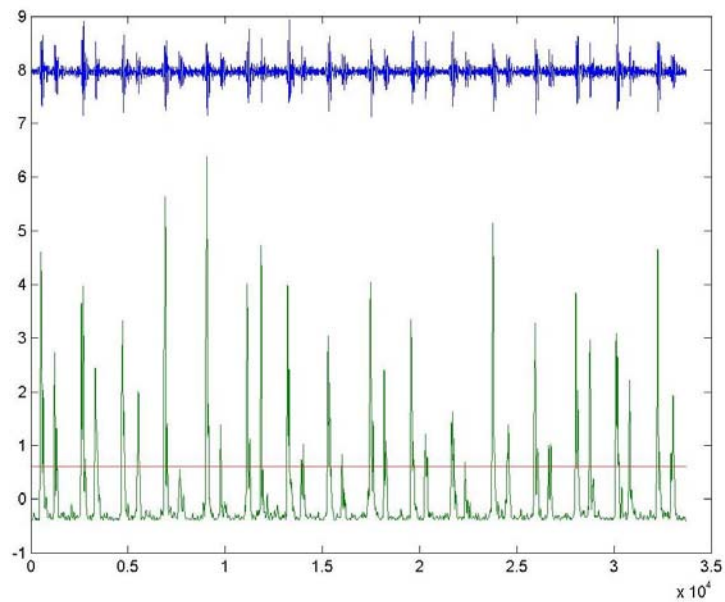


Figura 17. Selección de picos.

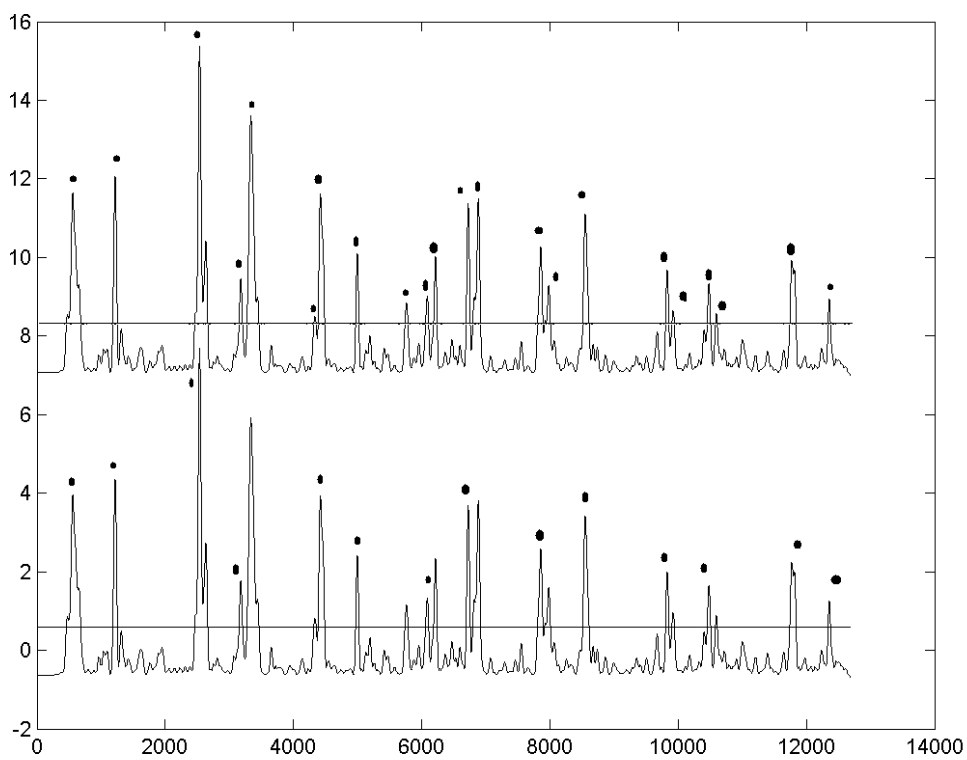


Figura 18. Remoción de picos extras

Cuando un intervalo entre dos picos adyacentes es menor que el límite de tiempo bajo, hay más de un pico extra que debe ser removido.

- 1) Cuando dos picos extra aparecen dentro de un intervalo de 50 ms, que es el intervalo más largo de un sonido cardiaco dividido en dos picos, y la energía del primer pico no es muy pequeña comparada con la del segundo, se escoge el primero, de otra manera, se escoge el segundo donde se asume que los dos picos encontrados forman parte de un sonido dividido, sino, el primer pico puede ser interpretado como ruido.
- 2) Cuando el intervalo entre dos picos adyacentes excede los 50 ms, sus energías son comparadas. Si la energía del primer pico es más grande que la del segundo, se escoge el primero, de lo contrario se escoge el segundo.

Rescate picos perdidos. En algunos registros se tiene que algunos sonidos cardíacos S1 ó S2, son muy débiles, siendo su energía menor que la del umbral inicial. Estos picos necesariamente deben ser encontrados. Para hacer esto, se examinan los intervalos que sobrepasen el límite de tiempo alto, asumiéndose que un pico ha sido perdido, por tanto el umbral se decrementará por una cierta cantidad, hasta encontrar dichos picos perdidos. En este caso de nuevo se utiliza el criterio para eliminar picos extra. La figura 19 muestra los picos perdidos que son recuperados.

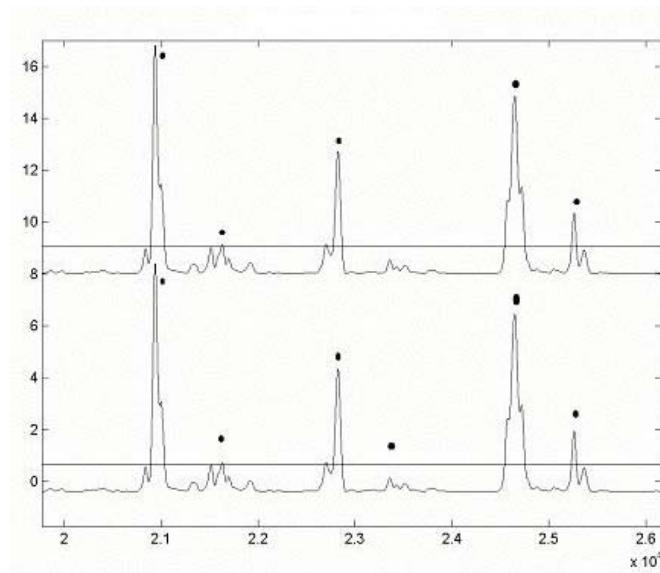


Figura 19. Recuperación de picos perdidos

Otro problema es causado por los artefactos, que se asemejan a picos reales en intervalos y amplitudes que no pueden ser descartados usando los métodos antes mencionados, para lo cual se tiene el siguiente procedimiento.

Identificación de S1 y S2. El anterior procedimiento, da como resultado un conjunto de valores correspondientes a S1 y S2, sin embargo se debe identificar cual es S1 y cuál es S2, aquí la identificación se basa en los siguientes enunciados.

- 1) El intervalo más largo de cualquier registro que se tomó pertenece al intervalo diastólico.
- 2) El intervalo sistólico es, relativamente, constante comparado con el diastólico.

De acuerdo a estos factores, se inicia en el intervalo más largo, y se realiza un recorrido hacia la izquierda y la derecha de dicha posición y se escogen los picos que presenten consistencia con los intervalos diastólico y sistólico, introduciendo los $c1$ y $c2$, usados para determinar el porcentaje de tolerancia de duración de los períodos sistólico y diastólico respectivamente, empíricamente los valores que se usan son: $c1 = 0.15$ y $c2 = 0.5 \cdot I_{max}$, siendo I_{max} la longitud del máximo intervalo.

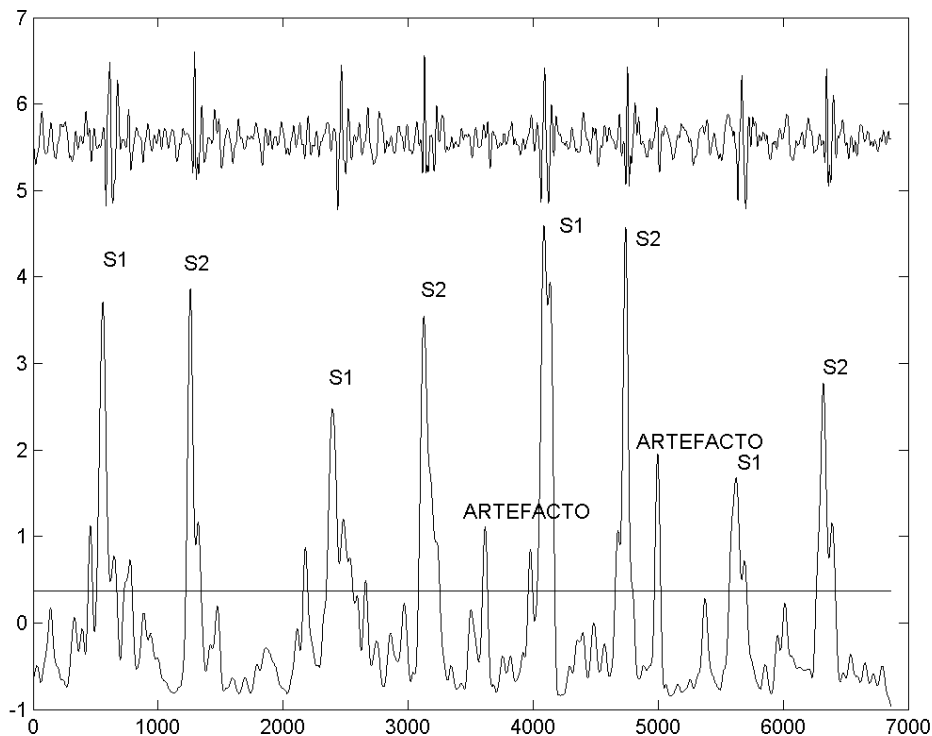


Figura 20. Identificación de S1 y S2

Después de identificar cuales son los periodos sistólico y diastólico, se determinan los valores de S1 y S2. Así los picos que no están incluidos en este conjunto son detectados y descartados. La figura 20 muestra la identificación de S1 y S2 con la eliminación de picos de artefactos.

Determinación de los tiempos de S1 y S2. La detección de los eventos S1 y S2 indican la localización aproximada de estos sonidos, por lo tanto la duración final de los ruidos cardíacos se obtiene definiendo un umbral de tiempo, que no presente mayor problema en su estimación. Este intervalo de tiempo se encuentra entre los 20 ms y 120 ms que son la duración promedio de un sonido cardíaco. La estimación de la segmentación en el fonocardiograma, consta de 4 segmentos importantes en el diagnóstico: Sonido S1, Sonido S2, Silencio Largo (intervalo entre S2 y S1) y, finalmente, Silencio corto (intervalo entre S1 y S2).

2.3 ANÁLISIS Y ESTADÍSTICAS DE LAS CARACTERÍSTICAS DE ECG

La caracterización de la señal ECG, se lleva a cabo con los siguientes parámetros orientados al diagnóstico:

- Amplitud,
- Longitud (tiempo)
- Energía
- Componente Fundamental
- Relación de amplitud entre S1 y S2 (para PCG)
- Frecuencia cardíaca

En la estimación de los anteriores parámetros, se calculan la media, la varianza y la desviación estándar. Los resultados obtenidos se presentan en las tablas 7 y 8.

2.4 CORRELACION

Se considera que las enfermedades cardíacas afectan los patrones eléctricos y acústicos en distintas formas [5]. Un aspecto importante radica en la posible detección de patologías relacionadas con las deformaciones sobre los dos registros, además de la detección de

patrones correlacionados que no se pueden observar, si se toman los dos registros por aparte [8]. La dependencia entre la onda PCG y la onda ECG, está condicionada por la aparición de impulsos eléctricos en el corazón (ECG), que desarrollan una respuesta mecánica por parte de las válvulas. Sin embargo no se ha realizado todavía un estudio de correlación de eventos en el corazón entre estas dos señales. Por tanto, el objetivo del análisis es establecer la posible relación que existe en eventos clave en el desarrollo del ciclo cardíaco, como por ejemplo, el cierre de las válvulas mitral, tricúspide, aórtica, pulmonar, despolarización ventricular, repolarización ventricular, etc, con el fin de estandarizar patrones que describan el funcionamiento del ciclo cardíaco.

En el presente trabajo, el método de correlación utilizado es el coeficiente de cross-correlación [9]. Sea X el conjunto de datos correspondiente a la señal ECG e Y el correspondiente a la señal PCG. Cada conjunto contiene un elemento o muestra de la señal, respectivamente, x_j e y_j . El coeficiente de cross-correlación ρ_{xy} es:

$$\rho_{xy} = \text{Cov}(XY) / \sqrt{\sigma_x \sigma_y} ,$$

donde σ_x es la varianza del conjunto de muestras ECG y σ_y es la varianza del conjunto de muestras PCG. La varianza de una variable s con media m_s es:

$$\sigma_s^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (s - m_s)^2$$

mientras la covarianza de x e y , se define como:

$$\text{Cov}(XY) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (x_j - \mu_x)(y_j - \mu_y).$$

El análisis de magnitud del coeficiente de crosscorrelación $|\rho_{xy}| \leq 1$, se realiza en orden a establecer las posibles relaciones existentes entre las señales que conforman el SCG. El análisis de correlación se hace por segmentos correspondientes, así: El complejo QRS del ECG con el respectivo QRS en el PCG. El S1 del PCG, con el respectivo S2, del ECG, como se indica en la figura 21.

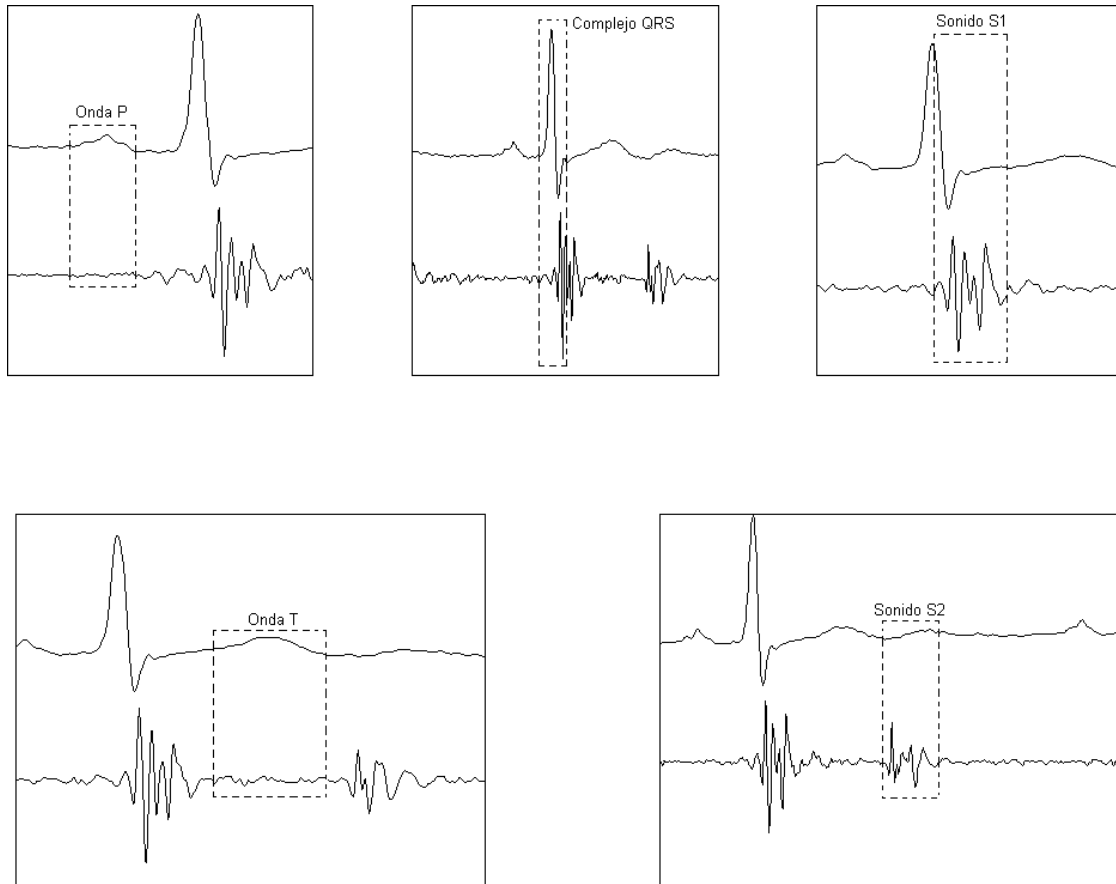


Figura 21. Segmentos a correlacionar en la evolución del ciclo cardiaco

En este segmento de SCG se realiza la correlación cruzada en diferentes escalas, es decir, con ventanas que van desde 1 ms. hasta el tiempo que dure el complejo seleccionado a intervalos de 0.5 ms. Estos vectores se los ordena de tal forma que se crea una matriz de correlación (correlograma cruzado). En el cálculo de la correlación se emplea el relleno de ceros (zero-padding). Finalmente, se escoge la mejor escala, donde se aprecien picos que tengan concordancia entre las dos señales, es decir que posean similitud con el evento cardíaco ocurrido, esto se ilustra en la figura 22. tomada de la interfaz desarrollada en el presente trabajo

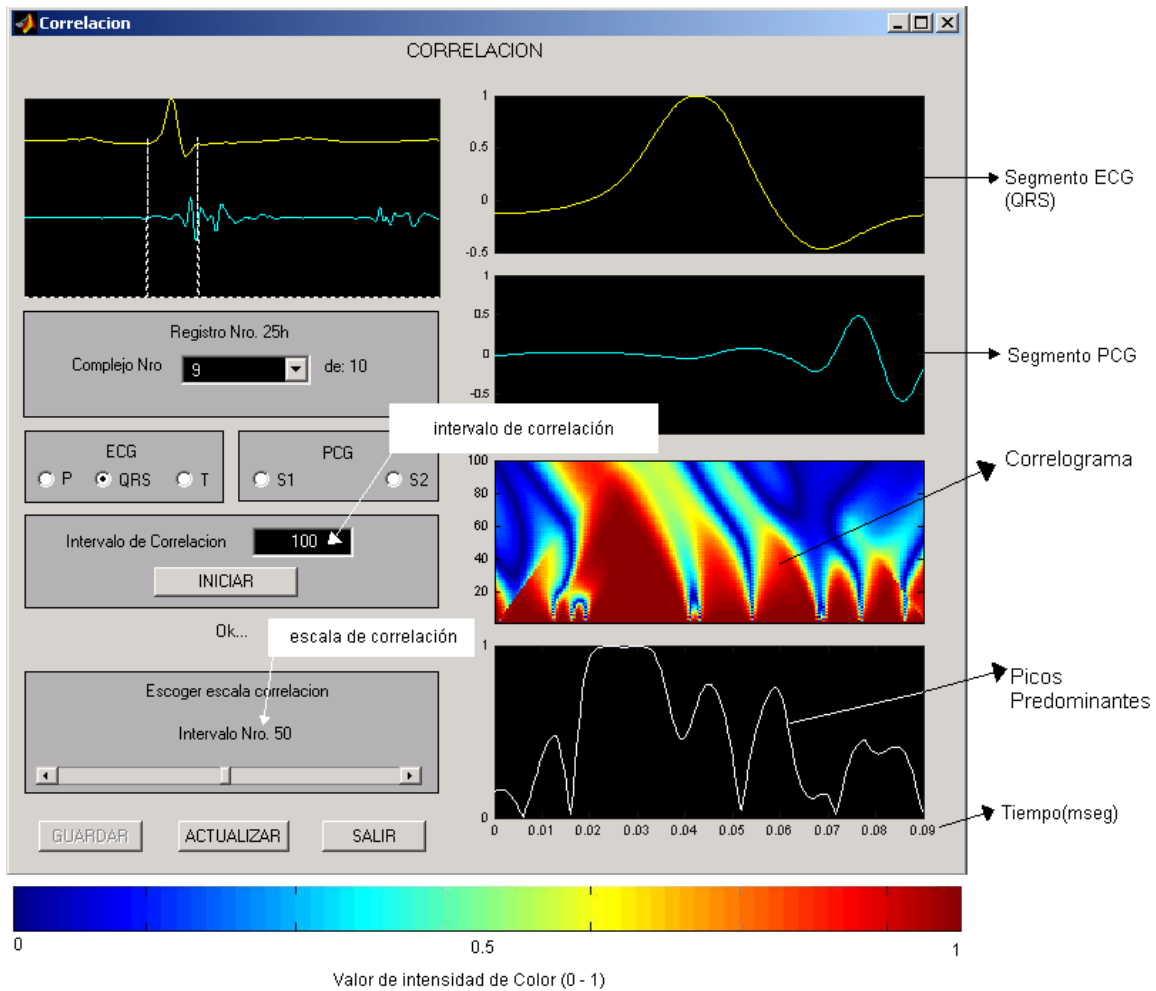


Figura 22. Interfaz de la aplicación desarrollada para el análisis de correlación.

3. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

La metodología de investigación está basada en la simulación realizada mediante la aplicación especialmente desarrollada para el cálculo y análisis de correlogramas de SCG.

3.1 DESEMPEÑO DE ALGORITMOS ECG Y PCG

3.1.1 Algoritmo ECG

Del total de registros que fueron seleccionados para el análisis, se obtuvieron los siguientes resultados del algoritmo de segmentación para ECG:

Nro. Reg.	Nro. C-C	Onda P		QRS		Onda T	
		Buena	Mala	Bueno	Malo	Buena	Mala
39	517	517	0	517	0	507	10

Tabla 5. Resultados segmentación ECG.

Donde se escogieron 39 registros, y donde C-C corresponde a un complejo sincrocardiográfico es decir desde el inicio de la onda P hasta el final del sonido S2.

Lo que nos da una efectividad de:

100% para detección de onda P

100% para detección de QRS

98.1% para detección de onda T

para un total de: **99.4%** de efectividad en la detección de ECG.

3.1.2 Algoritmo PCG

Para obtener unos resultados óptimos en la segmentación de PCG, se escogieron las fuentes de segmentación para cada registro de acuerdo a su comportamiento en frecuencia y

principalmente por la cantidad de ruido que posea. En la figura 23 se muestra la efectividad de cada fuente de segmentación para todos los registros.

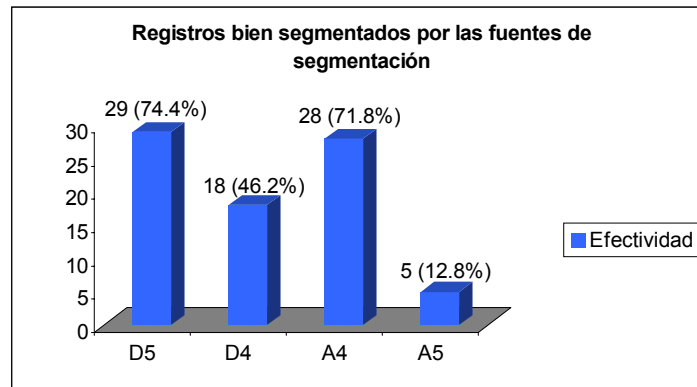


Figura 23.

En la figura 24, se ilustra el número de registros que utilizó cada fuente de segmentación.

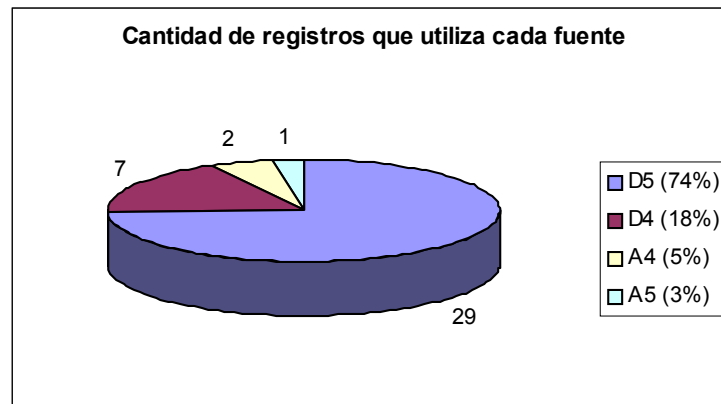


Figura 24.

Con lo anterior, del total de registros que fueron seleccionados para el análisis, se obtuvo la efectividad, comprobando los C-C de cada registro, donde se obtuvieron los siguientes resultados para segmentación en PCG.

Nro. Reg.	Nro. C-C	Sonido S1		Sonido S2	
		Bueno	Malo	Bueno	Malo
407	523	518	5	518	5

Tabla 6. Resultados segmentación PCG.

Se escogieron 40 registros y 523 C-C, la efectividad fue:

99% para sonido S1

99% para sonido S2

para un total de: **99%** de efectividad en detección de PCG.

Con la buena confiabilidad de los algoritmos se puede realizar un análisis a cada segmento de un C-C, para determinar los patrones de normalidad en el total de muestras y su posterior análisis de correlación.

3.2 CARACTERÍSTICAS DE SEÑALES SCG

Se realizaron mediciones de características esenciales para el diagnóstico de señales ECG y PCG, en todos los registros segmentados, los resultados se encuentran en las tablas 7 y 8.

3.2.1 Características de Señales ECG.

Se tuvieron en cuenta las siguientes características:

V_{max} = Voltaje máximo con respecto a 0. (mV).

V_{p-p} = Voltaje pico a pico (mV).

$Long$ = longitud en tiempo, del complejo (s).

$Media$ = Valor medio del segmento.

Var = Varianza del segmento.

$Freq Fund$ = Componente de frecuencia fundamental del segmento mediante transformada rápida de Fourier (FFT). (Hz).

$Energía$ = Energía de el segmento, $E = \sum_{i=1}^n |x|^2$.

$Frecuencia Cardíaca$: Pulsaciones por minuto de un registro ECG.

Se hicieron mediciones en 39 registros obteniéndose los siguientes resultados:

Características		Onda P	Complejo QRS	Onda T
Vmax (mV)	Promedio	0.03630244	0.90919389	0.21440463
	Máximo	0.15618	1.8187	0.49537
	Mínimo	-0.13102	0.21791	-0.0013376
Vp-p (mV)	Promedio	0.11614487	1.2933744	0.31202573
	Máximo	0.21948	2.3437	0.64927
	Mínimo	0.0421	0.35396	0.01793
Long. (s)	Promedio	0.11359985	0.09000639	0.16162605
	Máximo	0.13771	0.16938	0.21541

	Mínimo	0.092462	0.065385	0.023556
Media	Promedio	-0.01868949	0.11679214	0.08736529
	Máximo	0.090936	0.41292	0.21293
	Mínimo	-0.18645	-0.15177	-0.041383
Var	Promedio	0.00122457	0.18614087	0.01194646
	Máximo	0.003644	0.52662	0.050444
	Mínimo	0.00014058	0.011459	4.3652E-05
Freq Fund (Hz)	Promedio	12.4145872	21.7934627	10.5569295
	Máximo	29.7398	32	121.2121
	Mínimo	7.6628	11.0497	4.7506
Energía	Promedio	1.42168441	36.7932784	8.17310316
	Máximo	25.7972	113.513	34.1104
	Mínimo	0.054696	2.1944	0.0090659
Frecuencia Cardíaca (Lat/m)	Promedio	68.63464872		
	Máximo	95.7943		
	Mínimo	46.7998		

Tabla 7. Resultados Características ECG

3.2.2 Características de señales PCG

Se tuvieron en cuenta las siguientes características:

Long = longitud del segmento (*s*).

Freq. Fund. = Componente Fundamental del segmento al realizarle la FFT (*Hz*).

Energía = Energía del segmento, $E = \sum_{i=1}^n |x|^2$

Debido a que la amplitud de los sonidos cardíacos independientemente no tienen ningún sentido, debido a que estos valores son muy variables, dependiendo, de la textura del paciente, la respiración, el método de toma de muestras, etc.

Para establecer un valor que tenga sentido con respecto a la amplitud se estableció una relación entre las amplitudes de el sonido S1 con el sonido S2, con sus valores máximos y pico a pico.

Para determinar cuál de los dos sonidos presenta más amplitud se toma el índice de relación y se compara su valor.

Si $indice > 1$, el sonido S1 es mayor que S2, de lo contrario S2 es mayor que S1, este índice también se utiliza para confirmar la normalidad en el funcionamiento de las válvulas.

En la tabla 8, se muestran los resultados de las características para el Fonocardiograma.

Características		Sonido S1	Sonido S2
Long. (s)	Promedio	0.128994	0.105720026
	Máximo	0.30983	0.1367
	Mínimo	0.10116	0.08592
Media	Promedio	-0.00657111	-0.005481451
	Máximo	0.0069145	0.0043552
	Mínimo	-0.018807	-0.014315
Var	Promedio	0.08855584	0.078538978
	Máximo	0.43771	0.68966
	Mínimo	-0.0039633	0.00068026
Freq Fund (Hz)	Promedio	44.78802564	49.92511795
	Máximo	89.7436	97.0874
	Mínimo	25.4777	26.5781
Energía	Promedio	21.5940272	16.58795051
	Máximo	91.1066	129.8358
	Mínimo	0.84826	0.1925
Indice Vmax S1/S2	Promedio	1.255391269	
	Máximo	2.765083158	
	Mínimo	0.427570617	
Indice Vp-p S1/S2	Promedio	1.325292794	
	Máximo	2.96398321	
	Mínimo	0.498621373	

Tabla 8. Características PCG

De lo anterior se alcanza a observar que el sonido S1 es mayor que el S2 en la mayoría de los casos, que la componente principal de frecuencia de los dos sonidos es similar, la duración de los sonidos es parecida, todo esto comparado de acuerdo a estudios realizados en fonocardiografía, para determinar la normalidad de los sonidos cardíacos sin métodos automatizados [19].

3.2.3 Características del Correlograma

Como se mencionó en el numeral 2.4, se realizó cross-correlación a los segmentos del SCG, a medida que evoluciona el ciclo cardiaco obteniendo una serie de valores.

Estos valores son significativos donde existe información de ambas señales, y son nulos cuando una o dos de las señales son 0, debido a que la correlación con un intervalo cero es nula.

Como se observa en la figura 21, los segmentos donde existe información por parte de las dos señales son el segmento del QRS, el segmento del sonido S1, y el sonido S2, que coincide con el final de la onda T (repolarización aurículas y ventrículos). Los demás intervalos se los descarta, ya que la correlación no es significativa, aunque en las muestras con mucho ruido, se puede obtener información errónea para el análisis por que resultan picos similares a los picos de interés, debido a esto, para demostrar que no existe correlación en los segmentos donde “no hay información de la señal”, se hace un filtrado pasabajo de 10 Hz, para eliminar todo el ruido posible, y se vuelve a repetir el análisis.

En efecto, la correlación es nula o con valores muy bajos en estos puntos, como se muestra en la figura. 25, por tanto no entrarán en el análisis.

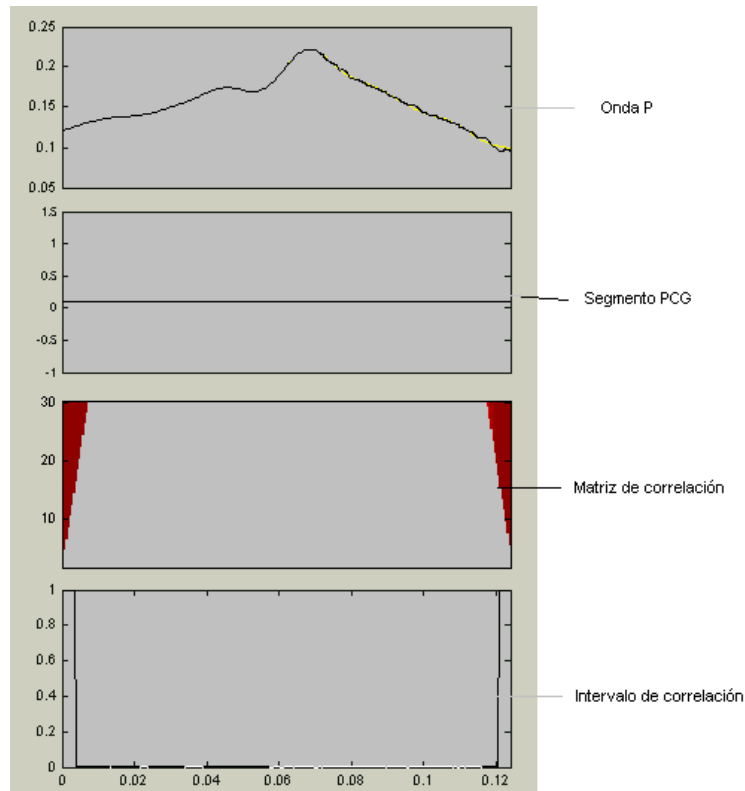


Figura 25. Correlación nula entre onda P (ECG) y segmento PCG

Para la presente investigación se analizan entonces los segmentos QRS, S1, T y S2, que son los que tienen información por parte de las dos señales.

En la figura 26 se muestran los picos predominantes en el complejo QRS y los picos predominantes en el sonido S1.

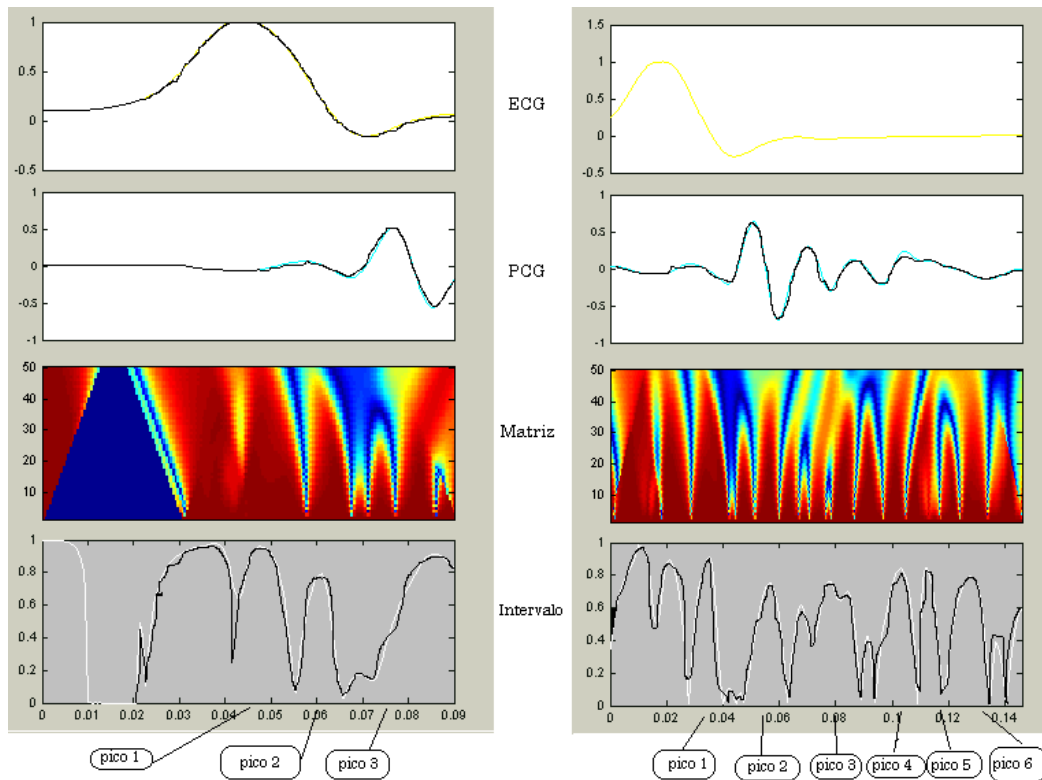


Figura 26. Picos predominantes en QRS y S1

En la actualidad se conoce que un valor de correlación alto está en el orden de 0.6 o superior, aunque algunos autores citan [25], un valor mayor de 0.75 como correlación alto. Para obtener resultados óptimos en este trabajo se tomaron puntos de correlación que sobrepasen un valor de 0.6, ya que este presenta consistencia a ser un valor de umbralización para esta clase de picos.

Después de realizar un intensivo análisis a los patrones de picos encontrados en las gráficas del correlograma cruzado, se protocolizaron de la siguiente manera:

Los rangos en donde se aprecian mejor los picos está entre los 20 –25 y 30 ms de intervalo de correlación, después de realizar pruebas con estos tres rangos se escogió el de 20 ms debido a que presentó mejores resultados.

- Para QRS:

Pueden existir 3 picos principales

1) *Pico 1*: El inicio de este pico coincide con el valor máximo del pico R, evento anterior al inicio del primer componente de S1, es decir cuando la válvula mitral se está

cerrando, por lo general este pico se presenta después de 40 ms, después del inicio del complejo QRS

- 2) *Pico 2* : El inicio de este pico coincide con el descenso de la onda R, hasta el inicio del primer componente de S1, y el final coincide con el ascenso de la onda S y parte del primer componente de S1.
- 3) *Pico 3*: En ocasiones hay un tercer pico que corresponde al final o parte del primer componente del sonido S1, dependiendo de la duración del complejo QRS.

Los picos que aparecen antes de 40 ms fueron descartados debido al filtrado que se le hizo al segmento del PCG antes del inicio del sonido S1.

- Para S1:

Pueden existir 6 picos principalmente, los otros se deben a fluctuaciones de los mismos componentes del sonido S1.

- 1) *Pico 1*: Su inicio coincide con el final de la onda R.
- 2) *Pico 2*: El final de este pico corresponde al final del primer componente S1, con el final de la onda S
- 3) *Pico 3*: Su inicio corresponde al inicio del segundo componente de S1 y parte del segmento S-T
- 4) *Pico 4*: Corresponde al final del tercer componente de S1 y parte de segmento S-T
- 5) *Pico 5*: Su inicio corresponde al inicio del cuarto componente del S1 y parte del segmento S-T
- 6) *Pico 6*: Su final corresponde al final del cuarto componente del sonido S1 y parte del segmento S-T

En muchos casos, algunos de los picos presentan variaciones, alterando los resultados, generalmente, se fusionan los picos 3 y 4.

- S2 y T

Generalmente se presenta un pico

Pico 1: Que corresponde al final de la onda T, y al inicio del primer componente de S2. Este pico es muy escaso, ya que en la mayoría de muestras analizadas no existió una intersección notable por parte de las ondas T y S2

Con base a estas observaciones se obtuvieron los siguientes resultados al realizar un análisis de los picos para un total de 100 complejos seleccionados al azar, de la base de datos.

	Porcentaje aparición de picos	Duración de picos(ms)	Porcentaje de error de duración
QRS			
Pico 1	100	15.45	14.2450328
Pico 2	65	14.5777778	36.0053931
Pico 3	80	15.1	33.7796069
S1			
Pico 1	95	13.5375	12.6584639
Pico 2	90	13.9	19.6863075
Pico 3	75	16.6125	43.860523
Pico 4	90	15.3375	26.1695127
Pico 5	85	13.6708333	31.6528684
Pico 6	90	15.6166667	28.2583377

Tabla 9. Estadística de los picos de correlación

En más del 90% de los casos estudiados no hubo una relación entre el sonido S2 y la onda T, por tanto no aparece en los resultados.

3.3 CONCLUSIONES

En el trabajo se proponen las relaciones entre las señales ECG y PCG por medio de eventos. Basados en la evaluación bibliográfica de métodos de segmentación tanto en electrocardiografía como en fonocardiografía, se determinó a la transformada wavelet la mejor opción para el desempeño de dichos métodos, específicamente la transformada wavelet diádica y discreta.

El análisis exige un ensamble de señales de buena calidad, por lo que se emplearon equipos, personal y herramientas que brinden dicha información. A pesar de todo se tuvieron problemas en la adquisición de las señales PCG y ECG, en las señales fonocardiográficas debido a la gran sensibilidad del micrófono utilizado, al ruido del medio ambiente, a los diferentes tipos de interferencia, al movimiento involuntario del paciente, etc. El inconveniente en las señales electrocardiográficas fue en la mayoría de los casos el mal contacto de los electrodos con la piel, que causaron ruido y degeneración de la señal, debido a lo anterior se implementaron algoritmos que tengan en cuenta estos obstáculos.

Con la utilización de potentes herramientas matemáticas que brinda el paquete de análisis MATLAB, se pudo tener una buena manipulación matemática de las señales a analizar y un alto grado de confiabilidad en los resultados, diseñando herramientas (software) que permitieran el manejo de grandes cantidades de información, y procesos de automatización para obtener una cantidad de datos adecuada para la investigación. El desarrollo de los algoritmos necesarios para este estudio se realizó en varias etapas, con el fin de incrementar la velocidad y la efectividad de los mismos, el resultado final fueron dos algoritmos robustos con mejoras en la velocidad de hasta 150 veces y con una efectividad superior al 99%.

El último paso, y el más importante fue el realizar un análisis exhaustivo de las matrices de cross-correlación que brindan información útil en el análisis del funcionamiento del ciclo cardíaco. Debido a que este análisis es nuevo en el campo de las bioseñales y los patrones de las matrices son difíciles de interpretar, no se hizo un proceso automatizado, tomando de

esta manera un tiempo considerable en obtener resultados finales, realizando así un análisis sólo a una parte del banco de datos.

Las observaciones se realizaron para diferentes intervalos de tiempo en la matriz de correlación, llegando así a obtener resultados en los valores de 20 –25 y 30 ms, con valores coherentes en el análisis de los segmentos QRS y su correspondiente parte del PCG, también del segmento S1 y su correspondiente parte del ECG con un índice de más del 65% de la aparición de una serie de picos comunes a las muestras analizadas, que pueden tener concordancia con eventos mecánicos que pertenecen al funcionamiento de las válvulas del corazón, en especial las válvulas mitral y tricúspide. En lo que se refiere a la onda P, no se puede realizar una correlación puntual, con su respectiva contraparte, debido a que no posee información útil que pueda servir para describir su comportamiento. Las ondas T y S2, presentan en un mínimo índice (menos del 5%) de los casos analizados, una relación significativa, debido a que la intersección entre las dos señales es muy pequeña (relación de final de onda T con el principio del primer componente de S2), y en algunos casos no existe. Todos los resultados de el análisis llevado a cabo en la investigación se depositaron en la base de datos “SCG”, con la posibilidad de realizar estudios a nuevos campos muestrales para corroborar la información obtenida; también se dejan las puertas abiertas para la incorporación de nuevos registros a la base de datos para posteriores trabajos relacionados con el ciclo cardíaco, teniendo de esta manera la posibilidad de estandarizar la información contenida y que pueda ser utilizada por otros institutos interesados en esta área.

Finalmente, ya que este trabajo es la base de un análisis más detallado de las características que se puedan obtener, de la onda ECG (analizada con detalle), la onda PCG (cuyas características aún no están bien definidas) y la SCG (no existe dato alguno). Existe la posibilidad de implementar nuevos tipos de análisis más rigurosos a intervalos específicos del ciclo cardíaco como análisis de tipo multivariado (ANOVA y multi ANOVA), el cual es la siguiente fase del proyecto.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] ANAYA, Marta T.; Cavallaro Maria I.; Villaverde Francisco; D'Atellis Carlos, "Introducción a las ondas". Departamento de matemática, Universidad de Buenos Aires, 1994.
- [2] ARANGO E, Juan José, "Fundamentos de Medicina, Manual de Electrocardiografía", Corporación para Investigaciones Biológicas, Medellín
- [3] ARISTIZABAL, Juan David; Montenegro, Juan Carlos; "Caracterización de señales ECG", Tesis Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales; 2002
- [4] BIOPAC, Systems. Inc. "The Biopac Student Lab", www.biopac.com
- [5] CASTAÑO V. Oscar, "Semiología Cardiovascular no invasora – Rehabilitación Cardíaca-", Universidad de Caldas, 1994
- [6] CASTELLANOS Germán, Antonov -Antipov Yu. N., Fedorov V.A. "Compensation of Involuntary Movement of Patient in Non-invasive Measurement of Pulse and Breathing".
- [7] GARCIA, Julio. "ECG-PCG Simultáneo (SCG): Un viejo-nuevo método de diagnóstico de enfermedades del corazón".
- [8] GARCIA, Julio. "Implementación de un instrumento de procesamiento de señales eléctricas y acústicas del corazón". Tesis Universidad de los Andes. 2000.

- [9] GARCIA Julio, Rodríguez José Luis, “Patrones de Crosscorrelación entre señales electrocardiográficas y fonocardiográficas”, Universidad Nacional de Colombia sede Manizales, 2001
- [10] GIRALDO G. Beatriz F, “Contribución al diagnóstico automático de arritmias cardíacas basado en el código de Minesota”, Universidad Politécnica de Cataluña, 1996
- [11] GUYTON C, Artur Md, “Tratado de Fisiología Médica” Novena edición, , McGraw Hill, Interamericana.
- [12] JIMENEZ, Alejandro; Muñoz, Juan Jacobo,” Fonocardiografía normal en el foco mitral“, Universidad Nacional de Colombia, 1941
- [13] J.S Sahambi, S.N. Tandon, R.K.P, Bhatt, ”Using Wavelet Transforms for ECGg characterization”, Centre for Biomedical Engineering Indian Institute of Technology Delhi IEEE (Engineering in medicine and biology) Revista Volumen 16, 1997
- [14] LIANG Huiying. Lukkarinen Sakari. “A Heart Sound Segmentation Algorithm Using Wavelet Decomposition and Reconstruction”. Helsinki University of Technology. e-mail: hliang@cc.hut.fi
- [15] LUKKARINEN, Sakari. Noponen, Anna Leena. Sikiö, K. Angerla, Anna. “A NEW PHONOCARDIOGRAPHIC RECORDING SYSTEM.” Computers in Cardiology. <http://www.hut.fi/Yksikot/Elektroniikka/English/Projects/Audioscope/>
- [16] LUKKARINEN, Sakari. Huiying, L. Hartimo, I. “HEART SOUND SEGMENTATION ALGORITHM BASED ON HEART SOUND ENVELOGRAM”. Computers in Cardiology. 1997. <http://www.hut.fi/Yksikot/Elektroniikka/English/Projects/Audioscope/>
- [17] LUKKARINEN, Sakari. Sikiö, K. Noponen, Anna Leena. Angerla, Anna. Sepponen, Raimo. “NOVEL SOFTWARE FOR REAL-TIME PROCESSING OF

PHONOCARDIOGRAPHIC SIGNAL.” 19th Annual International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 1997.

<http://www.hut.fi/Yksikot/Elektroniikka/English/Projects/Audioscope/>

[18] MATLAB, Documentación PDF del Toolbox de Estadística.

[19] MATLAB, Documentación PDF del Toolbox de Wavelets.

[20] MATLAB, Documentación PDF del Toolbox de Guide.

[21] MATLAB, Documentación PDF del Toolbox de Bases de datos.

[22] MATLAB, Documentación HTML, General Concepts.

[23] MATLAB, Documentación HTML, Building Gui's, Using MatLab's GUIDE

[24] MICROSOFT, “Enciclopedia Encarta”, 2001

[25] PAPOULIS, Athanasios. “PROBABILITY, RANDOM VARIABLES, AND STOCHASTIC PROCESSES”. Tercera Edición. McGraw Hill 1991.

[26] PFLANZR Richard .Ph.D., “Physiology Lessons for use with the Biopac Student Lab V3.0.”

Web site: <http://www.biopac.com>

[27] PROAKIS John, Manolakis, Dimitris, “TRATAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES, principios, algoritmos y aplicaciones.”, Prentice Hall, Madrid 1998

[28] PUERTA, Liliana. Rios, Angela. “Sistema para el procesamiento en tiempo real del ECG de 12 derivaciones”. Tesis Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales. 1999.

- [29] RYAN, Rob. Shuler, Robert. "General riff file background. Riff wave (*.wav) file format". Brown University. www.wotsit.org. 1995.
- [30] SHERMAN K, Stein; Barcellos Anthony, "Cálculo y Geometría Analítica", Quinta Edición, McGrawHill 1994.
- [31] VILLA, Jose Luis. Reynolds Pombo, Jorge. "Caracterización de la señal ECG de la allena jorobada". SCVS. Junio 1999.
- [32] YONKMAN, Fredick F. "CORAZÓN. Colección CIBA de Ilustraciones Médicas.", Tomo V. Salvat Editores 1983.

GLOSARIO

Aparatos subvalvulares Mitrál y Tricúspide: Dícese de las estructuras que se encuentran debajo de las válvulas Mitrál y Tricúspide.

Aparatos subvalvulares Aórtico y Pulmonar: Dícese de las estructuras que se encuentran debajo de las válvulas Aórtica y Pulmonar.

Basal: Porciones basales de los ventrículos y del *séptum*.

Cefálico: Pertenece a la cabeza, o en dirección hacia ella.

Dicotomización: División de una rama en dos subramas.

Dipolo: Frente de onda, precedido de una carga positiva y antecedido de una negativa que marca deflexiones positivas hacia donde se acerca, y origina inflexiones negativas, de donde se aleja, el dipolo se muestra en la figura 1.

Endocardio: Membrana interna que recubre el corazón por su parte interior tapizándolo.

Epicardio: Lámina visceral que se refleja sobre el corazón, hace parte del pericardio seroso, está separada del corazón por un espacio virtual, denominado cavidad pericárdica, y está humedecida de una capa de líquido.

Estructuras Subvalvulares: Conjunto de estructuras que se encuentran debajo de las válvulas.

Gradientes tensionales: Diferencia de tensión entre dos puntos o zonas intracavitarias.

Haz de His: Conjunto de fibras especializadas que permiten la transmisión del impulso originado en el nudo Sinusal, a partir del nudo AuriculoVentricular, recorriendo así el subendocardio ventricular.

Intracavitario: Evento ocurrido dentro de una cavidad.

Músculos Bulboespirales: Músculos que sirven de sostén a las estructuras subvalvulares.

Músculos Papilares: O músculos pilares con forma de cono, cuyas bases se insertan en la pared ventricular. Sus vértices se continúan en finas cuerdas tendinosas, que se insertan en los vértices, los bordes y las caras ventriculares de las cúspides de las válvulas auriculoventriculares

Nódulo Auriculo-Ventricular: Compuesto por una red de fibras musculares cardíacas especializadas, situado en la porción posterior del tabique de la aurícula derecha, inmediatamente por detrás de la válvula tricúspide y contiguo a la desembocadura del seno coronario.

Nódulo Sinusal: Es una tira pequeña, aplanada y elipsoide de músculo especializado, está situado en la pared superolateral de la aurícula derecha inmediatamente por debajo y algo lateral respecto a la desembocadura de la vena cava superior. Las fibras del nudo sinusal se conectan directamente con las fibras de la aurícula, de forma que cualquier potencial de acción que comienza en el nudo sinusal se propaga inmediatamente a las aurículas.

Normonivelada: Acorde al valor de la línea base.

Paraséptum: Alrededor del *séptum* o tabique.

Podálico: En dirección hacia los pies.

Séptum: Equivale a tabique ó separación; Es un tejido de separación.

Subendocardio: Anterior al *endocardio*.

Subepicardio: Anterior al *epicardio*.

Tabique Interauricular: Pared divisora entre las aurículas del corazón.

Tabique Interventricular: Pared divisora entre los ventrículos del corazón.

Tórax: Estructura anatómica formada por las costillas y el esternón; contiene los pulmones y el corazón.

Tracto Internodal Anterior: Cordón, fascículo, vía que lleva los impulsos desde el nódulo sinusal hacia el nódulo Auriculo – Ventricular anteriormente

Tracto Internodal Intermedio: Cordón, fascículo, vía que lleva los impulsos desde el nódulo sinusal hacia el nódulo Auriculo – Ventricular medialmente

Tracto Internodal Posterior: Cordón, fascículo, vía que lleva los impulsos desde el nódulo sinusal hacia el nódulo Auriculo – Ventricular posteriormente

Vector: Es una magnitud dirigida, que tiene un punto de iniciación, uno de finalización, una orientación espacial y una duración.

ANEXO A

EL CORAZÓN: ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA

El corazón que se muestra en la figura 1. está formado en realidad por dos bombas separadas: un *corazón derecho* que bombea sangre a los pulmones, y un *corazón izquierdo* que bombea sangre a los órganos periféricos. A su vez, cada uno de estos corazones es una bomba pulsátil de dos cavidades compuesta por una *aurícula* y un *ventrículo*. La aurícula funciona principalmente como una débil bomba cebadora del ventrículo, que ayuda a mover la sangre al interior del ventrículo. El ventrículo a su vez proporciona la principal fuerza que propulsa la sangre a través de los pulmones o por la circulación periférica.

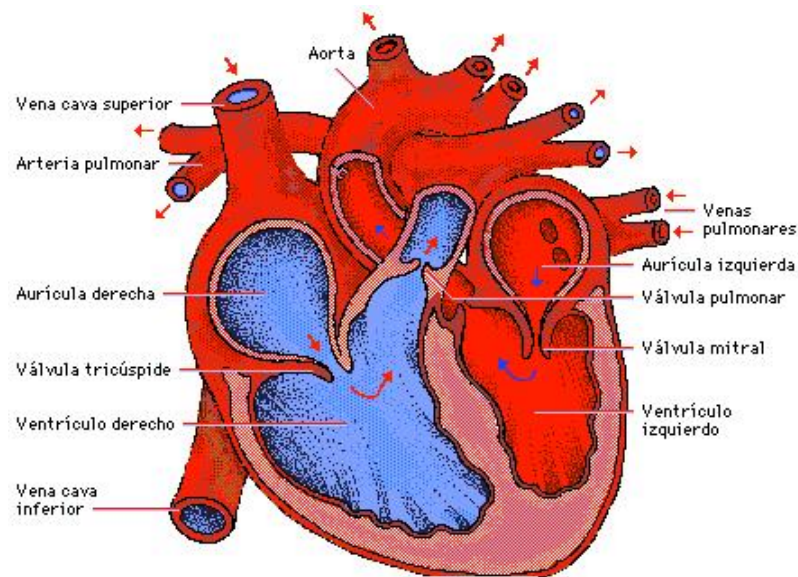


Figura. 1

El corazón posee también unas válvulas, se denominan *válvulas auroventriculares A-V* (*mitral* y *tricúspide*), las cuales impiden el flujo retrógrado de la sangre de los ventrículos a las aurículas durante la sístole, y las *válvulas sigmoideas* (*aórtica* y *pulmonar*), que impiden que la sangre de las arterias aorta y pulmonar regrese a los ventrículos durante la

diástole. Estas válvulas trabajan de forma pasiva, es decir, que se cierran cuando un gradiente de presión retrógrado empuja la sangre hacia atrás, y se abren cuando un gradiente de presión anterógrado empuja la sangre hacia delante.

Tanto las válvulas A-V como las sigmoideas tienen ciertas diferencias: Las elevadas presiones existentes en las arterias al final de la sístole hacen que las válvulas se cierren con un golpe seco, en comparación con el cierre mucho más suave de las válvulas A-V, también las válvulas sigmoideas tienen una abertura menor, por lo cual la velocidad de expulsión de la sangre es muy superior a la de las válvulas A-V, mucho más anchas.

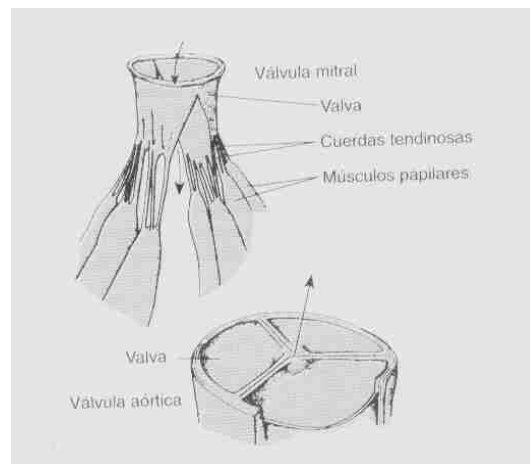


Figura A2. Válvulas del Corazón

En la figura A3 se muestran los momentos exactos cuando las válvulas actúan, relacionándose estas con toda la actividad de presión, eléctrica y acústica del corazón que se tratan a continuación.

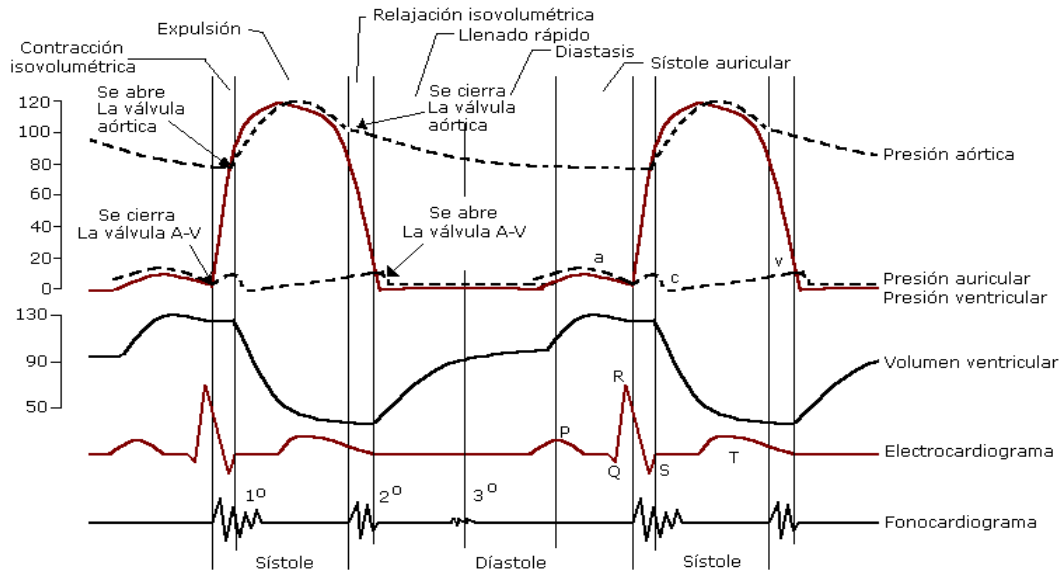


Figura A3. Acontecimiento del ciclo cardíaco referido a la función del ventrículo izquierdo, que muestran las variaciones de la presión en la aurícula izquierda, presión del ventrículo izquierdo, presión aórtica, volumen ventricular, electrocardiograma y fonocardiograma

El corazón está compuesto por tres tipos principales de miocardio:

Músculo auricular, músculo ventricular: Este tipo de músculo se contrae en gran medida comparándose con el músculo esquelético, diferenciándose que su duración es mucho mayor.

Fibras musculares excitadoras y conductoras especializadas: Se contraen sólo débilmente debido a que contienen pocas fibrillas contráctiles; en lugar de ello muestran ritmo y diversas velocidades de conducción, proporcionando un sistema de estimulación cardíaca.

Las aurículas están separadas de los ventrículos por el tejido fibroso que rodea las aberturas valvulares que existen entre las aurículas y los ventrículos. Normalmente, los potenciales de acción sólo pueden ser conductos del *sincitio* auricular al ventricular a través de un sistema de conducción especializado, el *haz auroventricular (A-V)*, un haz de fibras de conducción de varios milímetros de diámetro.

Las fibras musculares que constituyen al miocardio tienen una velocidad de conducción de aproximadamente 0.3 a 0.5 m/s., o en torno a 1/250 la velocidad de las fibras nerviosas muy grandes. La velocidad de conducción en el sistema especializado de conducción (las fibras de *Purkinje*) varía entre 0.02 y 4 m/s. en diferentes partes del sistema, lo que permite una conducción rápida del estímulo por el corazón.

El músculo cardíaco se contrae mediante una excitación o potencial de acción, su contracción empieza unos ms después del comienzo del potencial de acción y continúa haciéndolo hasta pocos ms después de la terminación del potencial de acción, por esto la duración de la contracción en el miocardio es en gran medida función de la duración del potencial de acción: unos 0.2 s en el miocardio auricular y 0.3 s en el ventricular.

ANEXO B.

ELECTROCARDIOGRAMA

B.1 Electrocardiograma Normal

La única manera de comprender de una manera analítica, deductiva y lógica un trazado electrocardiográfico es aplicando el sistema vectorial expuesto.

El trazo electrocardiográfico periférico, nos da información acerca del comportamiento eléctrico, del sistema excito-conductor cardíaco, a través de unos electrodos, que situados en la periferia de la masa cardíaca, analizan su comportamiento, desde diferentes ángulos visuales, y conservando la dinámica vectorial, que normalmente se presenta.

Se estudian a continuación las variantes de un trazado electrocardiográfico en cada una de las derivaciones que son conexiones eléctricas convencionales usadas para registrar el electrocardiograma.

B.1.1 Electrocardiograma en el Plano Frontal

Electrocardiograma en las Derivaciones Bipolares o Derivaciones de extremidades

Estas derivaciones analizan el fenómeno eléctrico, por conducto, de unos electrodos situados en las extremidades, pero como su nombre lo indica, por ser *bipolares*, siempre existirá un electrodo explorador y otro indiferente.

Derivación DI

Analiza el fenómeno eléctrico, por intermedio de un electrodo activo situado en el brazo izquierdo menos uno pasivo ubicado en el derecho, es decir, las fuerzas vectoriales, se acercarán o alejarán, del brazo izquierdo, dentro del triángulo de Einthoven.

El vector resultante auricular, por marchar hacia la izquierda, será el responsable de la onda P positiva, posteriormente, cuando las fuerzas de activación cursan a través del nódulo aurículo-ventricular, se registrará una línea isoeletrica, denominada intervalo PR. Al originarse el Primer Vector septal que va hacia la derecha, se aleja del brazo izquierdo,

registrando una pequeña onda Q, Luego el vector II izquierdo, se acerca a dicha derivación originando la onda R. Posteriormente el III vector Basal al apuntar hacia la derecha se aleja del brazo izquierdo y origina una pequeña inflexión negativa conocida como onda S. Finalmente, el vector único resultante de la recuperación ventricular, originará una Onda T positiva y asimétrica.

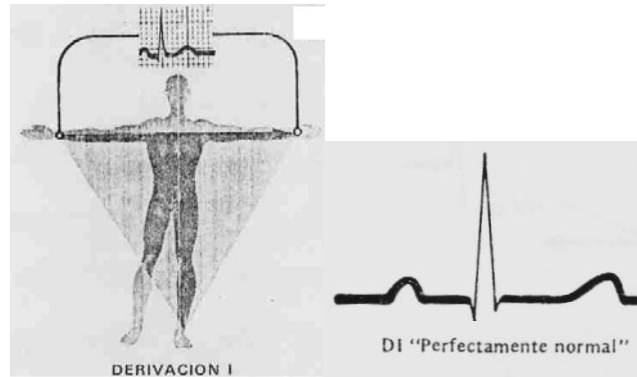


Figura B1. Derivación DI

Derivación II

Visualiza el comportamiento vectorial, por conducto de un electrodo explorador ubicado en la pierna izquierda y uno indiferente situado en el brazo derecho, siguiendo al eje mayor del corazón. Las fuerzas vectoriales, se acercarán o alejarán de la pierna izquierda.

Esta derivación es donde mejor se ven las ondas en el plano frontal, pues allí coinciden todos los ejes.

La P será muy positiva y grande, el QRS es el más positivo; a causa de las posibles variaciones del vector septal, puede haber Q ó R inicial, y la existencia de onda S terminal dependerá de la edad del paciente, si se la considera como causada por el vector III de despolarización ventricular. La onda T será muy positiva.

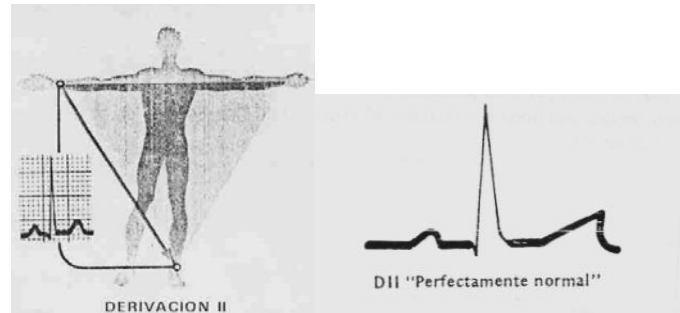


Figura B2. Derivación DII

Derivación III

Nos da información del fenómeno eléctrico cardíaco, por medio de un electrodo en la pierna izquierda frente a uno indiferente colocado en el brazo izquierdo

Las fuerzas vectoriales, se acercarán o alejarán de la pierna izquierda.

En esta derivación la onda P será positiva debido a que DIII está a menos de 90° de DII, deberá ser tan positiva como en DI. El QRS será tan predominante positivo como en DI, pero no necesariamente habrá positividad inicial (aunque si la hay en la mayoría de los casos), pues puede haber vector septal de izquierda a derecha pero a más de 90° de DIII. La existencia o no de S terminal depende, de la duración del vector III. La onda T deberá ser tan positiva como en DI.

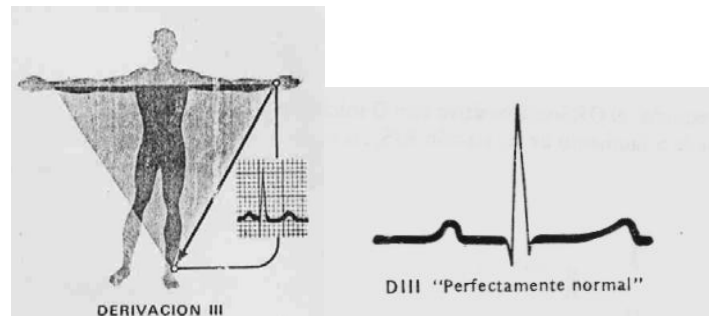


Figura B3. Derivación DIII

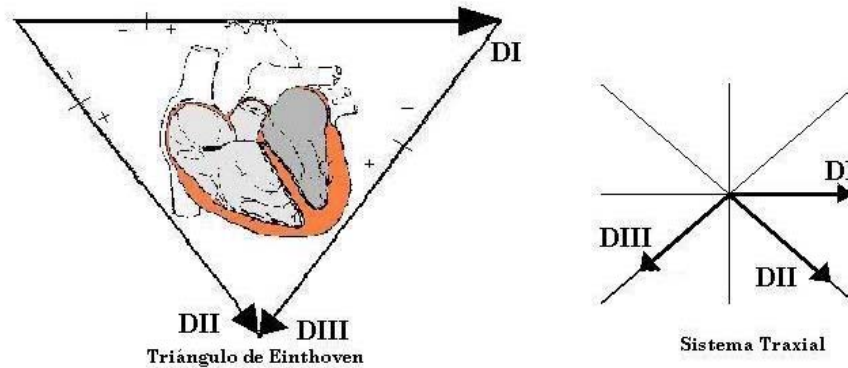


Figura B4. Triángulo de Einthoven

Electrocardiograma en las Derivaciones Unipolares o de extremidades aumentadas

Estas derivaciones son unipolares porque registran las variaciones eléctricas de potencial en un punto (brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda) respecto a otro punto en que la actividad eléctrica durante la contracción cardíaca no varía significativamente.

Derivación aVR

Inscribe los potenciales eléctricos del brazo derecho respecto a un punto nulo, que se hace uniendo las conexiones entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda.

La onda P en esta derivación debe ser predominantemente negativa, aunque no tanto como lo es positiva en DII, lo mismo ocurre con el QRS, que siendo predominantemente negativo tendrá una R inicial por el vector septal, aunque no en todos los casos, pues este vector puede estar de izquierda a derecha pero no a más de 90° de aVR; luego viene la onda S profunda. La onda T será negativa, pero no tanto como lo es positiva en DII.

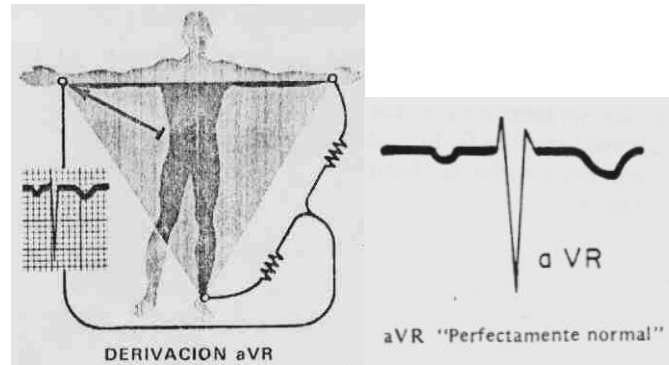


Figura B5. Derivación aVR

Derivación aVL

Registra los potenciales del brazo izquierdo en relación a una unión hecha mediante la conexión de los cables del brazo derecho y del pie izquierdo

En este caso la onda P será isodifásica (casi plana), así como el QRS, el cual podrá tener Q inicial o no dependiendo de la variabilidad del vector septal. En el caso de R inicial, la S siguiente no se deberá necesariamente al vector III, sino a la parte del vector II que va paralela a DII, la onda T tiende a ser isodifásica

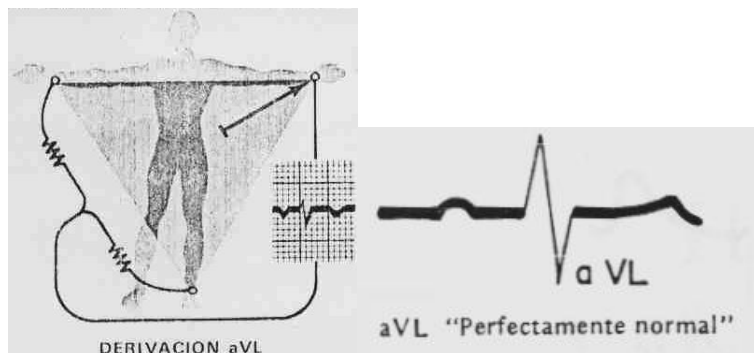


Figura B6. Derivación aVL

Derivación aVF

Revela los potenciales que hay en el pie izquierdo respecto a la unión hecha con la conexión entre los brazos derecho e izquierdo.

Acá la P será positiva, incluso más que en DI pero menos que en DII, el QRS será predominantemente positivo y su onda inicial depende de la variabilidad del vector septal;

la existencia o no de s terminal pequeña depende del vector III. Con la onda T ocurre lo mismo que con la onda P.

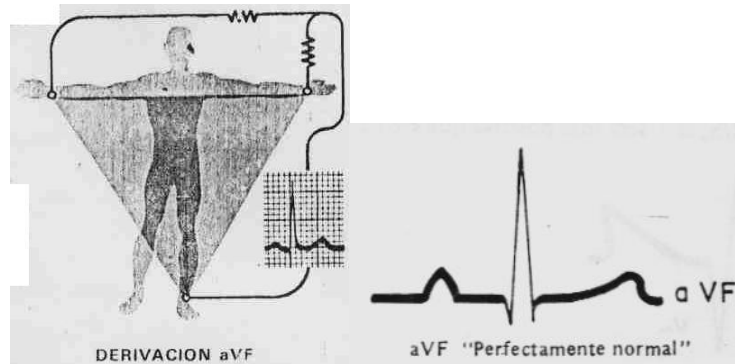


Figura B7. Derivación aVF

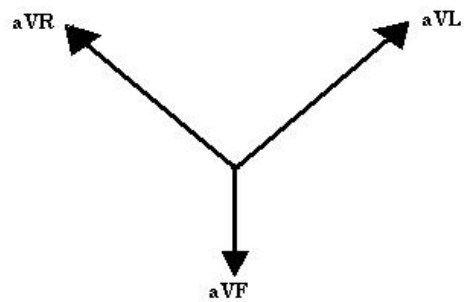


Figura B8. Derivaciones Unipolares de Extremidades

B.1.2 Electrocardiograma en el plano Horizontal

Electrocardiograma en las Derivaciones Precordiales

Aparecen entonces los estudios de Wilson, con las otras seis Derivaciones Unipolares Precordiales; V1-V2-V3-V4-V5-V6, por cuyo conducto, obtenemos información del mismo fenómeno eléctrico, pero ya analizado en un plano Antero-Posterior, lográndose con ello una información más sensible, puesto que la misma será la dependiente de la masa cardíaca.

Derivaciones V1 y V2

Son las que analizan directamente la masa ventricular derecha, puesto que están ubicadas sobre ella, e indirectamente, el resto de las estructuras cardíacas.

Ambas exploran la pared libre del ventrículo derecho, por lo que es posible describirlas al mismo tiempo.

La onda P puede tener variantes morfológicas, dependiendo de la posición anatómica del corazón, si es vertical será exclusivamente positiva, y en la medida en que e vuelve horizontal, puede disminuir su positividad. El intervalo PR es isoelectrico. El vector I septal, por acercarse a los electrodos, originará una pequeña onda R. El vector II izquierdo, se aleja, y origina entonces la porción inicial de la inflexión negativa S a la cual se suma el alejamiento del III vector basal, completándose de esta manera la onda S. Finalmente el vector de recuperación se alejará o acercará dependiendo también de la posición anatómica del corazón y registrándose una onda T, inespecíficamente positiva negativa, pero asimétrica.

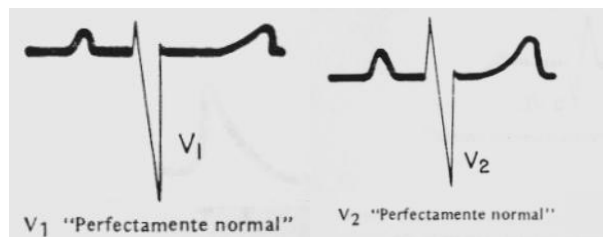


Figura B9. Derivaciones V1 y V2

Derivaciones V3 y V4

Son similares a las anteriores, y estudian el paraséptum derecho e izquierdo en su conjunto.

Primero se obtendrá una onda P positiva, por cuanto el vector resultante de la despolarización auricular, se les acercará. El intervalo PR será isoelectrico. La onda R aumentará de intensidad, por cuanto al I vector septal, se le suma, el II septal. El II izquierdo se alejará así como el III basal, originando así una onda S negativa, igual a la onda R. El vector de repolarización, se acercará y demarcará, la onda T positiva y asimétrica.

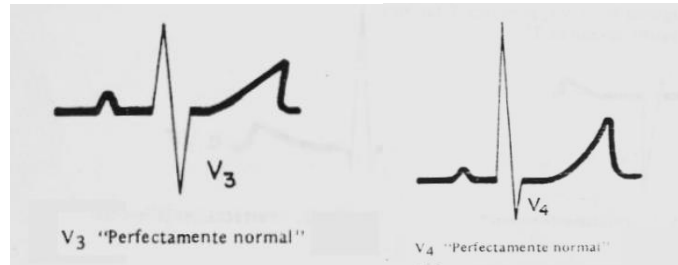


Figura B10. Derivaciones V3 y V4

Derivaciones V5 y V6

Constituyen el resto de las derivaciones unipolares precordiales, por estar ubicados, sobre masa ventricular izquierda, nos aportan directamente el estudio de su comportamiento eléctrico, e indirectamente, el del resto de las estructuras cardíacas, además se pueden describir al mismo tiempo.

La onda P siempre será positiva y redondeada, por cuanto su vector septal se les acercará. El espacio PR será isoelectrico. El primer vector septal, se alejará y por ello demarcará una inflexión negativa inicial Q. El vector II izquierdo, apuntará hacia ellas y marcará una onda R importante, y el III basal se alejará demarcando entonces la negatividad final, conocida como onda S. El vector final de recuperación, al acercarse tardíamente, originará la onda T positiva, pero asimétrica.

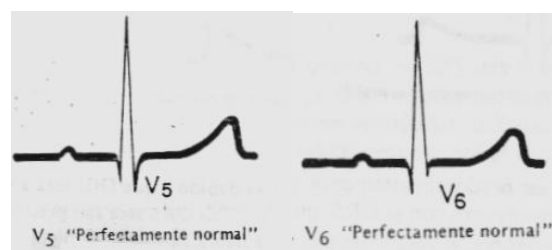


Figura B11. Derivaciones V5 y V6

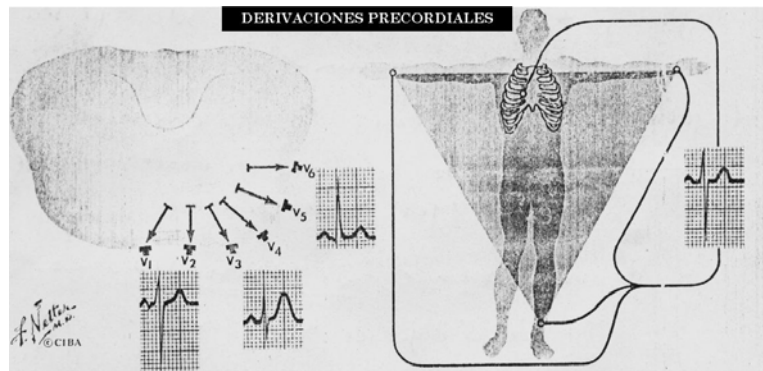


Figura B12. Derivaciones precordiales

B.2 Valores Normales en un Electrocardiograma Derivación II.

FASE	DURACIÓN (seg.)	AMPLITUD (milivoltios)
Onda P	0.06-0.11	< 0.25
Intervalo P-R	0.12-0.20	
Segmento P-R	0.08	
Complejo QRS	<0.12	0.8-1.2
Segmento S-T	0.12	
Intervalo Q-T	0.36-0.44	
Onda T	0.16	< 0.5

Tabla B1. Valores normales ECG derivación II

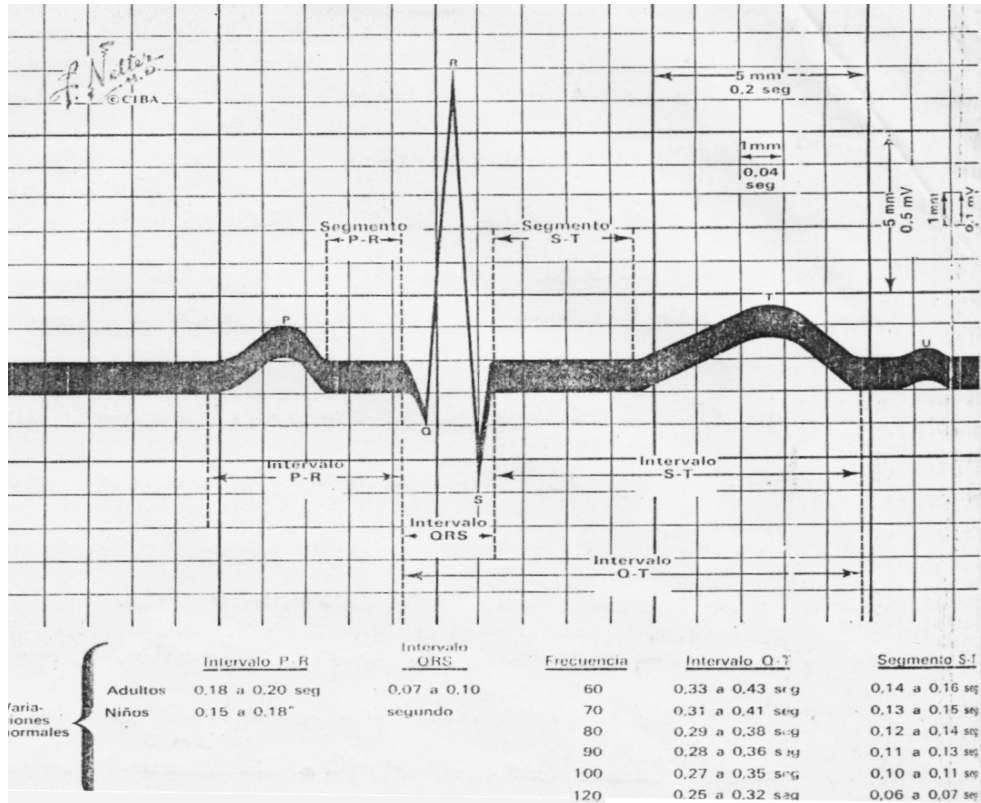


Figura B13. ECG NORMAL

ANEXO C

FONOCARDIOGRAFÍA

C.1 Puntos de Auscultación.

Estos puntos determinan áreas de detección dependiendo de la cavidad ó el vaso a examinar. Estos puntos son:

- Punto A: Región Aórtica.
- Punto P: Región Pulmonar.
- Punto T: Región Tricúspide.
- Punto M: Región Mítral.

El punto estándar para la auscultación es el punto ERB, el cual se ubica entre los puntos T y P.

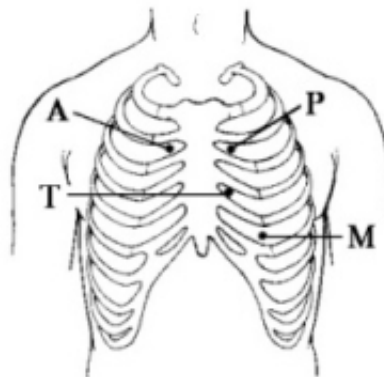


Figura C1. Puntos de Auscultación.

C.2 Valores normales de los componentes de un Fonocardiograma

En una investigación realizada en la Facultad de Medicina en la Universidad Nacional de Colombia en el año 1944 por los doctores Juan Jacobo Muñoz y Alejandro Jiménez Arango, que obtuvo medalla de fisiología de la Universidad Nacional se estudió el comportamiento de los patrones en las ondas fonocardiográficas en un trabajo llamado: “Fonocardiografía Normal en el foco mitral”, en la que se hizo un análisis estadístico a una

cantidad de muestras de personas de origen Colombiano (488) que comprenden edades entre los 16 y 25 años, en donde se estudió principalmente:

- *Duración de Ruidos Cardíacos:* Sólo se tomaron para este estudio los dos sonidos principales S1 y S2.
- *Duración Silencios Cardíacos:* Silencio Corto: Sístole Ventricular, Silencio Largo: Diástole Ventricular
- *Periodo de los Ruidos cardíacos:* Vibraciones por segundo (Vib.)
- *Relación de intensidades de los Ruidos cardíacos:* Amplitud del primer ruido cardíaco sobre la amplitud del segundo ruido cardíaco.

$$R = \frac{\text{Intensidad del primer ruido}}{\text{Intensidad del segundo ruido}}$$

debido a que la intensidad del ruido tomada individualmente no indica nada en especial por muchos factores de variación (amplificación del aparato, posición del corazón, espesor de la pared torácica y agitación dependiente del estado físico o psíquico del individuo.)

Para sacar un dato útil de las intensidades se hizo mejor una *relación* de intensidades entre ruidos cardíacos.

En la Tabla No. 2 se muestran los resultados de dicha investigación.

	Promedio Ponderado Aritmético	Amplitud de variabilidad absoluta
<i>Duración del primer ruido</i>	0.099 s.	0.073 – 0.125
<i>Período del primer ruido</i>	110 Vib.	73 – 145
<i>Duración del segundo ruido</i>	0.066 s.	0.048 – 0.084
<i>Período del segundo ruido</i>	87 Vib.	63 – 111
<i>Relación de intensidades</i>	1.323	0.99 – 1.66
<i>Silencio corto. Duración</i>	0.210 s.	0.170 – 0.249
<i>Silencio largo. Duración</i>	0.381 s.	0.271 – 0.491

Tabla C1. Resultados de Investigación Fonocardiográfica

ANEXO D.

WAVELETS

El propósito del análisis de señales es extraer información relevante de una señal, transformándola. Puede resultar que ciertas características de la señal sólo puedan ser apreciadas o detectadas analizando la transformada de la señal original. Esas transformaciones asumen suposiciones a priori respecto a la señal que será analizada (limitada en frecuencias, energía finita, continuidad por tramos, etc). Además interesa que esas transformaciones sean inversibles, es decir que se pueda pasar de la señal original a su versión transformada y viceversa.

Tales transformadas han sido aplicadas a señales estacionarias, es decir, señales cuyas propiedades no cambian en el tiempo. Para tales señales $f(t)$, la transformada más usada es la transformada de Fourier:

$$F(w) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt$$

La transformada de Fourier ha sido utilizada como una herramienta confiable en el análisis de señales durante muchos años. Introducida al principio de siglo XIX por Jean Baptiste Joseph Fourier, la transformada que lleva su nombre se ha convertido en la piedra angular del análisis moderno de señales. La transformada de Fourier ha demostrado ser increíblemente versátil en sus aplicaciones, ya sea en el reconocimiento de patrones como en el procesamiento de imágenes. Sin embargo presenta ciertas limitaciones. Recientemente, una nueva transformación, la transformada “ondita”, ha mostrado ser tan poderosa y versátil como la transformada de Fourier, pero sin algunas de sus limitaciones.

La transformada Ondita es el resultado del trabajo de numerosos investigadores. A mediados de los años 80, un geofísico Francés, Jean Morlet, presentó un método “ad hoc” para modelar el proceso de ondas sonoras propagándose por la corteza terrestre.

A diferencia del análisis de Fourier, Morlet no utilizó las funciones seno y coseno (o exponenciales complejas), sino otras a las que llamó onditas. Yves Meyer, un matemático

francés, identificó este trabajo como parte del campo del análisis armónico y elaboró toda una familia de onditas las que demostraron ser más eficientes para modelar fenómenos complejos. Este trabajo fue luego mejorado por dos investigadores, Stephane Mallat , de la Universidad de New York, e Ingrid Daubechies, de los laboratorios Bell. A partir de 1988, se ha producido una creciente actividad en esta área, debido a que ingenieros e investigadores aplican la transformada ondita en diversidad de temas que van desde la compresión de imágenes hasta el análisis de huellas dactilares.

Una función en el dominio del tiempo es convertida por la transformada de Fourier en una función en el dominio de la frecuencia, donde puede ser analizada por su contenido espectral. Esta conversión ocurre porque la transformada de Fourier expande la función original en términos de funciones (ortonormales) seno y coseno, de duración infinita. Los valores de la transformada de la función representan la contribución de cada función seno y coseno para cada frecuencia.

D.1 Transformada Wavelet

La transformada Wavelet es una operación lineal que descompone una señal en componentes que aparecen a diferentes escalas (o resoluciones).

Dada una función $\Psi(t)$ real o compleja evaluada en $L^2(R)$, La función $\Psi(t)$ se dice que es una wavelet sí y solo sí su transformada de Fourier $\hat{\Psi}(w)$ satisface:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\Psi}(w)|^2}{|w|} = C_{\Psi} < \infty$$

Esta condición, de admisibilidad implica que:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t) dt = 0$$

Que significa que $\Psi(t)$ es oscilante y su área es cero.

La función:

$$\Psi_a(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t}{a}\right)$$

, es la dilatación de $\Psi(t)$ por un factor de escala $a > 0$. El factor $\frac{1}{\sqrt{a}}$ en la expresión anterior es usado para la normalización de la energía. Por tanto la transformada wavelet de una función $f(t) \in L^2(R)$ a una escala a y posición τ es dada por la siguiente ecuación.

$$Wf(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi^* \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt$$

Donde $*$, denota el complejo conjugado.

Este tipo de transformada satisface la conservación de energía, y la señal original puede ser reconstruida de la transformada wavelet. Con el decremento de escala a , el soporte de la transformada wavelet decrece y la transformada wavelet comienza a ser más sensible a componentes de alta frecuencia de la señal.

La transformada wavelet depende de dos parámetros principalmente, escala a y posición τ , que varía continuamente sobre los números reales. Para pequeños valores de escala a , la wavelet se contrae en el dominio del tiempo y la transformada wavelet da información sobre los detalles finos de la señal. Para valores grandes de a , la wavelet se expande y la transformada wavelet da una vista global de la señal.

Otro método utilizado en los algoritmos de segmentación de este trabajo es el de transformada wavelet discreta (DWT)

D.2 Wavelet Discreta

Filtrado de una etapa : Aproximaciones y Detalles

Para muchas señales, el contenido de baja frecuencia es la parte más importante, esto es lo que da la identidad a la señal, por otro lado el contenido de alta frecuencia le imparte a la señal los detalles, por ejemplo si a la voz humana se le remueve los componentes de alta frecuencia, cambiará el sonido de la voz, pero se puede entender el mensaje, sin embargo si se remueve los suficientes componentes de baja frecuencia, se escuchará ruido.

En el análisis de wavelet, con frecuencia se habla de *aproximaciones* y *detalles*. Las aproximaciones son la escala alta, componentes de baja frecuencia de la señal. Los detalles son la escala baja, componentes de alta frecuencia.

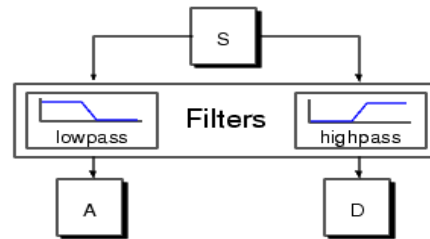


Figura D1. Filtros para descomposición en wavelets

El proceso de filtración a nivel más básico es como sigue:

La señal original, pasa a través de dos filtros complementarios y emerge como dos señales. Desafortunadamente, si se desarrolla esta operación en una señal digital real, se obtendría el doble de datos, por ejemplo si la señal original consta de 1000 muestras de datos, entonces las señales resultantes constarían de 1000 muestras cada una para un total de 2000 muestras.

Estas señales A y D son las de interés, pero se obtienen 2000 valores en lugar de 1000.

Existe una forma más eficaz de desarrollar la descomposición usando wavelets, mirando cuidadosamente los cálculos se pueden tomar solo un punto de cada dos de 2000 valores obtenidos, esta es el concepto del submuestreo, que produce dos secuencias llamadas cA y cD (Coeficientes de aproximación y detalles respectivamente).

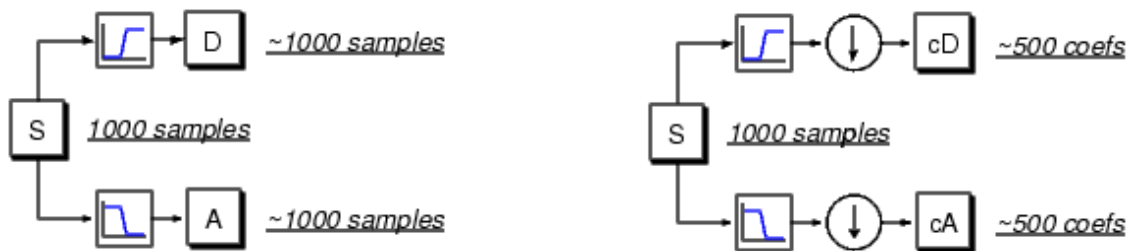


Figura D2. El proceso de la derecha que incluye submuestreo produce los coeficientes de DWT

Para tener una mejor apreciación del proceso se incluye una señal senoidal a la entrada de los filtros, obteniéndose así.

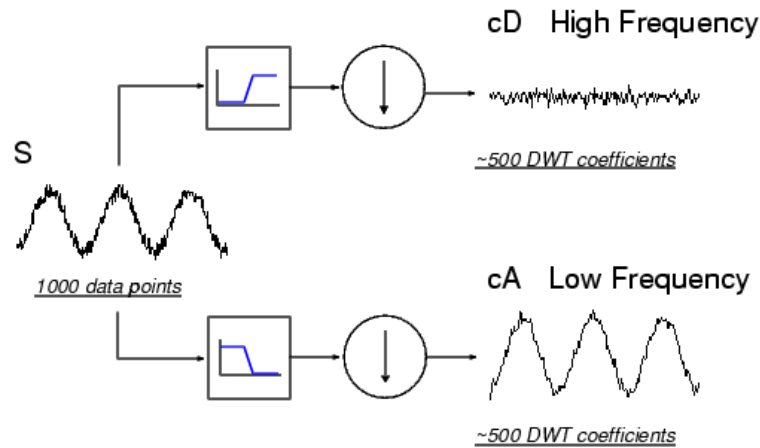


Figura D3. Descomposición DWT (Discrete Wavelet Transform)

Descomposición Multi-Etapa

El proceso de descomposición básico puede ser iterado, obteniéndose así una señal con muchos componentes de baja resolución, este proceso es llamado *árbol de descomposición wavelet* con el cual se obtienen una serie de coeficientes ($cA(i)$, $cD(i)$, $i \in \mathbb{Z}$), útiles para realizar la segmentación para PCG.

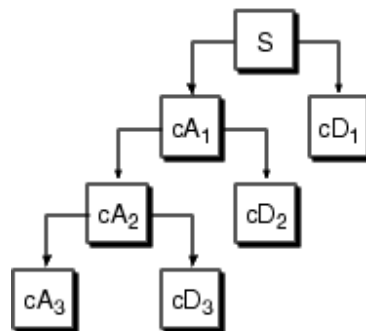


Figura D4. descomposición en multi - etapa

Reconstrucción de wavelets

El otro lado de la historia es como ensamblar la señal, de las obtenidas anteriormente sin perder información, este proceso se denomina reconstrucción o síntesis, la manipulación matemática que resume este proceso se denomina *transformada wavelet discreta inversa*

(IDWT), el proceso de reconstrucción comprende el sobremuestreo y el filtrado, es decir el proceso inverso de la descomposición.

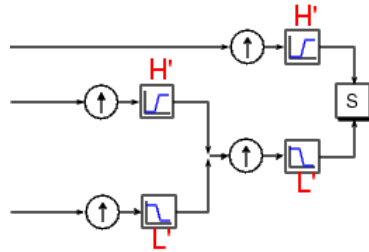


Figura D5. Reconstrucción.

ANEXO E

BIOPAC SYSTEM LAB

El Biopac System Lab es un conjunto integrado de hardware, software que guía al estudiante a través principios fisiológicos fundamentales a través de una serie de lecciones que cubren áreas importantes del cuerpo humano, como son: muscular, cardiovascular, pulmonar y cerebral.

El sistema consiste principalmente de 4 partes:

1) El módulo MP30 con las siguientes características

Entradas Análogas:

- Número de canales: 4
- Resolución de datos: hasta 16 bits
- Rango de entrada de voltaje: -5 -- 5 V (max)
- Rango de precisión: -0.05% -- 0.05%
- Impedancia de entrada: 2.0 MΩ.
- Rangos de ganancia: x100 – x50000 (automáticamente ajustadas en cada lección)
- Ajuste de línea de base: -10mV – 10mV

Salidas Análogas

- Número de canales: 4
- Resolución de conversión Digital/Analógica: 8 bits
- Rango de precisión: -0.04% -- 0.04%
- Impedancia de salida: 50Ω
- Voltaje de salida: 0 -- 5.0 V
- Corriente de salida máxima: 100mA

Valores de tasa de muestreo

- Máxima tasa de muestreo:

Modo continuo: 2000 muestras / s (4 canales)

Discreto: 100000 muestras / s

- Mínima tasa de muestreo: 1 muestra / s

Interface Serial:

- Rata de transmisión: 500000 bits / s
- Tipo de transmisión: RS422, con reloj asíncrono

Aislamiento:

Diseñado para satisfacer las siguientes pruebas de seguridad médicas afiliadas a IEC601-1:

- Resistencia dieléctrica
- Corriente de filtración del paciente

El módulo se lo indica en la figura E1.

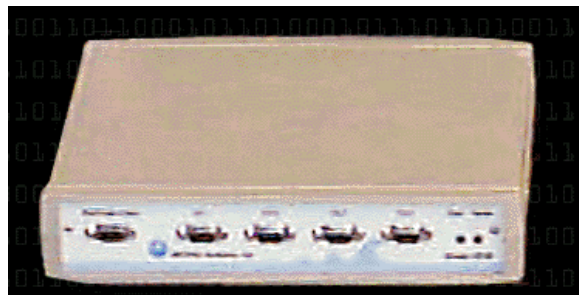


Figura E1. Módulo MP0

2) Tarjeta para comunicación con el PC:

Consta de una tarjeta interfaz serial de alta velocidad con ranura ISA de 16 bits, que comunica el módulo MP30 con el computador, esta interfaz es la ISA100A



Figura E2. Interfaz ISA100A

3) Partes y Accesorios:

Forman todo un conjunto de dispositivos que sirven de interfaz entre el cuerpo humano, y el módulo. En la figura E3, se ilustran algunos de los elementos.



Figura E3. Partes y accesorios

Los dispositivos utilizados para la investigación son:

Conjunto de guía de Electroodos

Consiste en un ensamble de cables altamente protegidos, diseñados para la alta resolución en la grabación de biopotenciales, cada cordón tiene unos ganchos de seguridad que ajustan directamente al electrodo, para un mejor contacto; cada cordón tiene 1 m de longitud y se une a un yugo de un cable adicional de 2 m.

El conjunto de guía de electrodos se muestra en la figura E4.



Figura E4. Conjunto de guía de electrodos

Estetoscopio SS30L

Permite a la vez escuchar los sonidos cardíacos y grabar dichos sonidos mediante un micrófono de alta fidelidad con un ancho de banda de: 20- 100 Hz

Longitud del estetoscopio de la Y, al unto de contacto: 57 cm

Longitud del estetoscopio de la Y a los oídos: 21 cm.

Longitud del cable del micrófono: 3 m

El estetoscopio se lo muestra en la figura E5.



Figura E5. Estetoscopio

Electrodos Desechables

Electrodos desechables de Ag/AgCl, para proveer la transmisión de la señal desde la superficie de la piel al módulo, antes de colocar los electrodos sobre la piel se aplica un gel especial que ayuda a su adherencia, los electrodos se muestran en la figura E6.

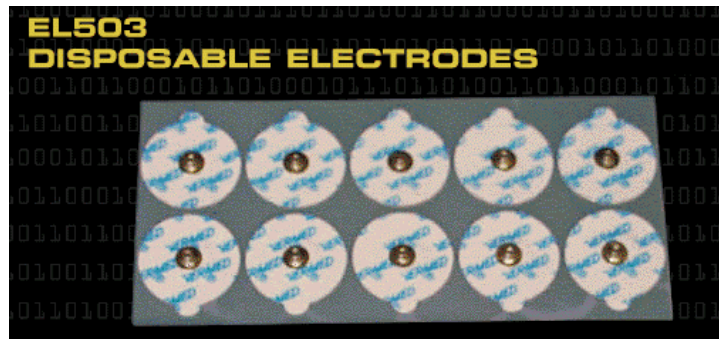


Figura E6. Electrodos

En la figura E7 se ilustra un ejemplo de toma de registro electrocardiográfico.



Figura E7. Grabación de registro

4) Software

Consta principalmente de dos módulos:

- BSL Pro. V.3.4 Software que tiene incluidas un número de lecciones pregrabadas, con todas las configuraciones necesarias para el hardware.
- BSL Pro. V.3.6.2 Software, encargado de crear nuevos tipos de adquisiciones de señales, e implementar herramientas matemáticas para el análisis de estas.

Mediante este software, se creó un banco de datos de señales SCG para su posterior análisis, también se escogieron los datos de la mejor manera, clasificándolos como normales ó anormales, finalmente, se convirtió el tipo de datos que genera este software en datos estándar para el manejo con otras interfaces como Matlab, Microsoft Access, etc.

En la figura E7 se indica un esquema de su forma principal.

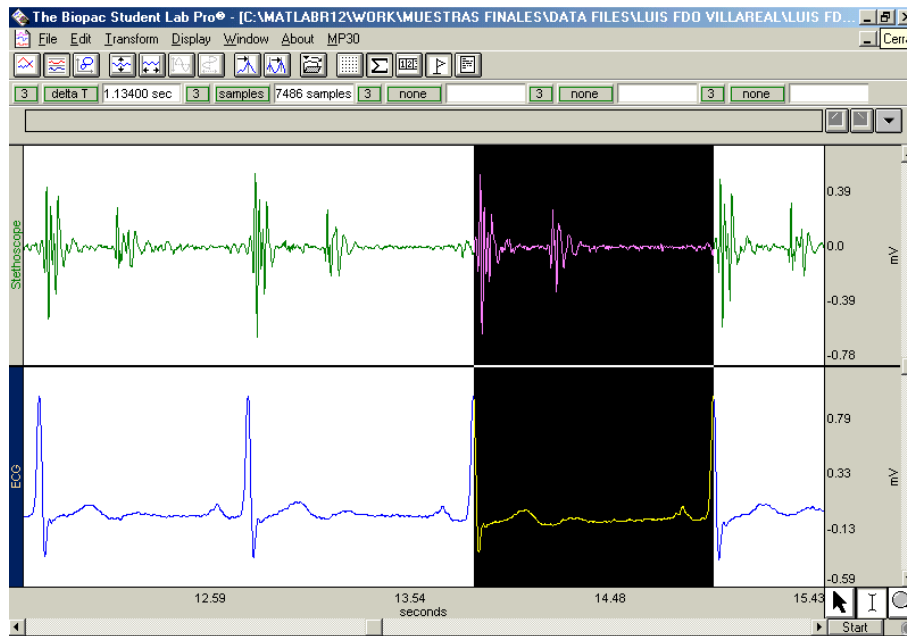


Figura E8. Software Biopac

Para la toma de datos, después que se tiene las conexiones en orden, se procede a calibrar el equipo, es decir, se lo deja en Stand-by por 8 segundos, para tomar los rangos de amplitud, ganancia de micrófono y voltaje necesarios para un buen registro de la señal.

ANEXO F.

BASE DE DATOS

El objetivo de una base de datos, es agrupar, ordenar, relacionar y manejar mucha información y acceder a ella de una manera fácil, rápida y confiable, mediante tipos de consultas comunes predefinidas por el usuario, o por el administrador de la base de datos. En los resultados finales de este trabajo, se maneja información que se sale del campo de un simple manejo de archivos, o manejo de una hoja de cálculo por lo tanto se procedió a establecer un sencillo diagrama entidad-relación para tener un mejor manejo de los resultados del trabajo.

Inicialmente, para guardar el registro de cada paciente, se optó por crear una carpeta con una identificación, para acceder posteriormente a ella y realizar el respectivo análisis.

Después de tener el análisis concluido, se tuvieron los siguientes resultados en cuestión de organización de datos:

Cada registro se divide en complejos, cada complejo se divide en segmentos y cada segmento posee su propia matriz de correlación, debido a la cantidad de información que se crea se procedió a realizar el diagrama que se muestra en la figura F1

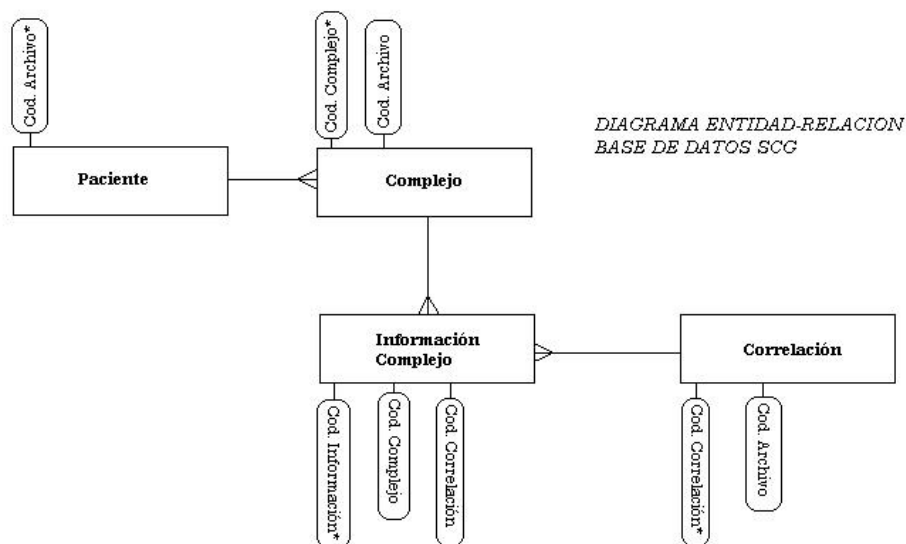


Figura F1. Diagrama entidad – relación base de datos SCG

Del anterior diagrama se obtuvieron las siguientes tablas:

<i>Tabla Nro. 1</i>	<i>Tabla Nro.2</i>	<i>Tabla Nro. 3</i>	<i>Tabla Nro. 4</i>
<i>Paciente</i>	<i>Complejos</i>	<i>Información Complejo</i>	<i>Correlación</i>
<i>Cod. Archivo*</i>	<i>Cod. Archivo</i>	<i>Cod. Información*</i>	<i>Código Correlación*</i>
<i>Nombre</i>	<i>Cod. Complejo*</i>	<i>Cod. Complejo</i>	<i>Nombre Archivo</i>
<i>Sexo</i>		<i>Cod. Correlación</i>	
<i>Edad</i>			
<i>Peso</i>			
<i>Estatura</i>			
<i>Número de ciclos cardíacos</i>			

Tabla F1. Organización de la base de datos

Donde los elementos marcados con * , representan llaves primarias o identificadores únicos de las tablas .

La tabla de *paciente* se almacena a medida que se van tomando los mejores registros para su posterior análisis.

La tabla *complejos* contiene, la identificación y el nombre del archivo de cada complejo segmentado.

La tabla *Información Complejo*, nos da información exclusiva acerca del tipo de información almacenada en el complejo, como su identificación (QRS, T, P,S1, S2, etc).

La tabla *Correlación* se crea al almacenar el nombre del archivo de cada matriz de correlación realizada.

Finalmente para almacenar la información en las tablas se recurrió al software *Microsoft Access*.

Los *resultados* experimentales que manejan esta base de datos se administran con el software descrito en el anexo G.

El objetivo de esta base de datos es promover el almacenamiento de la mayor información posible relacionada a señales SCG, como base en trabajos de investigación próximos en el área, como por ejemplo, análisis de patrones normales y anormales de señales SCG. También se quiere hacer una estandarización para que sea compatible con bases de datos existentes como la MIT.

ANEXO G.

MATLAB

MATLAB es un entorno de computación y desarrollo de aplicaciones totalmente integrado orientado para llevar a cabo proyectos en donde se encuentren implicados elevados cálculos matemáticos y la visualización gráfica de los mismos. MATLAB integra análisis numérico, cálculo matricial, proceso de señal y visualización gráfica en un entorno completo donde los problemas y sus soluciones son expresados del mismo modo en que se escribirían tradicionalmente, sin necesidad de hacer uso de la programación tradicional.

MATLAB dispone también en la actualidad de un amplio abanico de programas de apoyo especializados, denominados Toolboxes, que extienden significativamente el número de funciones incorporadas en el programa principal. Estos Toolboxes cubren en la actualidad prácticamente casi todas las áreas principales en el mundo de la ingeniería y la simulación, destacando entre ellos el 'toolbox' de proceso de imágenes, señal, control robusto, estadística, análisis financiero, matemáticas simbólicas, redes neuronales, lógica difusa, identificación de sistemas, simulación de sistemas dinámicos, wavelets, bases de datos, etc. es un entorno de cálculo técnico, que se ha convertido en estándar de la industria, con capacidades no superadas en computación y visualización numérica.

De forma coherente y sin ningún tipo de fisuras, integra los requisitos claves de un sistema de computación técnico: cálculo numérico, gráficos, herramientas para aplicaciones específicas y capacidad de ejecución en múltiples plataformas. Esta familia de productos proporciona al estudiante un medio de carácter único, para resolver los problemas más complejos y difíciles.

Aunque MATLAB, contiene algoritmos muy desarrollados y eficientes, su entorno de programación es interpretado, dándole así un menor rendimiento en tiempo que otro tipo de compiladores, como C, DELPHI, etc, siendo así, un obstáculo, en materia de tiempo de procesado de algoritmos.

Como el objetivo del trabajo son resultados investigativos y no implementaciones en tiempo real, se optó por este software, que presenta mayor versatilidad, confiabilidad y facilidad en el manejo de herramientas matemáticas, a continuación se listan algunas de las funciones importantes desarrolladas en este trabajo.

G.1 FUNCIONES EMPLEADAS EN EL DESARROLLO DEL TRABAJO

G.1.1 Manejo de base de datos

-logintimeout(x); para establecer un tiempo límite en la validación de conexión a la base ubicada en el administrador de base de datos ODBC de windows.

x es una variable expresada en segundos.

-conn = database('DATABASE', "", ""), conecta a la base de datos

-ping(conn) ; realiza la instrucción ping para verificar el estado de conexión

exec(conn, datos); realiza una consulta predefinida por el administrador de la base de datos, *conn*, es el nombre del apuntador a la base, y *datos* es la consulta SQL, predefinida.

-fetch genera una variable tipo struct, en la que se almacena los datos obtenidos de la consulta.

Para finalizar la conexión a la base de datos, simplemente se borran las variables apuntadoras a esta, con el comando *close*.

G.1.2 Manejo de herramientas matemáticas

-Wavelets

-cwt, es la transformada wavelet continua, donde se especifica , la señal que se va a analizar, la escala a utilizar, y el tipo de wavelet., por ejemplo

datos = cwt(signal,escala,wavelet); crea una variable *datos* de *mxn*, donde *m* es el número de escalas, y *n* es la longitud de la señal analizada

-[C,L]=wavedec(signal,x,'wavelet'); es la descomposición por wavelet discreta, de una señal en aproximaciones y detalles, dependiendo del valor de *x*.

- $x=wrcoef(y',C,L,wavelet,d)$, es la reconstrucción de los coeficientes o detalles que resultan de la función anterior, y puede ser aproximación o detalle según se requiera, C y L son los vectores obtenidos con la descomposición, $wavelet$ es el tipo de función a utilizar, d , es el número de aproximación o detalle que se desea construir.

-Otras

Son herramientas utilizadas comúnmente.

- $Filter(a,b,c)$, realiza un filtrado de una señal c , con un polinomio, que contiene los numeradores a y denominadores b del filtro a utilizar.

- Sum , realiza la sumatoria de una señal.

- $Mean$, calcula el valor medio de un vector.

- Var , calcula la varianza de un vector.

- Std , calcula la desviación estándar de un vector.

- fft , calcula la transformada rápida de fourier de una señal.

- Max , se obtiene el máximo de una serie de valores.

- Min , se obtiene el mínimo de una serie de valores.

- $Interp(x,r)$, *Interpola una señal x , r veces. r , es un número entero positivo.*

G.1.3 Manejo de herramientas gráficas

- $plot$, para graficar una serie de valores.

- $image$, para interpretar una matriz de valores, en intensidad de colores, por defecto se toma una escala donde azul es mínimo y rojo es máximo.

G.1.4 Manejo de herramientas para creación de interfaces GUIDE

- Set , coloca alguna propiedad de algún objeto que pertenece a la interfaz, en algún valor predefinido por el usuario.

- Get , obtiene el valor de la propiedad de algún objeto.

- $Handles$, es un vector que contiene los valores de los apuntadores a cada objeto que existe en la interfaz que se activa en el momento en que la interfaz se crea.

- $Callback$, llamada a una función desde un objeto.

G.1.5 Manejo de herramientas varias

-*sound(a,freq,bits)*; convierte un tipo de datos, *a*, a una frecuencia de muestreo *freq*, y a una calidad de *x* bits, en sonido, esto si el PC, contiene una tarjeta de sonido.

-*Global*, convierte cualquier tipo de variable en global para manejarla desde cualquier punto en el programa.

-*function*, convierte un archivo de extensión .m en una función para que pueda ser utilizada desde cualquier programa en matlab.

-*for*, *while*, *if*, conocidos ya en otros lenguajes de programación, como condicionales, y como principales componentes de un algoritmo de recursión.

-*char*, convierte en char una variable.

-*str2int*, convierte un string en entero.

-*struct2cell*, convierte un arreglo de estructura en cell.

-*load*, abre un archivo, de datos que puede estar en cualquier formato compatible con matlab.

-*save*, graba una variable del workspace, a variable de tipo archivo, para ser manejada desde otro campo, o para ser utilizada en aplicaciones posteriores.

-*Length*, calcula la longitud de una variable en número de elementos.

G.2 SOFTWARE SCG

G.2.1 La importancia del software

Durante las tres primeras décadas de la informática, el principal desafío era el desarrollo del hardware de las computadoras, de forma que se redujera el coste de procesamiento y almacenamiento de datos. A lo largo de la década de los ochenta, los avances en microelectrónica han dado como resultado una mayor potencia de cálculo a la vez que una reducción del coste. Hoy, el problema es diferente. El principal desafío es mejorar la calidad (y reducir el coste) de las soluciones basadas en computadoras – soluciones que se implementan con el software.

La potencia de las grandes computadoras de la era de los ochenta está hoy disponible en una computadora personal. Las enormes capacidades de procesamiento y almacenamiento de hardware moderno representan un gran potencial de cálculo. El software es el mecanismo que nos facilita utilizar y explotar este potencial.

G.2.2 Diseño del software

El diseño del software se asienta en el núcleo técnico del proceso de ingeniería del software y se aplica independientemente del paradigma del desarrollo utilizado. Una vez que se han establecido los requisitos del software, el diseño del software es la primera de tres actividades técnicas: diseño, codificación y prueba. Cada actividad transforma la información de forma que finalmente se obtiene un software para computadora validado.

La figura G.1 nos indica el diagrama del diseño.

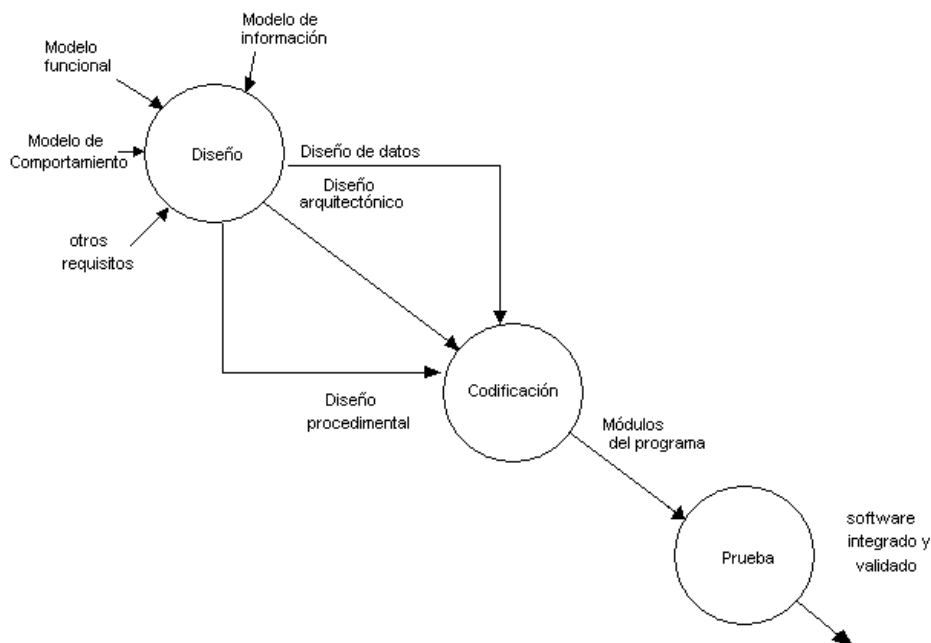


Figura G1. Diseño del software e ingeniería del software

Después de haber seguido las previas etapas de construcción del software, y de realizar las pruebas respectivas de funcionamiento, se puede dar a conocer el producto.

G.2.3 Manual de administrador

La versión utilizada de MatLab para la construcción de este software es la Versión 6.0.

Si no se tiene esta versión, hay que instalarla en el sistema (windows 95, 98, Milenium, 2000).

El software se encuentra en una carpeta principal donde se encuentran los módulos de las funciones, la base de datos, y los archivos que la conforman.

El total de módulos donde se encuentra el código consta de 42 componentes, relacionados entre sí para la totalidad de funcionamiento del programa.

El total de módulos de interfaz gráfica, es de 6 donde se encuentra los objetos gráficos que componen el programa.

La base de datos, se encuentra en formato **.mdb*, de Microsoft Access, los archivos que la conforman están en formato **.txt*, las funciones donde se encuentra el código de los algoritmos están en formato **.m*, y los módulos de la interfaz se encuentran en extensión **.fig*.

Para conectar la base de datos, MatLab utiliza la ODBC de Windows, en donde se sigue el siguiente procedimiento:

Después de estar en el panel de control se activa la opción *orígenes de datos (ODBC)*, como se muestra en la figura G.2

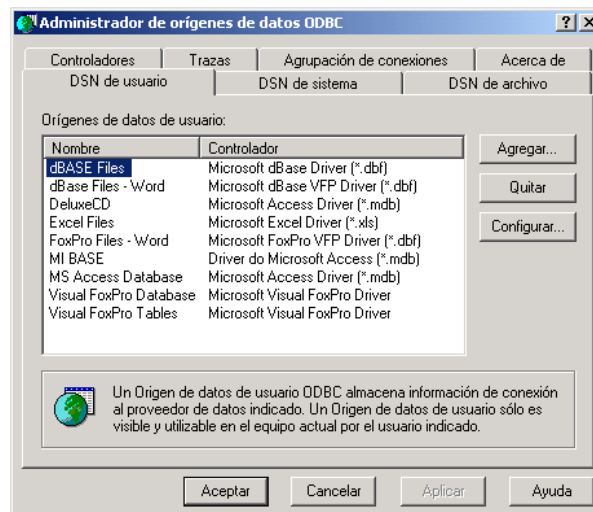


Figura G2. Fuente ODBC

Se hace un clic en la opción agregar, y se escoge el driver que corresponde a Microsoft Access (*Microsoft Access-Treiber(*.mdb)*), En la forma que aparece en pantalla se procede a seleccionar la base de datos, ubicada en la carpeta del programa, para después dar un nombre al origen de datos (el nombre con el que funciona el programa por defecto es *MI BASE*) como en la figura G3

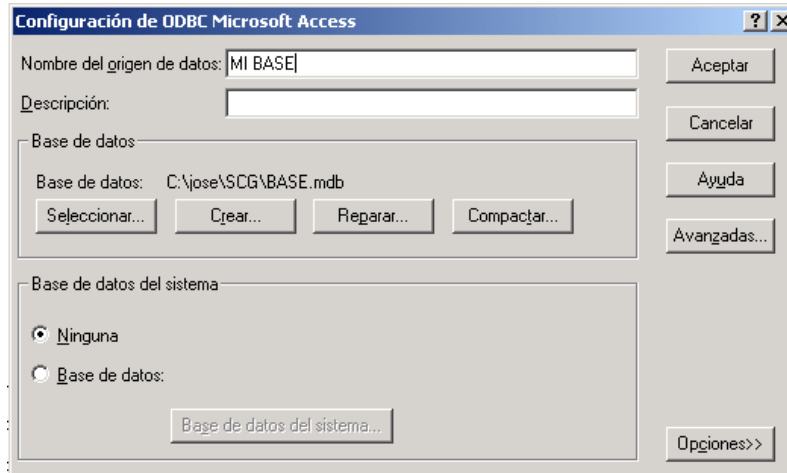


Figura G3. Seleccionando la base de datos

luego de dar un clic en el botón *Aceptar*, la base de datos queda en la fuente de datos ODBC.

Al iniciar MatLab, se cambia el directorio actual (*current directory*), a la ubicación de la carpeta que contiene los archivos del programa.

Sólo resta escribir en el prompt de MatLab el nombre de la aplicación principal llamada ("*principal*"), para iniciar el programa.

Archivos de algoritmos y herramientas utilizados

Para la revisión y utilización de los algoritmos implementados para este trabajo referirse a los siguientes archivos con extensión **.m*.

Segmentación ECG:

- seg_ecg.m
- deq_qrs2.m
- deq_p.m
- deq_t.m

Segmentación PCG:

- seg_pcg2.m
- detect_s1s2.m

Matriz de correlación:

- calc_c2.m

G.2.4 Manual de Usuario

El programa consta de una forma principal que tiene las siguientes opciones.

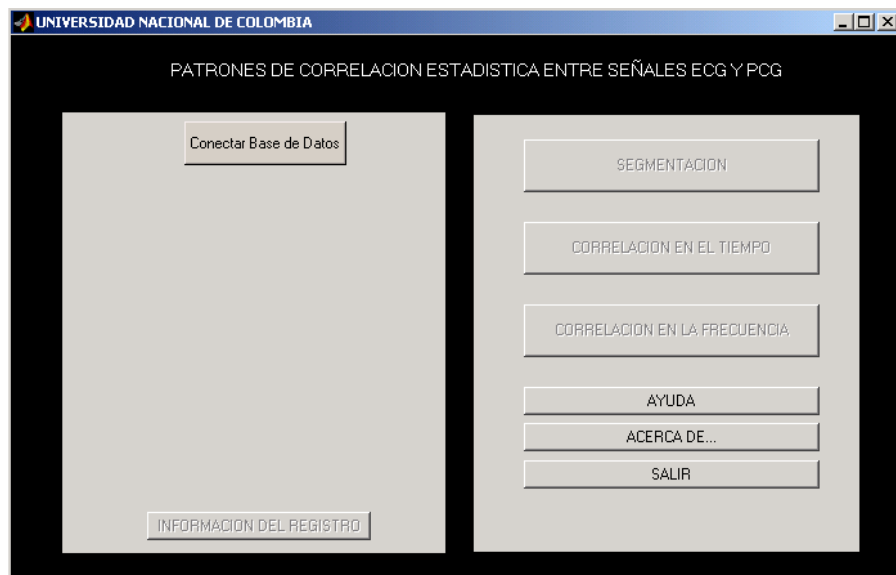


Figura G4. Interfaz principal

- *Conectar Base de Datos*, Comunica la interfaz con el origen de fuentes ODBC.
- *Información del registro*, Despliega una nueva forma donde nos muestra las características del registro, establecidas en la base de datos, como nombre, edad, etc.
- *Segmentación*, Nos presenta una interfaz amigable para realizar el proceso de análisis de segmentación de señales ECG y PCG.
- *Correlación en el tiempo*, Parte del programa que realiza un análisis de correlación estadística, entre segmentos previamente establecidos.
- *Correlación en frecuencia*, Reservada para posteriores actualizaciones.

- *Ayuda*, Nos brinda la ayuda necesaria para poder desarrollar el análisis que se necesite.
- *Acerca De*, Información acerca del autor.
- *Salir*, Sale del programa.

Al iniciar el programa solo se encuentran activados unos botones para evitar el mal manejo por parte del usuario. Por esto se establece un procedimiento intuitivo a seguir para realizar el análisis de las señales.

Al dar un clic en el botón de información de registro se despliega la forma mostrada en la figura G5, donde existe la opción de escuchar el sonido producido por el fonocardiograma



Figura G5. Información de Registro

Al dar clic en el botón de segmentación se despliega la forma mostrada en la figura G6, que consta de los siguientes módulos.



Figura G6. Segmentación

- Módulo para manejo de ciclos cardíacos, donde se puede escoger cualquier ciclo cardíaco de la señal segmentada

- Módulo para Métodos y Resumen de segmentación, donde se escoge el método a seguir para desarrollar la segmentación, y se observa un resumen de las características de la segmentación al terminar el proceso.

- Módulo para Segmentación y Estadísticas, donde se realiza el proceso de segmentación, que tiene tres clases:

Segmentación de ECG, Segmentación de PCG, Segmentación por Intervalos (intervalo de pre-eyección, eyección y sístole electromecánica).

- Módulo Guardar Segmentación: para guardar la segmentación en la base de datos.

- Módulo de Visualización, En la gráfica de arriba donde se observa el registro con unos delimitadores de ciclo cardíaco, y en las gráficas de la parte inferior, el complejo seleccionado con su respectiva segmentación.

El botón de Estadísticas se activa luego de realizada la segmentación como se muestra en la figura G7, y tiene las siguientes características:

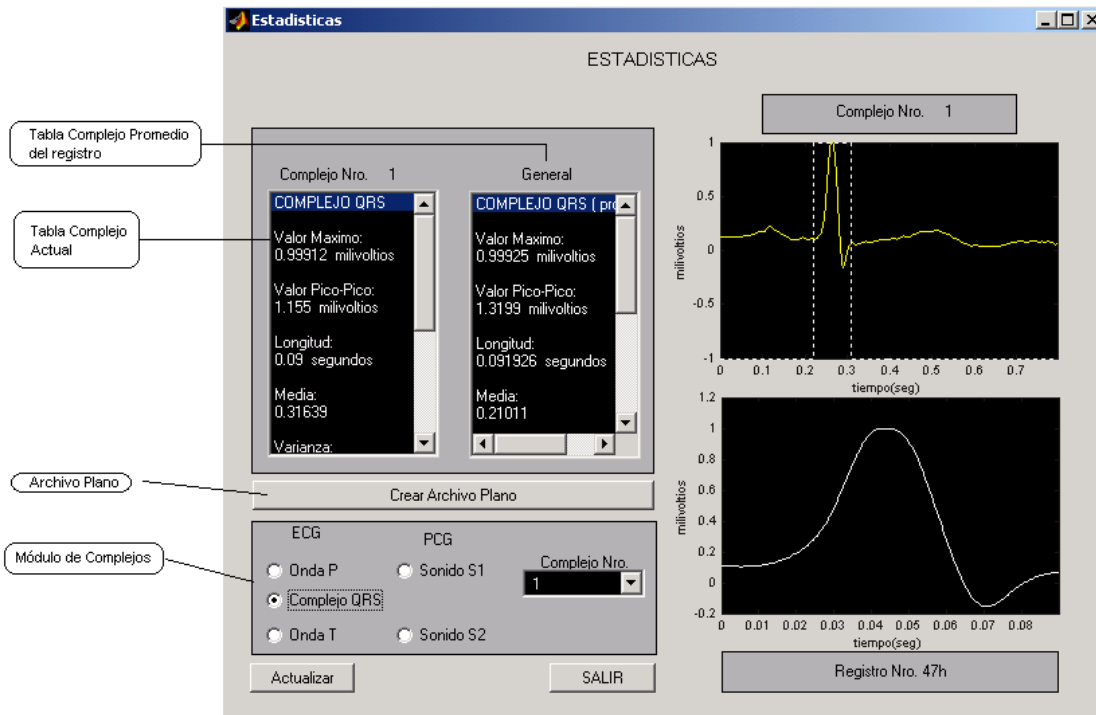


Figura G7. Estadísticas

- Tabla Complejo Promedio del registro, donde se calculan ciertas características a todos los segmentos del registro según sea su selección (Onda P, QRS, T, S1 ó S2) como se describe en el capítulo 2, del documento.
- Tabla Complejo Actual, donde se calculan características del complejo seleccionado.
- Módulo de Complejos, donde se manejan todos los ciclos cardíacos que posee el registro.
- Archivo Plano, que me permite crear un archivo tipo texto donde se guardan las estadísticas calculadas al segmento seleccionado como en la figura G8.

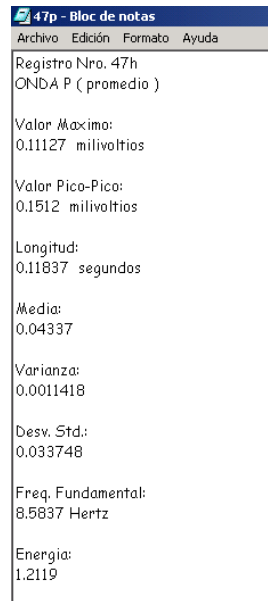


Figura G8. Archivo Plano

Por último después de realizada la segmentación, en el menú principal se activa la opción de correlación en el tiempo, que se muestra en la figura G9, y tiene las siguientes propiedades.

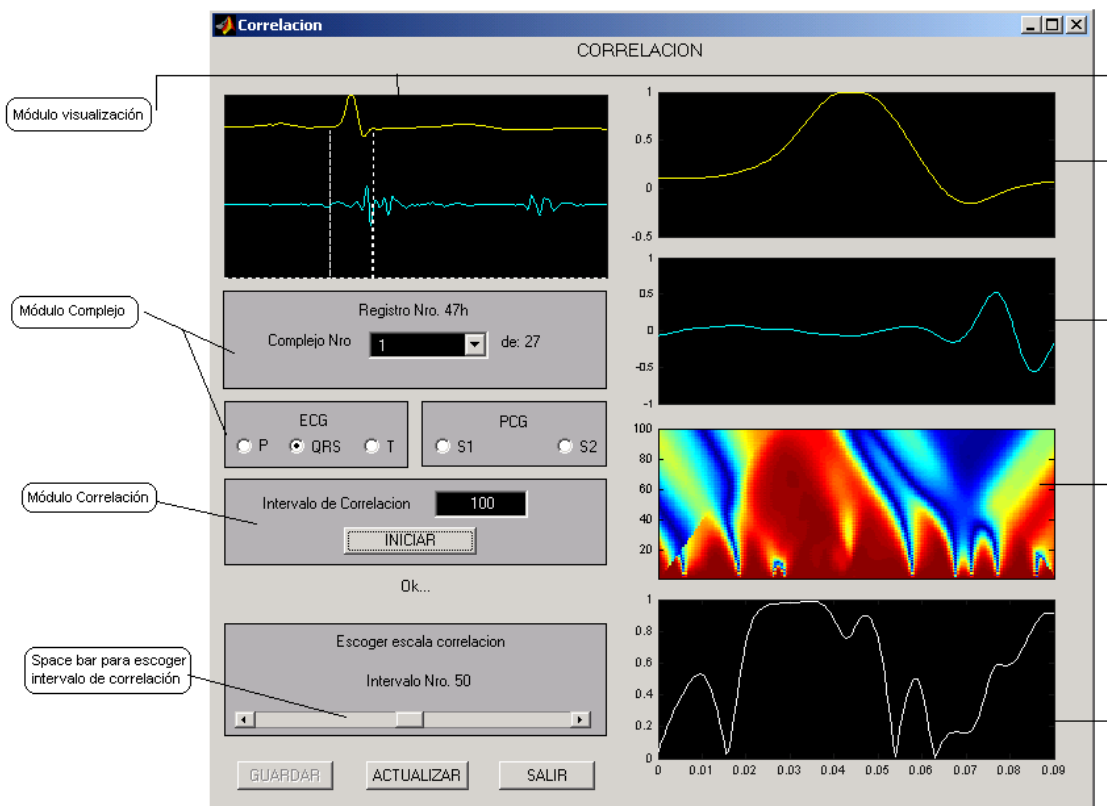


Figura G9. Módulo de Correlación

- El módulo de visualización que consta de 5 gráficas, en donde se muestran:
 - El complejo seleccionado.
 - El segmento del complejo a analizar: (ECG y PCG).
 - El correlograma cruzado.
 - El intervalo de correlación seleccionado por el space bar.

- El módulo Complejo ya visto anteriormente
- El módulo correlación donde se da un valor para el número de escalas de correlación requeridas, esta caja de diálogo tiene la respectiva seguridad en la entrada de datos, pudiendo así sólo entrar enteros positivos mayores que 2 y menores que la longitud del segmento seleccionado.
- Con la space bar se escoge el intervalo de correlación requerido para realizar el análisis.
- Guardar, es para guardar el vector de correlación escogido con la space bar, para almacenarlo en la base de datos.