

Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física



Desarrollo de un Sistema de Monitoreo de Electrocardiograma

Br. Jorge Alberto Salas Bracho

Caracas, 8 de Septiembre de 2010

Desarrollo de un Sistema de Monitoreo de Electrocardiograma

Br. Jorge Alberto Salas Bracho

Trabajo especial de grado presentado
ante la ilustre Facultad de Ciencias de la
Universidad Central de Venezuela como
requisito parcial para optar al título de:

Licenciado en Física.

MSc. Esteban Álvarez, Tutor 1

MSc. Levi García, Tutor 2

Fecha: Caracas, 8 de Septiembre de 2010

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. Jorge Alberto Salas Bracho titulado **Desarrollo de un Sistema de Monitoreo de Electrocardiograma** para optar al título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

MSc. Esteban Álvarez, Tutor

MSc. Alfredo Marcano

Lic. Zaida Medina

Caracas; 8 de Septiembre de 2010.

Agradecimientos

A mis tutores, Esteban Álvarez y Levi García, quienes además me enseñaron casi todo lo que sé sobre electrónica e instrumentación.

A Kelvin Ríos por sus valiosos consejos y suministro de materiales para la realización del trabajo.

A Zaida Medina por su valiosa asesoría y apoyo.

A Diógenes Santander, Raquel Finol, Fermín Dalmagro y John Mantilla por su ayuda en tiempos difíciles.

Al Dr. Federico Moleiro, Dr. José Andrés Octavio y la Dra. Ana Elisa Rodríguez por su colaboración, otorgando sus valiosas opiniones.

A mis compañeros de laboratorio, Maybemar Hernández, Ralph Panitz, Jesús Cabriles y Danny Cruz, quienes siempre dieron su apoyo.

A todas aquellas personas que brindaron cualquier tipo de apoyo durante la realización del trabajo.

Índice general

Índice de figuras	v
Resumen	1
Introducción	2
1. Fundamentos Cardiológicos	4
1.1. Actividad Bioeléctrica	4
1.1.1. El potencial de reposo	4
1.1.2. El potencial de acción	5
1.2. Anatomía y Funcionalidad del Corazón	5
1.2.1. Morfología Cardíaca	5
1.2.2. El Latido Cardíaco	7
1.2.3. El sistema de conducción cardíaco	8

1.2.4. Propagación de la señal a través de la fibra cardiaca	9
1.3. El Electrocardiograma	10
1.4. Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca	14
1.4.1. Análisis Temporal	15
1.4.2. Análisis Frecuencial	15
1.4.3. Mapas de Retorno	16
2. Revisión Histórica	18
2.1. Evolución de la Electrocardiografía	18
2.2. Instrumentación Virtual	20
2.3. Electrocardiografía e Instrumentos Virtuales	22
3. Metodología Experimental	23
3.1. Detección	24
3.1.1. Los electrodos	24
3.1.2. El Cable de Paciente	24
3.2. Acondicionamiento	25
3.2.1. La Amplificación	25
3.2.2. La Supresión de Ruido	27
3.2.3. Sobre la seguridad del paciente	30
3.2.4. La Protección del Dispositivo	31

3.3. La Adquisición	32
3.4. Los Instrumentos Virtuales	33
3.4.1. El Entorno de LabVIEW	33
3.4.2. El Control de la Adquisición	35
3.4.3. Análisis	36
3.4.4. Detección de Ondas R	37
3.4.5. Calibración	41
4. Resultados	43
4.1. El Acondicionamiento	43
4.2. La Interfaz Gráfica	43
4.2.1. Visualización del ECG	48
4.2.2. Análisis Temporal	49
4.2.3. Análisis Frecuencial	50
4.2.4. Mapa de Retorno	51
4.2.5. El Almacenamiento de la Señal	51
4.2.6. Efectividad de Detección de Ondas R	53
Conclusiones	56
Bibliografía	58

Índice de figuras

1.1. Corte transversal del corazón	6
1.2. Latido cardiaco.	7
1.3. Esquema de la circulación de la sangre en el cuerpo humano	8
1.4. Sistema de Conducción del Corazón	9
1.5. Ondas e intervalos de un electrocardiograma	11
1.6. Ejemplo de Electrocardiograma	12
1.7. Ejemplos de conexiones para los electrodos	13
1.8. Electrocardiograma de tres derivaciones	13
1.9. Mapa de Retorno de una persona sana	17
1.10. Mapas de Retorno correspondientes a algunas patologías	17
3.1. Esquema general del sistema	23
3.2. Circuito de Acondicionamiento	25

3.3. Curva característica de los supresores de picos	32
3.4. Instrumento Virtual (VI) para filtrar el ECG	34
3.5. Procesamiento Digital	35
3.6. Obtención de las Estadísticas del ECG	36
3.7. Señal sin filtrar	37
3.8. Señal filtrada	37
3.9. Derivada de la señal	38
3.10. Señal derivada y elevada al cuadrado	38
3.11. Señal después de tomar el promedio	39
3.12. Detección de Ondas R	41
4.1. Vista de la interfaz gráfica elaborada	44
4.2. Vista de la interfaz gráfica elaborada (continuación)	45
4.3. Vista de la interfaz gráfica elaborada (continuación)	46
4.4. Controles del Panel Frontal	47
4.5. Señal Electrocardiográfica Adquirida (sin filtrar)	48
4.6. Señal Electrocardiográfica Adquirida (filtrada)	49
4.7. Campos de Texto para los Datos del Paciente	52
4.8. Intervalos RR del registro#100 según PhysioNet	54
4.9. Intervalos RR del registro #100 según el instrumento virtual	54

Resumen

Se desarrolló un sistema de adquisición y monitoreo de electrocardiograma basado en instrumentos virtuales. El sistema consta de cuatro módulos: detección de la señal, acondicionamiento, adquisición y procesamiento. La detección de la señal se lleva a cabo empleando unos electrodos desechables comerciales y un cable de paciente. Se elaboró un circuito para el acondicionamiento de la señal basado en un amplificador de instrumentación INA128 y amplificadores operacionales. El sistema además emplea diversas técnicas para la reducción de ruido. La señal acondicionada se digitaliza y se transfiere a un computador mediante el uso de una tarjeta de adquisición.

Se elaboró un software con LabVIEW 2009 para el control de la adquisición de la señal electrocardiográfica, así como también para mostrarla en la pantalla del computador, almacenarla, filtrarla y efectuar un análisis. Se diseñaron instrumentos virtuales para efectuar un análisis estadístico mediante el cálculo de algunos índices de interés médico tales como RR promedio, desviación estándar, pNN50 y rMSSD.

Introducción

La electrocardiografía es la herramienta fundamental de la cardiología, debido a que permite el diagnóstico de casi todas las enfermedades y condiciones cardiacas que se conocen. Por ésta razón la elaboración de dispositivos electrocardiográficos es de gran importancia para la medicina.

Los avances en la electrónica e informática han llevado al surgimiento de la instrumentación virtual. Ésta permite la elaboración de instrumentos, partiendo de tarjetas de adquisición de propósito general y un software de desarrollo, como por ejemplo LabVIEW™. Entre los instrumentos que se pueden elaborar de ésta forma cabe mencionar a los de electrocardiografía.

En el presente trabajo se busca desarrollar un sistema, basado en instrumentación virtual, que lleve a cabo la adquisición y monitoreo de un electrocardiograma. Ésto se quiere realizar con fines académicos y de investigación.

Se tiene por objetivo detectar la señal electrocardiográfica y acondicionarla de forma que se pueda llevar a cabo su adquisición mediante una tarjeta. Además se quiere

visualizar la señal en una computadora personal, almacenarla y hacer un análisis donde se obtengan algunos índices estadísticos de interés médico.

Fundamentos Cardiológicos

1.1. Actividad Bioeléctrica

En el cuerpo humano existen varios tipos de células que presentan actividad electroquímica. Dichas células son las que constituyen tejidos tales como el nervioso, el muscular o el glandular. Esos tipos de células presentan una diferencia de potencial eléctrico en su interior respecto al exterior de sus respectivas membranas. Dichas células presentan dos estados que se describen a continuación [32].

1.1.1. El potencial de reposo

La mayor parte del tiempo, la célula se encuentra en el estado de reposo. En dicho estado el potencial en su interior es negativo respecto al exterior y se dice que la célula está polarizada. Ésta diferencia de potencial se debe a desigualdades en la concentración iónica entre el interior y el exterior de la membrana celular [32, 13].

1.1.2. El potencial de acción

El **potencial de acción** es un impulso eléctrico que viaja a través de la membrana celular y se transmite a través de un tejido. Cuando una célula con actividad electroquímica se encuentra estimulada lo suficiente su potencial interno aumenta y pasa al estado excitado. Dicho incremento se produce solamente durante un tiempo breve. A este proceso se le conoce como despolarización [32].

Durante el inicio del proceso de despolarización la célula no puede responder ante un estímulo. A éste tiempo se le denomina **periodo refractario absoluto**. Durante el resto del proceso se requiere de estímulos muy grandes para producir un nuevo potencial de acción. A éste otro tiempo se le denomina **periodo refractario relativo**. Éstos periodos son específicos para cada tipo de célula [32].

1.2. Anatomía y Funcionalidad del Corazón

El *corazón* es el órgano responsable de impulsar la sangre hacia todo el cuerpo. Se trata de un músculo que se encuentra situado en la cavidad torácica, entre los pulmones en el centro del pecho. Tiene un peso comprendido entre 200 y 425 gramos y es un poco más grande que una mano cerrada [28].

1.2.1. Morfología Cardíaca

El corazón consta de cuatro cavidades, como se puede observar en la figura 1.1. Las cavidades superiores se denominan aurículas (izquierda y derecha) y las cavidades inferiores se denominan ventrículos (izquierdo y derecho). A las aurículas llega sangre

de las venas cava y pulmonar. De los ventrículos sale sangre hacia las arterias aorta y pulmonar.

Las aurículas y los ventrículos están conectados por válvulas, al igual que los ventrículos y las arterias. La válvula tricúspide controla el flujo sanguíneo entre la aurícula y el ventrículo derecho. De forma análoga está su contraparte, la válvula mitral, la cual se ocupa de la aurícula y ventrículo izquierdo. El control del flujo sanguíneo entre los ventrículos y las arterias es ejecutado por la válvula pulmonar en el lado derecho del corazón, y por la válvula aórtica del lado izquierdo [28, 4].

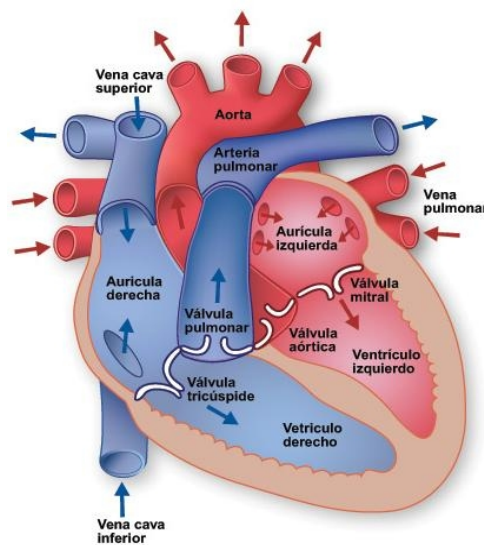


Figura 1.1: Corte transversal del corazón

Fuente: *The Texas Heart Institute (2010)*

1.2.2. El Latido Cardíaco

Un latido es el conjunto de movimientos que hace el corazón, contrayéndose y dilatándose haciendo circular la sangre por el cuerpo. El corazón late entre unas 60 y 100 veces por minuto en una persona en estado de poca actividad. El latido es una acción de bombeo que consta de dos fases: diástole y sístole (Ver figura 1.2). Durante la diástole las aurículas se contraen, haciendo que la sangre que está almacenada en ellas pase a través de sus respectivas válvulas hacia los ventrículos. Durante la sístole los ventrículos se contraen, impulsando la sangre por sus válvulas [13].

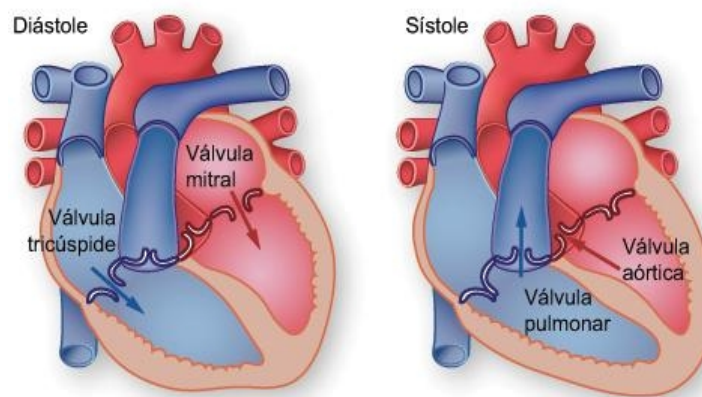


Figura 1.2: Latido cardíaco.

Fuente: The Texas Heart Institute (2010)

La aurícula derecha recibe sangre que no está oxigenada proveniente de todo el cuerpo. Dicha sangre es transferida al ventrículo derecho, para luego ser impulsada a los pulmones donde es oxigenada. Esa sangre oxigenada llega a la aurícula izquierda y avanza hasta el ventrículo izquierdo, desde donde es bombeada hacia el resto del cuerpo. En la figura 1.3 se presenta un esquema general del proceso circulatorio; la sangre no oxigenada está representada de color azul, mientras que la oxigenada se

encuentra de color rojo [28].

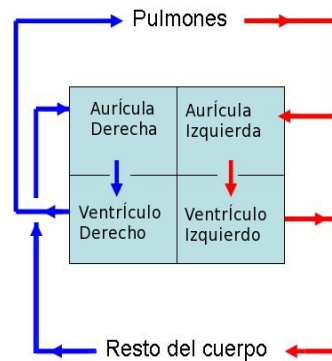


Figura 1.3: Esquema de la circulación de la sangre en el cuerpo humano

1.2.3. El sistema de conducción cardiaco

Los impulsos eléctricos generados por el miocardio producen el latido del corazón. Éstos impulsos se originan en el nódulo sinoauricular (SA) el cual es un conjunto de células especializadas situadas cerca de la unión entre la vena cava superior y la aurícula derecha (Ver figura 1.4). Dichas células son capaces de iniciar impulsos eléctricos de forma espontánea. El nódulo SA es entonces un marcapaso [28].

A medida que las aurículas se van llenando de sangre el nódulo SA envía una señal eléctrica que estimula la contracción de las aurículas. La señal eléctrica pasa a través del nódulo auriculoventricular (AV). Éste no es más que otro conjunto de células especializadas similares a las del nódulo SA. El nódulo AV retrasa los impulsos eléctricos que pasan a través de él, lo cual permite que los ventrículos tengan tiempo suficiente para llenarse de sangre [28].

La sístole comienza una vez los ventrículos están llenos de sangre. La señal eléctrica proveniente del nódulo AV pasa hacia las ramas fasciculares. De ahí pasa hacia la red de Purkinje, la cual hace que la señal eléctrica pueda llegar a los ventrículos. Esto induce la contracción de los ventrículos, los cuales impulsan la sangre a través de sus respectivas válvulas [13, 28].

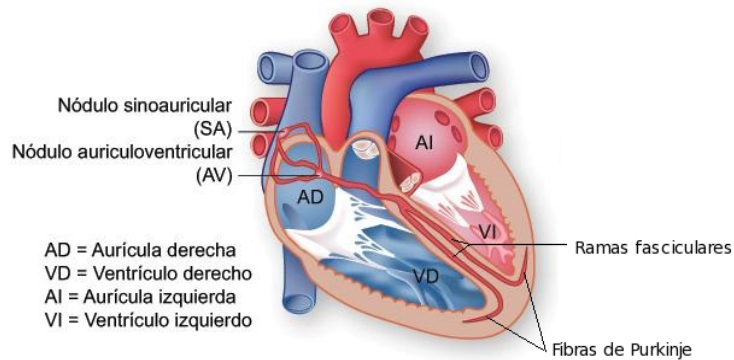


Figura 1.4: Sistema de Conducción del Corazón

Fuente: The Texas Heart Institute (2010)

1.2.4. Propagación de la señal a través de la fibra cardiaca

A través de las fibras cardiacas se transmite la señal eléctrica. Entre las células adyacentes que conforman una fibra cardiaca existen flujos de iones a través de las membranas celulares. Dichos flujos de iones constituyen corrientes eléctricas [12].

Si una fibra cardiaca es estimulada en uno de sus extremos, el estímulo viaja a través de la fibra hasta alcanzar el otro. Cuando el estímulo alcanza una célula, ésta pasa por un proceso de despolarización, en el cual ocurre una transición desde el estado en reposo al estado excitado. Durante dicho proceso se tiene que el poten-

cial interno de la célula aumenta y se hace positivo respecto al exterior, como se describió anteriormente [12].

En los lugares donde ya ocurrió la despolarización existe una corriente entrante a la célula. En sitios donde aún no ha acontecido la despolarización, pero están cercanos al punto donde está ocurriendo, se tiene una corriente saliente [12].

Se tiene entonces que cada célula de la fibra primero presenta una corriente saliente e instantes después una corriente entrante en dirección de la fibra. La zona donde se encuentra el flujo saliente es entonces una fuente de corriente y el lugar donde la corriente es entrante es un sumidero [12].

El proceso anterior puede modelarse como un dipolo que viaja en la dirección de la fibra. Dicho dipolo está caracterizado por tres parámetros: el momento dipolar, la posición y la orientación. El momento dipolar depende de la tasa de cambio del potencial intracelular respecto a la posición de la célula en la fibra. El momento dipolar además estará orientado en la dirección de la fibra [12].

Un dipolo da origen a potenciales positivos en puntos enfrente de él y potenciales negativos detrás de él. Tendremos entonces que el dipolo da pie a campos eléctricos, y sus potenciales asociados, que se propagan a través de los tejidos del cuerpo y alcanza la superficie de la piel. El registro de dichos potenciales superficiales es lo que constituye el electrocardiograma [12].

1.3. El Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es el registro gráfico de la actividad eléctrica cardiaca. Está conformado por la onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U.

En la figura 1.5 se puede observar un esquema de un electrocardiograma, donde se encuentran indicadas las ondas y los intervalos que la conforman.

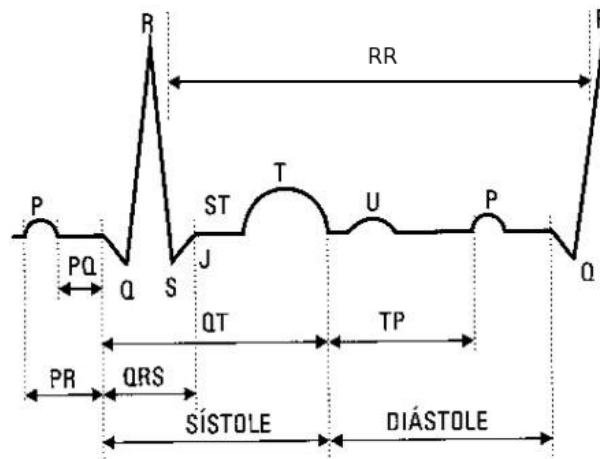


Figura 1.5: Ondas e intervalos de un electrocardiograma

Fuente: Asociación Nacional de Enfermería de la Infancia (2010)

Onda P: La onda P se produce durante la despolarización de las aurículas. Tiene una duración menor a 120 milisegundos en condiciones normales en adultos.

Complejo QRS: Está conformado por las ondas Q, R y S. Se origina con la despolarización de los ventrículos. Su duración normal es menor a 120 milisegundos.

Onda T: Se produce debido a la repolarización de los ventrículos.

Onda U: Presenta una forma similar a la onda T y una amplitud menor. Esta onda no siempre es visible.

El ECG generalmente se representa sobre papel milimetrado, en el cual el eje vertical representa los niveles de voltaje registrados, y el eje horizontal representa el tiempo. En la figura 1.6 se puede observar un ejemplo de electrocardiograma correspondiente a una persona sana.



Figura 1.6: Ejemplo de Electrocardiograma

Fuente: ACP Hospitalist (2010)

La morfología del ECG puede variar dependiendo del punto de la superficie de la piel donde se lleva a cabo el registro, así como también de algunas condiciones y anomalías cardiacas. Generalmente se hace un registro de ECG en varios lugares de la piel simultáneamente, debido a que algunas condiciones cardiacas se observan con mayor facilidad en determinados sitios. El registro de los potenciales eléctricos se lleva a cabo utilizando electrodos, los cuales se posicionan de diferentes formas dependiendo de las características del ECG que se desea estudiar.

La disposición de las conexiones de cada par de electrodos recibe el nombre de derivación [13]. Existen diversas configuraciones para electrodos estandarizadas. Cabe mencionar las denominadas Lead I, II y III, que se muestran en la figura 1.7. Se indica cuál es el electrodo considerado como positivo (+), el negativo (-) y referencia (R) para la medición del potencial [25].

En la figura 1.8 se presenta un ejemplo de un electrocardiograma normal, empleando tres derivaciones Lead I, II y III. Se puede observar que los niveles de voltaje son diferentes, así como en algunos segmentos la forma se observa distinta [12].

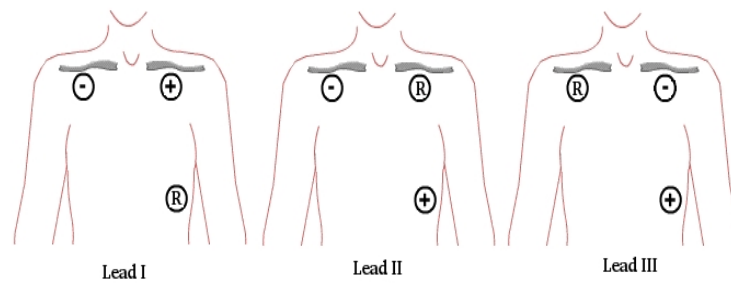


Figura 1.7: Ejemplos de conexiones para los electrodos

Fuente: Rnceus Interactive (2009)

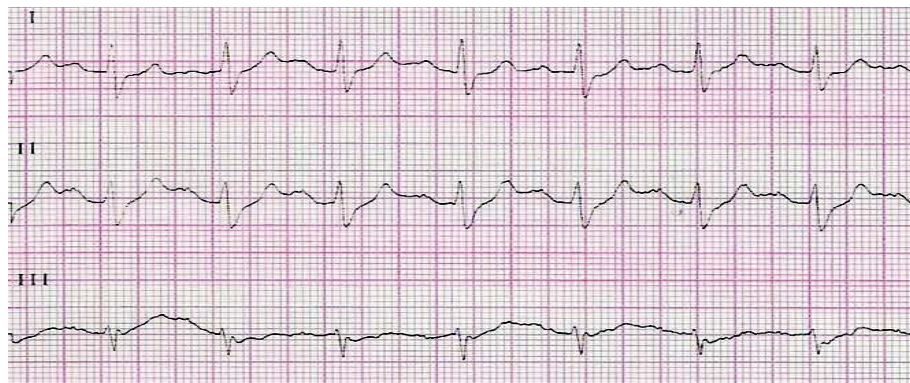


Figura 1.8: Electrocardiograma de tres derivaciones

Fuente: Revista Española de Cardiología (2007)

1.4. Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca

Existen diferencias pequeñas en los intervalos de tiempo entre latidos de un corazón sano. Estas variaciones en el ritmo presentan ciertos patrones de repetición en el tiempo [14].

Al estudio de la variación de los intervalos entre latidos se le conoce como Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) y se ha convertido en una herramienta muy útil para la investigación y el diagnóstico clínico. Los métodos informáticos han facilitado la medición y almacenamiento de los intervalos entre latidos, y en la actualidad existen diversas técnicas para el análisis de la VFC [14].

Una forma de medir la frecuencia cardíaca es a partir de las ondas R [14]. En cada latido del corazón aparece una sola onda R y al tiempo transcurrido entre la aparición de dos ondas R consecutivas se le denomina intervalo R-R. Éste corresponde al tiempo entre dos latidos cardiacos consecutivos. La onda R muchas veces presenta mayor tamaño que las demás, además de que corresponde al sitio donde el cambio en la señal es más brusco. Éstas características hacen que la onda R sea la más sencilla de detectar a nivel computacional [8].

Los intervalos R-R conforman una serie que es de gran interés médico debido a que es posible obtener información del estado del paciente. Para ello se realiza el estudio de la variabilidad en la serie, el cual puede ser temporal o frecuencial. Mediante el estudio de la serie es posible hacer el diagnóstico de una diversidad de condiciones y enfermedades. Por ejemplo, se puede estudiar morbilidad, diabetes, insuficiencia cardíaca y la enfermedad coronaria, entre otras cosas [14].

1.4.1. Análisis Temporal

El análisis temporal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca consiste en el cálculo de un conjunto de índices a partir de los intervalos R-R. Entre los índices más importantes que se quieren calcular cabe destacar el promedio, la desviación estándar, el pNN50 y el rMSSD, que se describen a continuación [15, 14].

Promedio: Es la suma de los intervalos R-R, dividido entre el número de intervalos considerados.

Desviación estándar: Es una medida de la dispersión de los valores considerados en el cálculo del promedio.

pNN50: Se calcula contando la cantidad de intervalos R-R adyacentes que presentan una separación temporal de más de 50 milisegundos, expresado de forma porcentual.

rMSSD: Se calcula la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las diferencias entre intervalos R-R adyacentes, dividido todo entre el número de sumandos considerados.

1.4.2. Análisis Frecuencial

El análisis frecuencial de la VFC se lleva a cabo a partir de la serie de los intervalos RR. Ésta se trata como una señal compuesta por diversas ondas de frecuencias diferentes y se procede a obtener el espectro de potencias de la misma. En un espectro de potencias, se muestra la potencia de las onda que lo conforman, en función de la frecuencia de cada una de ellas [14].

El espectro de la señal se divide en varias bandas de frecuencia, sobre las cuales se estima la densidad espectral de cada una de ellas. Las bandas de frecuencia consideradas son las siguientes [14]:

ULF: Es el rango de frecuencias inferiores o iguales a 0,003 Hz.

VLF: Es el rango de frecuencias muy bajas, entre 0,003 y 0,04 Hz.

LF: Es el rango de frecuencias bajas, entre 0,04 y 0,15 Hz.

HF: Es el rango de frecuencias altas, entre 0,15 y 0,4 Hz.

1.4.3. Mapas de Retorno

El Mapa de Retorno es una de las múltiples técnicas para examinar la variabilidad de la frecuencia del ritmo cardiaco. Se obtiene a partir de la serie de los intervalos RR. Para elaborarlo se grafican los intervalos R-R en función de los intervalos inmediatamente anteriores. Ésto es de utilidad para los médicos para el diagnóstico de algunas patologías debido a que algunas presentan patrones específicos en el gráfico [7]. El patrón obtenido en el caso de una persona sana tiene una forma similar a la de un cometa, como se observa en la figura 1.9 [23].

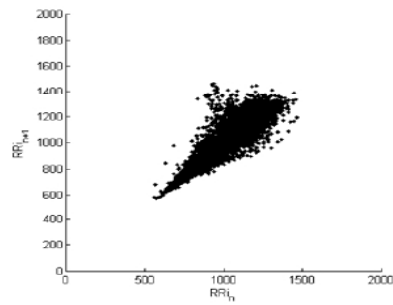


Figura 1.9: Mapa de Retorno de una persona sana

Fuente: Computational Methods in Science and Technology (2005)

En la figura 1.10 se presentan algunos ejemplos de Mapas de Retorno. Corresponden a registros de las 24 horas posteriores a un infarto al miocardio; presentan latidos ventriculares y supraventriculares prematuros [23].

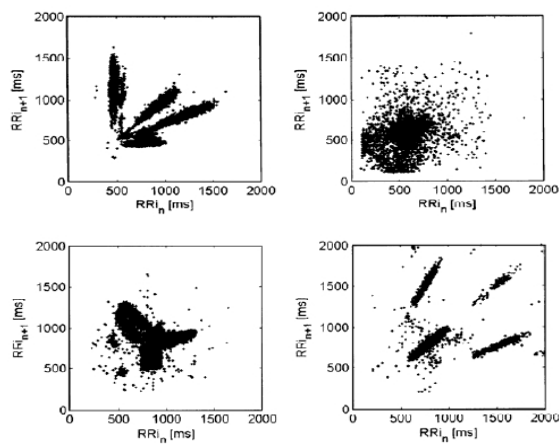


Figura 1.10: Mapas de Retorno correspondientes a algunas patologías

Fuente: Computational Methods in Science and Technology (2005)

Revisión Histórica

2.1. Evolución de la Electrocardiografía

El primer registro de potenciales superficiales, asociados con actividad cardíaca, fue realizado por Augustus Desiree Waller en 1887, mediante el empleo de un electrómetro capilar. El estudio se llevó a cabo tanto con personas y animales. Éstos trabajos fueron revisados posteriormente por Willem Einthoven. Él consideró que el electrómetro capilar tenía un tiempo de respuesta muy grande y una precisión pobre, motivo por el cual desarrolló un dispositivo que denominó galvanómetro de cuerda [33].

El galvanómetro de cuerda requería de cinco personas para su operación y pesaba unos 270 kg, y requería de altos niveles de corriente. Varias compañías se dedicaron a rediseñar el sistema y a comercializarlo. Empleando los galvanómetros de cuerda fue que comenzó el estudio del significado de la señal electrocardiográfica. La electrocardiografía se fue haciendo cada vez más popular, y uno de los motivos es el hecho de que es un método no invasivo [33].

Con la invención del tubo de vacío, llamado también válvula termoiónica, fue posible la amplificación de la señal cardiaca sin tener que recurrir a métodos mecánicos. Para 1928 fue posible elaborar el primer sistema de electrocardiografía portátil, el cual pesaba unos 22 kg y empleaba una batería de automóvil de 6V [33].

El siguiente invento que ayudó a la electrocardiografía fue el osciloscopio de tubo de rayos catódicos, el cual permitió la visualización de la señal de forma directa. Otro invento importante fue el sistema de escritura directa en papel del electrocardiograma, el cual apareció por primera vez en 1932. Pese a que se logró obtener buenos resultados con éste último, la limitación era la posibilidad de que la señal sufriera distorsión debido a las propiedades mecánicas del sistema de registro [33].

Norman Jeff Holter, en 1949, inventó un dispositivo que el paciente podía cargar en la espalda. Este aparato almacenaba el ECG y lo transmitía, pero tenía la limitación de ser pesado (aprox 34 kg). A nivel clínico se empezó a emplear en la década de los sesenta [33, 10].

Con la llegada de la tecnología de los semiconductores, los sistemas de electrocardiografía evolucionaron nuevamente. Para 1962 fue posible reducir el tamaño y peso de los monitores de Holter aún más, y éstos empezaron a comercializarse. Para 1966 el dispositivo había logrado conseguir aceptación por parte de la comunidad médica y se empezó a masificar. Se pudo entonces perfeccionar el monitor de Holter, y convertirlo en un dispositivo lo suficientemente portátil como para que el paciente pudiera llevarlo consigo durante su rutina diaria. En la actualidad el monitor Holter se utiliza para registrar y almacena el electrocardiograma durante un periodo de al menos 24 horas, con la finalidad de detectar arritmias cardiacas [5, 10].

Las tecnologías digitales han permitido avances significativos, no sólo para la ad-

quisición de señales, sino también para el almacenamiento y el procesamiento. La mayoría de los dispositivos de electrocardiografía de la actualidad presentan algún componente basado en tecnologías digitales, debido a la gran cantidad de ventajas que éstas presentan. La informática pasó a ser una herramienta de enorme importancia para la electrocardiografía. En 1984 se funda la International Society for Computerized Electrocardiology (ISCE), en California, como una organización sin fines de lucro dedicada al avance de la electrocardiografía mediante la aplicación de métodos computacionales [33, 10].

En la actualidad, la masificación de la tecnología ha conllevado a que una gran variedad de componentes electrónicos, analógicos y digitales, se encuentren disponibles en el mercado a un costo relativamente bajo. Ésto, en conjunto con la aparición de la instrumentación virtual, ha permitido que hoy en día sea posible elaborar sistemas de electrocardiografía caseros (Ver por ejemplo [24]). Con ello también se ha abierto la posibilidad de que profesionales, estudiantes y aficionados puedan estudiar los fundamentos electrónicos de la electrocardiografía de forma práctica.

2.2. Instrumentación Virtual

Un instrumento es un dispositivo diseñado para hacer mediciones en algún entorno y mostrar información en base a dichas mediciones. Dicho instrumento podría emplear un transductor para detectar cambios en algún parámetro físico del entorno y convertir dichos datos en señales eléctricas. Un ejemplo podría ser un termómetro, un medidor de presión, un osciloscopio, voltímetro, entre otros [2].

Los instrumentos de medición tradicionales están contruidos con componentes físicos específicos para un fin determinado. Como consecuencia de ello un instrumen-

to determinado está limitado a cumplir unas determinadas funciones únicamente. En algunos casos, los sistemas de instrumentación pueden estar conformados por diversos instrumentos acoplados entre sí, y pueden llegar a niveles de complejidad muy elevados. Algunos sistemas tradicionales emplean instrumentos múltiples conectados a un terminal central de control [2].

El problema con los instrumentos tradicionales es que normalmente es difícil, o en algunos casos imposible, hacer cambios en el instrumento, o hacer cambios en la forma en que éstos interactúan entre sí. Con la introducción de la computación en el campo de la instrumentación se ha conseguido un método de resolver el problema [2].

Hoy en día ha surgido lo que se conoce como instrumentación virtual. Un instrumento virtual es un conjunto de programas y/o componentes físicos que se agregan a una computadora, de forma tal que los usuarios pueden interactuar con la computadora como si fuera un instrumento tradicional personalizado [26]. La instrumentación virtual tiene la ventaja de requerir menos hardware que la instrumentación tradicional, por lo que los costos son menores. Existe además la posibilidad de hacer modificaciones a los instrumentos virtuales a nivel de programación, por lo que es más fácil realizar cambios en éstos que en los instrumentos tradicionales [2].

Un ejemplo sencillo de instrumento virtual es el caso de un sensor térmico conectado a la computadora. Ésta puede registrar en pantalla las variaciones térmicas de manera gráfica, así como hacer cálculos estadísticos, a la vez que puede enviar una señal de control a un motor dependiendo de las mediciones [2].

Muchas compañías en la actualidad han dejado de lado la instrumentación tradicional y actualmente emplean instrumentos virtuales para monitorear sus equipos de

medición, efectuar pruebas, generar señales, controlar artefactos, entre otras aplicaciones [2].

2.3. Electrocardiografía e Instrumentos Virtuales

En los últimos años varias empresas han desarrollado instrumentos virtuales destinados al área de la fisiología, y éstos han sido exitosos. Un ejemplo es *BabySave™*, el cual es un sistema de interrupción de apnea mediante vibraciones estimuladas, entre otros [26]. Cabe mencionar también *BioHarness™*, el cual permite el monitoreo remoto, por medio de una computadora, del electrocardiograma, la temperatura corporal y la respiración entre otras cosas.

Existen sistemas, basados en instrumentación virtual, destinados específicamente a la electrocardiografía. Por ejemplo cabe destacar el *Biomedical Startup Kit*, de National Instruments. Se trata de un programa de computadora que procesa señales electrocardiográficas obtenidas mediante una tarjeta de adquisición [19]. Una limitación que tiene éste programa es que el código fuente correspondiente no es de carácter abierto, por lo que el usuario no puede estudiar su funcionamiento interno y no es posible efectuar modificaciones.

Actualmente existen las herramientas informáticas suficientes para crear instrumentos virtuales personalizados, como por ejemplo LabVIEW™. Con este tipo de herramientas es posible emprender un desarrollo de instrumentos virtuales cuyos archivos fuente sean de carácter abierto. Ésto sería de gran importancia académica porque otorgaría a un estudiante la posibilidad de analizar el funcionamiento del instrumento y realizar mejoras en el mismo.

Metodología Experimental

Se desarrolló un sistema de monitoreo de electrocardiograma, diseñado con la finalidad de obtener la señal, visualizarla en un computador personal y llevar a cabo un análisis. El sistema está conformado tanto por hardware y software. Está constituido por los siguientes módulos: detección de la señal, acondicionamiento, adquisición y procesamiento. En la figura 3.1 se puede apreciar el esquema general del sistema.

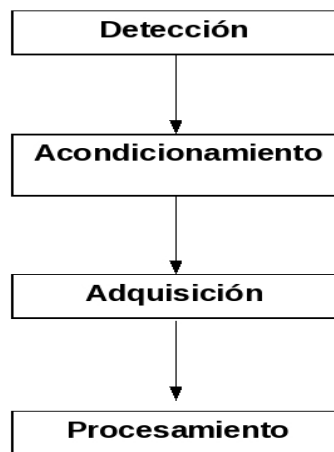


Figura 3.1: Esquema general del sistema

3.1. Detección

3.1.1. Los electrodos

El proceso fundamental que debe llevar a cabo el sistema es la obtención de la señal electrocardiográfica. Ésta se mide en la superficie de la piel y para ello es necesario el uso de una interfaz. Éste rol es asumido por electrodos especializados que se conectan a un cable y se adhieren a la piel.

Los electrodos actúan como soporte mecánico para el cable y a la vez permiten un paso de corrientes apropiado entre la piel y el cable, optimizando así la transferencia de la señal. Hay diversos tipos de electrodos disponibles comercialmente, aunque en este trabajo sólo se emplearon electrodos de tipo flotantes desechables [32].

3.1.2. El Cable de Paciente

Los electrodos se conectan a un cable especializado para electrocardiografía, el cual recibe el nombre de cable de paciente. Para este trabajo se utilizó el cable de un monitor/desfibrilador cardiaco LIFEPAK[®]-9A, manufacturado por Physio-Control Inc. Éste es un cable blindado que cuenta con tres conectores para electrodos y de un recubrimiento metálico para reducir ruido.

El cable de paciente tiene seis terminales, de los cuales sólo es necesario conectar cuatro al circuito: tres que están vinculados a los electrodos, y uno que está ligado al blindaje. Más adelante se exponen más detalles sobre las conexiones.

3.2. Acondicionamiento

Se elaboró un circuito con la finalidad de acondicionar la señal proveniente de los electrodos. El acondicionamiento en éste caso consta fundamentalmente de amplificación y supresión de ruido. En la figura 3.2 se puede observar el diagrama del circuito, con sus respectivos bloques delimitados. Más adelante se presentan más detalles sobre cada uno de ellos.

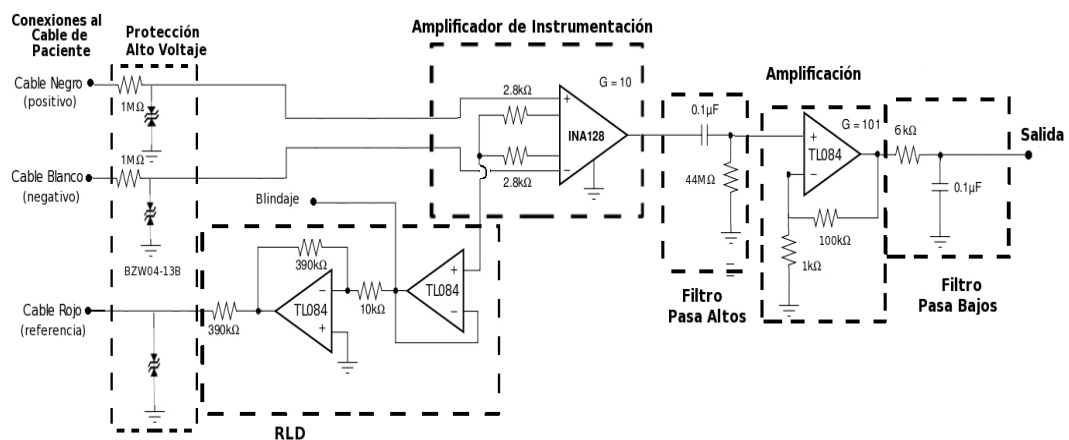


Figura 3.2: Circuito de Acondicionamiento

3.2.1. La Amplificación

La señal electrocardiográfica es pequeña; sus niveles más altos son de apenas unos pocos milivoltios, mientras que los más bajos pueden llegar al orden de microvoltios. Para poder procesarla de forma más apropiada se lleva a cabo un proceso de amplificación, el cual consiste en incrementar el nivel de voltaje de la señal utilizando un circuito. Para llevar este proceso a cabo se emplearon amplificadores operacionales y un amplificador de instrumentación.

3.2.1.1. El Amplificador Operacional

El amplificador operacional es un circuito electrónico que generalmente se presenta en forma de circuito integrado. Se trata de un componente muy versátil que, además de amplificar, permite una gran cantidad de operaciones sobre señales eléctricas.

Una de sus características más importantes es que está dotado de una alta impedancia en sus terminales de entrada. Esto quiere decir que el amplificador operacional produce poca perturbación sobre la actividad de aquellos elementos que esté conectados en sus entradas, por lo cual la señal de entrada casi no se altera con su presencia.

Para éste trabajo se emplearon amplificadores operacionales TL084, los cuales se pueden observar en la figura 3.2. Éstos se emplean en equipos de diversa índole, en particular en algunos equipos de electrocardiografía [9], debido a su alta impedancia de entrada, bajo ruido térmico, buena respuesta en frecuencia, entre otras cosas .

3.2.1.2. El Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación es un amplificador de tipo diferencial que tiene dos terminales de entrada y uno de salida. Idealmente, el voltaje de salida es igual a la resta del voltaje en sus dos entradas, multiplicada por un factor de ganancia. Aquellos voltajes que sean comunes para ambas entradas del amplificador se reducen en amplitud. A la capacidad de reducir señales que sean comunes a ambos terminales de entrada se le denomina razón de rechazo al modo común (CMRR). Un amplificador de instrumentación se caracteriza por tener un CMRR elevado. Entre otras características importantes cabe destacar las siguientes: alta impedancia de entrada bajo nivel del voltaje de desvío, corrientes de polarización pequeñas y estabilidad térmica [3].

La alta impedancia de entrada es una característica importante del amplificador de instrumentación puesto que las entradas de éste están conectadas a los electrodos. Éstos presentan una actividad electroquímica que no se quiere perturbar por lo que es deseable el tener alta impedancia de entrada en el amplificador [32].

Es posible obtener un amplificador de instrumentación mediante un arreglo de amplificadores operacionales, aunque también es posible conseguirlos en forma de circuitos integrados. Para el presente trabajo se utilizó un INA128P, el cual es un amplificador de instrumentación en forma de circuito integrado [30]. Éste componente en particular es recomendado por Texas Instruments para la elaboración de dispositivos de instrumentación médica [30, 29]. Otro detalle importante del INA128 es que tiene ganancia ajustable. Para dicho propósito dispone de dos terminales entre los cuales se coloca una resistencia, cuyo valor determina el factor de ganancia. En el montaje de la figura 3.2 se emplearon dos resistencias en serie, ambas de precisión y de igual valor nominal.

3.2.2. La Supresión de Ruido

A continuación se presentan algunas de las fuentes del ruido más relevantes que pueden afectar a un equipo de electrocardiografía:

Interferencia de la línea: El cableado eléctrico de la edificación produce un ruido característico de 50 ó 60 Hz (dependiendo del país donde se encuentre).

Desplazamiento de los electrodos: Se produce debido a que la separación entre el cable y la piel puede variar si el paciente hace algún movimiento.

Electromiográfico: Es debido la actividad eléctrica de los músculos esqueléticos.

Equipos eléctricos cercanos: Hay diversos dispositivos que pueden emitir señales que pueden ser captadas por el electrocardiógrafo de forma indeseada. Algunos son capaces de interferir la señal electrocardiográfica de manera apreciable.

La respiración: Produce un ruido de muy baja frecuencia que se aprecia como un corrimiento de la línea de base del ECG.

La desfibrilación: Si un paciente es desfibrilado, la señal electrocardiográfica deja de ser visible momentáneamente debido a que la descarga eléctrica satura los amplificadores, los cuales requieren de un tiempo para volver a su rango operativo.

El rango de frecuencias importantes que conforman el ECG se encuentran entre 0,05 y 150 Hz. El ruido comprendido fuera de éste rango se debe reducir mediante el uso de filtros pasa altos y pasa bajos. La *American Heart Association* recomienda que el filtrado se haga de forma digital en la medida que sea posible [11].

Para el presente trabajo fue necesario hacer un filtrado analógico preliminar para suprimir la componente DC de la señal, así como también de tratar de permitir una mejor visualización de la señal en un osciloscopio y además evitar un traslape espectral. Éste último puede ocurrir si la señal contiene ruido comprendido en un rango de frecuencias superiores a la mitad de la tasa de muestreo [31]. En este caso particular la frecuencia de muestreo es de 500 Hz, por lo que es necesario tratar de evitar que las frecuencias superiores a 250 Hz sean detectadas por la tarjeta de adquisición.

Las frecuencias de corte de los filtros analógicos están determinadas por los valores de resistencia y capacitancia empleados en el circuito. Se fijaron aproximadamente en 0,03 Hz y 265 Hz, manteniéndolas un poco alejadas de las correspondientes al ECG,

a la vez que se suprime la componente DC y se reduce la posibilidad de un traslape espectral. Posterior al filtrado analógico existe una etapa de filtrado digital, en la cual se emplea un filtro Chebyshev [17] con frecuencias de corte 0,05 y 150 Hz.

Uno de los ruidos que más afecta al ECG es el de interferencia con la línea eléctrica; el problema fundamental que presenta es que su frecuencia está dentro del rango aceptado por los filtros. El amplificador de instrumentación ayuda a reducir este ruido considerablemente, debido a que éste es un voltaje común a ambas entradas.

Otro mecanismo que ayuda a reducir el nivel de ruido es el blindaje del cable de paciente. El blindaje se conecta al circuito como se observa en la figura 3.2. Ésta conexión coloca al blindaje a un potencial aproximadamente igual al voltaje de modo común, como se explica posteriormente. La finalidad de ello es tratar de compensar efectos capacitivos del cable de paciente, mejorar el funcionamiento del amplificador y disminuir el ruido [16].

Como medida adicional para reducir el ruido se puede colocar el circuito dentro de una caja recubierta con un conductor conectado a tierra. Ésto tiene como finalidad dotar al circuito de un blindaje contra interferencia electromagnética y con ello mejorar la calidad de la señal.

3.2.2.1. El RLD

Se empleó un RLD (Right-Leg Driver) con la finalidad de reducir ruido. El RLD está conformado por un arreglo de dos amplificadores operacionales, que conforman un sistema de control de tipo proporcional que trata de reducir el voltaje de modo común del amplificador de instrumentación a un mínimo. El RLD está representado como un bloque en la figura 3.2.

El voltaje de modo común está conformado por un nivel DC, la interferencia de la línea y otras señales no deseadas, por lo cual su magnitud se quiere minimizar. El voltaje de modo común está presente en el paciente, pero es posible medirlo en el punto medio entre las resistencias de ajuste de ganancia del amplificador de instrumentación. Se necesita detectar la magnitud del voltaje en ese punto, minimizando la perturbación, por lo cual se utiliza un amplificador operacional empleado como seguidor unitario.

La salida del seguidor unitario se conecta al blindaje del cable de paciente y a la entrada de un amplificador inversor. La salida de este amplificador será el voltaje de modo común, amplificado y con polaridad invertida. Éste voltaje se le aplica al paciente a través de una resistencia, que actúa como limitadora de corriente. Ésto hace que el voltaje de modo común disminuya, reduciendo así el ruido [32].

3.2.3. Sobre la seguridad del paciente

El circuito de acondicionamiento está conectado a la tarjeta de adquisición, que a su vez está acoplada a la computadora, la cual está alimentada por la línea eléctrica. Por lo tanto en el caso de alguna falla eléctrica hay riesgo para el paciente. Para reducir ese riesgo se alimentó mediante baterías al circuito de acondicionamiento, pero ésto no resuelve el problema por completo y es una limitación del diseño.

Éste problema se puede resolver empleando un circuito de acople que permita el paso de la señal a la tarjeta de adquisición manteniendo un buen nivel aislamiento, como por ejemplo acoplamiento óptico. Ésta modificación es una posible mejora para el equipo y podría llevarse a cabo a futuro.

3.2.4. La Protección del Dispositivo

Se quiere que el dispositivo sea capaz de soportar voltajes superiores a los de operación normal en los terminales que están conectados al paciente. Para proteger al circuito de altos voltajes se emplearon unos diodos TVS (Transient Voltage Suppression), también conocido como Transil o Transorb, del tipo BZW04-23B. Éstos se pueden observar en el circuito de la figura 3.2. Fueron escogidos porque presentan una respuesta muy rápida frente a voltajes transitorios y disponen de una buena capacidad para disipar potencia, lo cual los hace especialmente apropiados para proteger circuitos integrados sensibles. Además son de tipo bidireccional, por lo cual pueden suprimir picos positivos o negativos.

La curva característica aproximada de los supresores se muestra en la figura 3.3. Los supresores evitan que picos con magnitudes superiores al voltaje de activación V_b puedan atravesar el punto del circuito que ellos resguardan. Para el caso de los supresores empleados se tiene que V_b tiene el valor de 23V. Éste voltaje de activación es mucho mayor a los niveles de voltaje del ECG, por lo que la señal puede transmitirse a través del supresor sin distorsionarse de forma apreciable. Otra particularidad es que poseen la capacidad de disipar hasta 400 W, y si excedan de éste límite pasan a ser el equivalente a un corto-circuito. Para otorgar protección adicional al amplificador de instrumentación se colocó una resistencia de $1M\Omega$ entre el cable de paciente y el supresor. Éstas actúan como limitadoras de corriente en el caso de que el supresor esté activado, permitiendo así que los niveles de voltaje en las entradas del circuito puedan mayores [16].

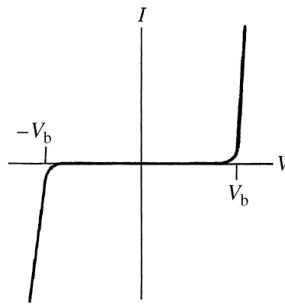


Figura 3.3: Curva característica de los supresores de picos

Fuente: Webster (2010)

3.3. La Adquisición

Es necesario transferir la señal del circuito al computador. La señal electrocardiográfica en el circuito es de tipo analógica y el computador únicamente puede manejar señales digitales. Por lo tanto, para poder introducir la señal en la computadora es necesario efectuar una conversión de la señal analógica a digital. Para llevarlo a cabo se empleó una tarjeta de adquisición de datos.

Una tarjeta de adquisición es un dispositivo que es capaz de convertir señales analógicas, de voltaje o corriente, en señales digitales. Durante una conversión a cada nivel de voltaje se le asigna un número binario, el cual recibe el nombre de muestra. Si la señal analógica varía en el tiempo es necesario efectuar la operación de conversión repetidas veces para poder apreciar los cambios. La señal digitalizada será entonces una sucesión de muestras, es decir, una secuencia de números. Mientras más rápido sea el cambio de la señal analógica se debe obtener un mayor número de muestras por unidad de tiempo.

Henry Nyquist demostró que, para poder evitar la pérdida de información, una señal analógica deberá ser muestreada a una tasa mayor que el doble de la frecuencia

más alta presente en la señal [31]. La *American Heart Association*, considerando el rango de frecuencias del ECG y el teorema de Nyquist, establece como frecuencia de muestreo estándar de 500 Hz, la cual es empleada en el presente trabajo. En ocasiones se puede utilizar una tasa más baja, dependiendo de lo que se quiera estudiar del ECG [11].

Para éste trabajo se empleó una tarjeta MiniLAB-1008, elaborada por Measurement Computing[™]. Posee una conexión USB con la computadora con una resolución de 12 bits. Esto último significa que es capaz de asignar un número binario de 12 bits a cada nivel de voltaje en su entrada. La adquisición de muestras se llevó a cabo a 500 Hz.

3.4. Los Instrumentos Virtuales

Una vez digitalizada la señal, se procedió a elaborar un sistema de instrumentación virtual para controlar la adquisición de la señal, permitir la visualización, efectuar el almacenamiento y llevar a cabo el análisis estadístico. El sistema virtual se diseñó utilizando un paquete de software llamado *LabVIEW[™]*, elaborado por la empresa National Instruments.

3.4.1. El Entorno de LabVIEW

LabVIEW[™] es un ambiente de programación gráfica ampliamente usado por científicos e ingenieros para llevar a cabo mediciones sofisticadas, probar y controlar sistemas utilizando íconos gráficos intuitivos y cables que se asemejan a un circuito eléctrico. *LabVIEW[™]* permite la integración con muchos dispositivos de hardware e incluye

múltiples bibliotecas para el análisis avanzado de señales y la visualización de datos [17].

Las unidades básicas para la elaboración de aplicaciones con LabVIEW™ son los instrumentos virtuales (VI). *LabVIEW™* dispone de una gran cantidad de ellos, además de que permite la visualización y modificación de los mismos acorde a las necesidades del programador. Adicionalmente existe la posibilidad de crear nuevos instrumentos virtuales en base a las bibliotecas y los VI preexistentes.

En la figura 3.4 se muestra un ejemplo de uno de los muchos instrumentos virtuales elaborados. Se trata de un módulo para filtrar el ECG. Está conformado por algunos VI preexistentes. La señal entra al instrumento virtual por el terminal etiquetado como X, el cual se encuentra ubicado del lado izquierdo. Ésta atraviesa los VI que están en el centro, los cuales se ocupan de efectuar el filtrado, y sale por el terminal de la derecha etiquetado como X filtrada.

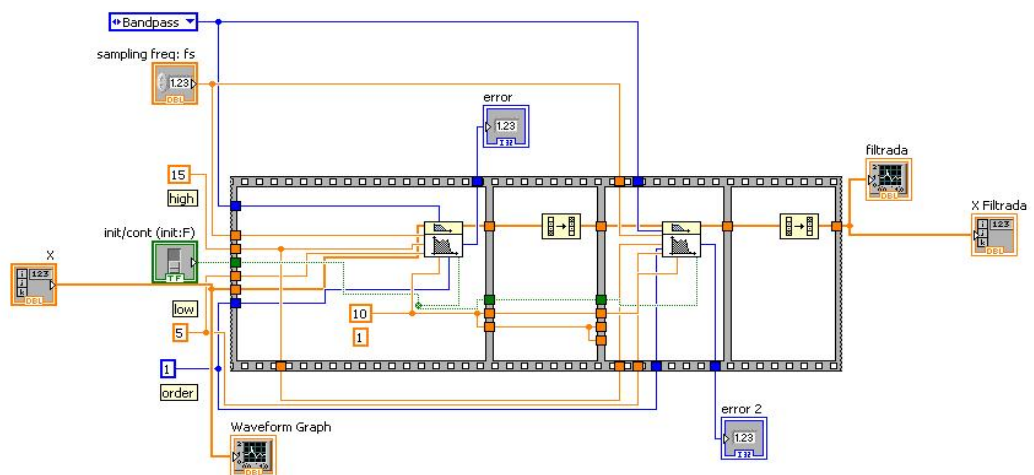


Figura 3.4: Instrumento Vitrual (VI) para filtrar el ECG

3.4.2. El Control de la Adquisición

La aplicación para el monitoreo del electrocardiograma puede realizar una adquisición de datos a voluntad del usuario. Una vez iniciada, ésta se sigue ejecutando de forma continua en segundo plano hasta que el usuario la detenga.

A medida que los datos son adquiridos por la tarjeta, éstos van entrando en un búfer en donde esperan a ser leídos. El búfer almacena 1024 muestras en total, lo cual corresponde un poco más de dos segundos de tiempo del ECG. Cuando el búfer ha recolectado al menos 500 muestras nuevas, se lleva a cabo una lectura y se efectúa el procesamiento. Simultáneamente, el búfer sigue acumulando muestras en segundo plano, y no podrá ser leído nuevamente hasta que no se haya culminado el procesamiento.

El programa lleva a cabo tres tareas esenciales durante el procesamiento: permite la visualización del electrocardiograma, lo almacena y efectúa el análisis. Las tres tareas las lleva a cabo de manera casi simultánea. En la figura 3.5 se puede observar un esquema general de la operación de la aplicación:

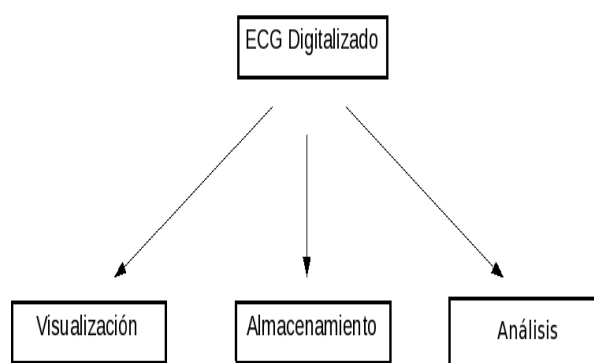


Figura 3.5: Procesamiento Digital

3.4.3. Análisis

Existe la posibilidad de realizar un análisis temporal, así como un análisis espectral. En ambos casos se realiza un cálculo de índices, que se describe más adelante con mayor detalle.

Para poder obtener los mencionados índices estadísticos es imprescindible la obtención de la serie de los intervalos R-R, lo cual a su vez conlleva a la necesidad de detectar las ondas R en el ECG. En la figura 3.6 se puede observar el esquema general de la obtención de las estadísticas temporales, así como el análisis frecuencial del ritmo cardiaco.

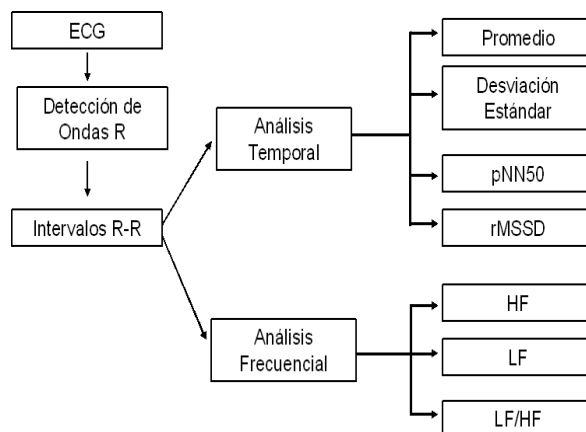


Figura 3.6: Obtención de las Estadísticas del ECG

La detección de ondas R se llevó a cabo empleando múltiples VI, tanto preexistentes como personalizados. El algoritmo que utilizó se describe a continuación.

3.4.4. Detección de Ondas R

El primer paso para la detección de las ondas R es la aplicación de un filtro digital de tipo pasabanda. Se empleó un filtro Chebyshev con frecuencias de corte entre 5 y 15 Hz, debido a que éstas delimitan el rango de frecuencias del complejo QRS [21]. Ésto se hace con la finalidad de reducir el ruido al menor nivel posible, así como también de reducir la amplitud de las ondas P y T, las cuales pueden ser una fuente de falsas detecciones. En la figura 3.7 se puede observar una muestra de señal sin filtrar.

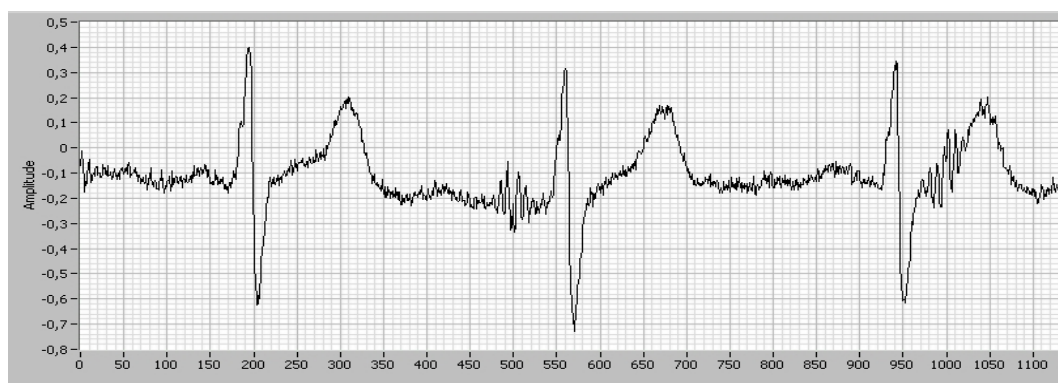


Figura 3.7: Señal sin filtrar

En la figura 3.8 se muestra la misma señal después del filtrado.

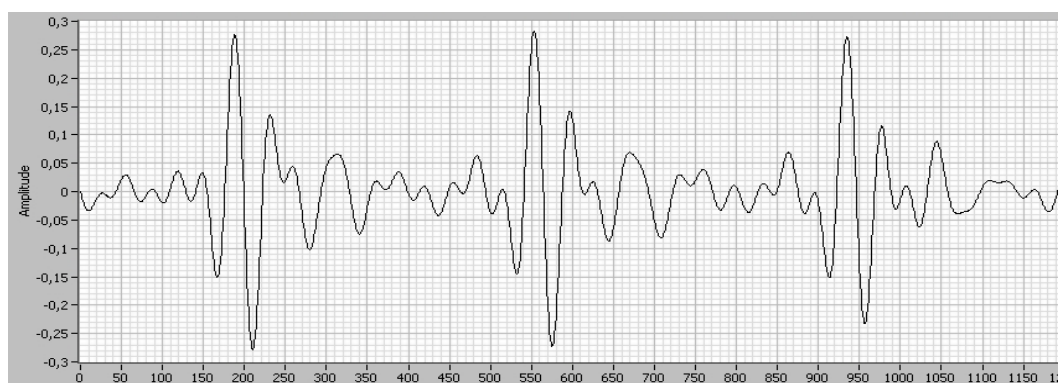


Figura 3.8: Señal filtrada

Lo siguiente que se lleva a cabo es la obtención de la derivada de la señal. Es necesario aproximar la derivada de forma discreta puesto que se trata de una señal digital. El cálculo de la derivada se llevó a cabo empleando un VI preexistente, que forma parte de la biblioteca de LabVIEW™. En la figura 3.9 se muestra la derivada de la señal.

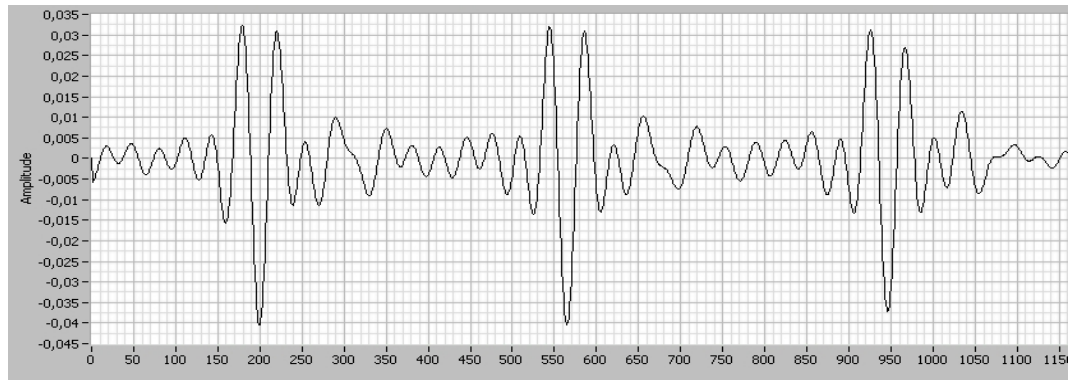


Figura 3.9: Derivada de la señal

Seguidamente, se procede a elevar la señal al cuadrado. Ésto hace que la señal pase por una transformación no lineal, la cual hace que la parte negativa pase a ser positiva, y además incremente su tamaño, con la finalidad de tratar de diferenciar mejor los complejos QRS de las onas T y P. En la figura 3.10 se puede observar la señal después de elevarla al cuadrado.

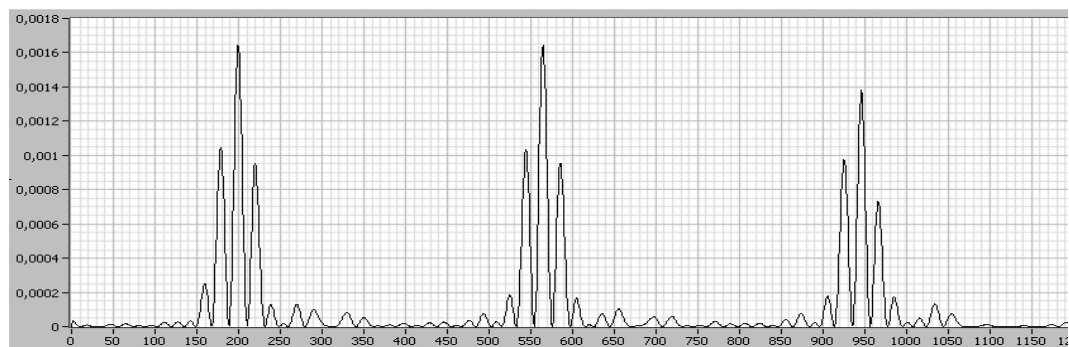


Figura 3.10: Señal derivada y elevada al cuadrado

En éste punto se procedió a calcular un promedio temporal y luego una detección de picos sobre la señal promediada. Para ésta faena se empleó un VI para calcular promedios con ventana móvil y otro para detectar picos. El VI para calcular promedios toma un ancho de ventana de 33 muestras. Ésta da como resultado una onda como la que se muestra en la figura 3.11.

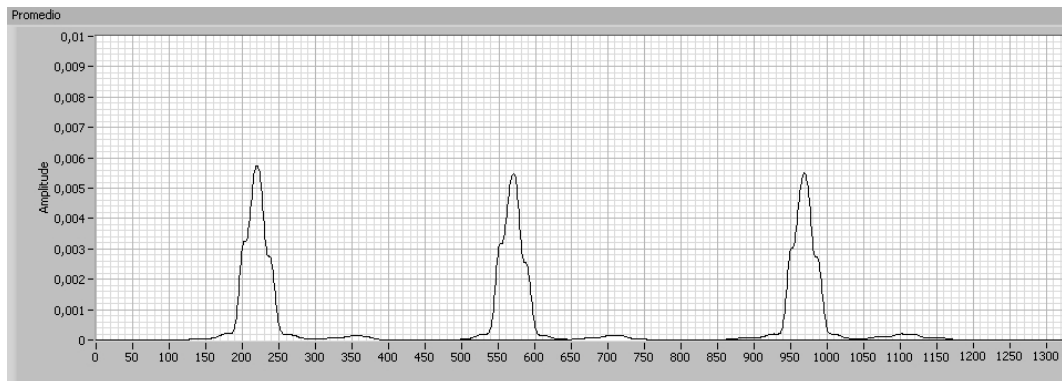


Figura 3.11: Señal después de tomar el promedio

El VI detector de picos localiza a aquéllos que se encuentren por encima de un determinado umbral, y da información sobre sus amplitudes. Para lograrlo, éste VI realiza ajustes por mínimos cuadrados para reducir fluctuaciones pequeñas y emplea aproximaciones cuadráticas.

No es posible garantizar con toda certeza que el pico detectado se deba a un complejo QRS considerando únicamente la ubicación de los picos de la señal transformada. Por lo tanto es necesario establecer unas reglas básicas de selección sobre dichos picos, para decidir cuáles se considerarán como asociados a ondas R, y cuáles se descartarán. Las reglas empleadas se muestran a continuación:

1. El pico deberá tener una magnitud que exceda un cierto umbral para poder ser considerado un complejo QRS. No es posible conocer de antemano el nivel de

umbral correcto para todo el ECG, por lo que se hace uso de uno dinámico. Éste se va ajustando automáticamente durante el procesamiento.

2. Los picos deberán tener una separación temporal mayor al tiempo refractario cardiaco. Si aparece más de un pico dentro del tiempo refractario (equivalente a 100 muestras), sólo el de mayor amplitud será tomado en cuenta.

Conociendo la ubicación de los picos de la señal procesada se procede primero a encontrar la ubicación real del punto máximo de la onda R. Éste se encuentra en la mitad de la pendiente de subida de la señal procesada promediada, figura 3.11, por lo cual es un punto anterior al pico detectado en la señal procesada. En lugar de detectarlo sobre la señal transformada, se efectúa una segunda búsqueda directa sobre el ECG filtrado, figura 3.8, tomando como referencia el pico de la señal transformada y utilizando nuevamente el VI detector de picos. Se considera como onda R a aquél pico que se encuentre inmediatamente antes del punto de referencia detectado en la señal transformada [8, 27, 21, 15].

Habiendo localizado las ondas R, se procede a calcular el intervalo de tiempo entre ellas, y con ello se obtiene la serie de los intervalos R-R. En la figura 3.12 se puede observar un resumen del algoritmo de obtención de los intervalos R-R.

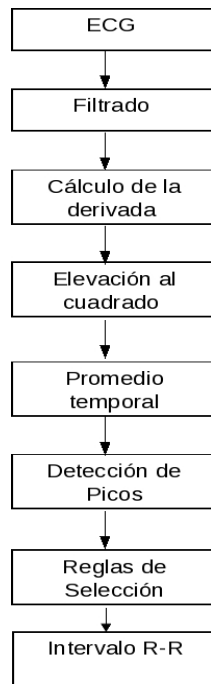


Figura 3.12: Detección de Ondas R

3.4.5. Calibración

Para calibrar los instrumentos virtuales de detección de ondas R se utilizaron señales cardiacas extraídas de la base de datos MIT-BIH (*Physionet*) [6]. Estas señales tienen características conocidas, por lo cual fue posible realizar una comparación entre las ondas R detectadas con las existentes. Ésto permitió ajustar algunos parámetros utilizados por los instrumentos virtuales para detectar las ondas R, con la finalidad de reducir el número de detecciones erróneas.

Se emplearon tanto señales destinadas para probar equipos de electrocardiografía de la *ANSI/AAMI EC13 Test Waveforms*, así como también algunas de la *MIT/BIH Arrhythmia Database* [6].

De la *ANSI/AAMI EC13 Test Waveforms* se utilizaron las señales etiquetadas

como: *aami3a*, *aami3b*, *aami3c* y *aami3d*. Luego se procedió a hacer pruebas sobre las señales contenidas en los registros etiquetados como 100, 101, 102, 103 y 104, pertenecientes a la *MIT/BIH Arrhythmia Database*, los cuales tienen una duración de media hora cada uno. Se hicieron ajustes en los instrumentos virtuales empleados con la finalidad de tratar de maximizar la efectividad de detección.

3.4.5.1. Análisis Temporal y Frecuencial

Se elaboraron algunos instrumentos virtuales destinados a efectuar los cálculos los índices correspondientes al análisis temporal: el promedio, desviación estándar, pNN50 y rMSSD.

Para obtener el análisis espectral es necesario efectuar el paso del dominio temporal al dominio frecuencial. Ésto puede llevarse a cabo mediante la Transformada de Fourier o mediante modelado autoregresivo (ARMA), entre otros métodos [14].

En cuanto al uso de la Transformada de Fourier, National Instruments recomienda el uso de un algoritmo denominado Transformada rápida de Fourier (FFT), el cual se encuentra implementado en un Instrumento Virtual incluido con *LabVIEW™* [17]. Existe también la posibilidad de llevar a cabo el análisis empleando modelado autoregresivo (ARMA) mediante un instrumento virtual, que también se encuentra incluido con el software.

Una vez obtenida la densidad de potencia espectral por alguno de los métodos mencionados anteriormente, se procede al cálculo de los índices HF, LF y LF/HF, así como también se lleva a cabo su normalización. Para ello se toma el cociente entre cada componente y el total menos VLF [14].

Resultados

4.1. El Acondicionamiento

Se acondicionó la señal electrocardiográfica, de forma tal que se hizo posible observarla en el osciloscopio y efectuar su adquisición para poderla procesar en la computadora.

4.2. La Interfaz Gráfica

Se logró elaborar un sistema de instrumentación virtual gráfico, capaz de controlar la adquisición de la señal electrocardiográfica, mostrarla en pantalla, almacenarla en disco y hacer un análisis. En las figuras 4.1, 4.3 y 4.2 se pueden observar los gráficos presentes en la interfaz elaborada.

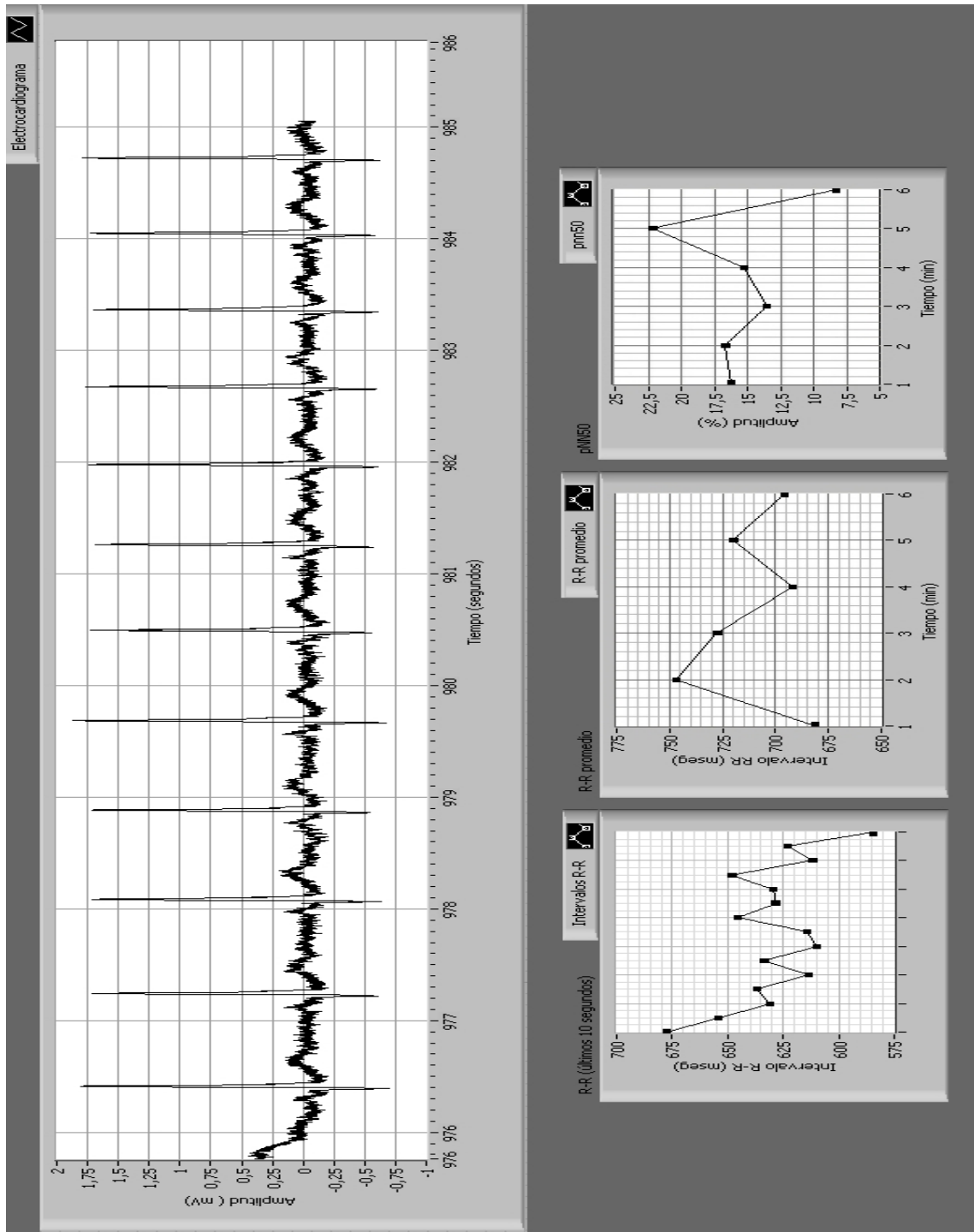


Figura 4.1: Vista de la interfaz gráfica elaborada

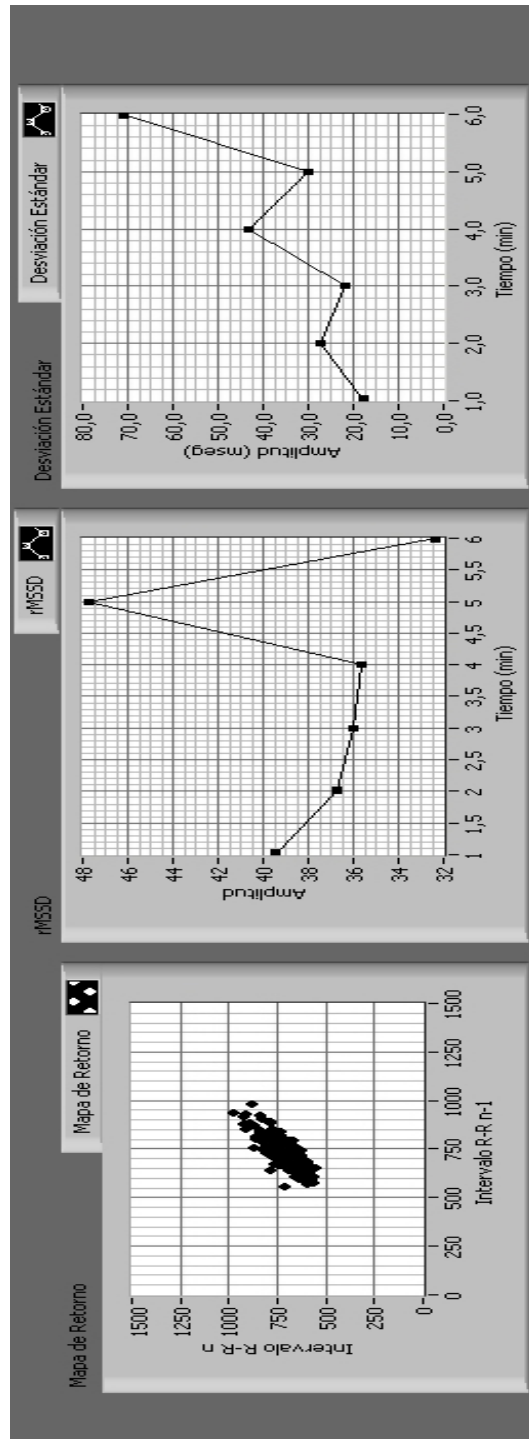


Figura 4.2: Vista de la interfaz gráfica elaborada (continuación)

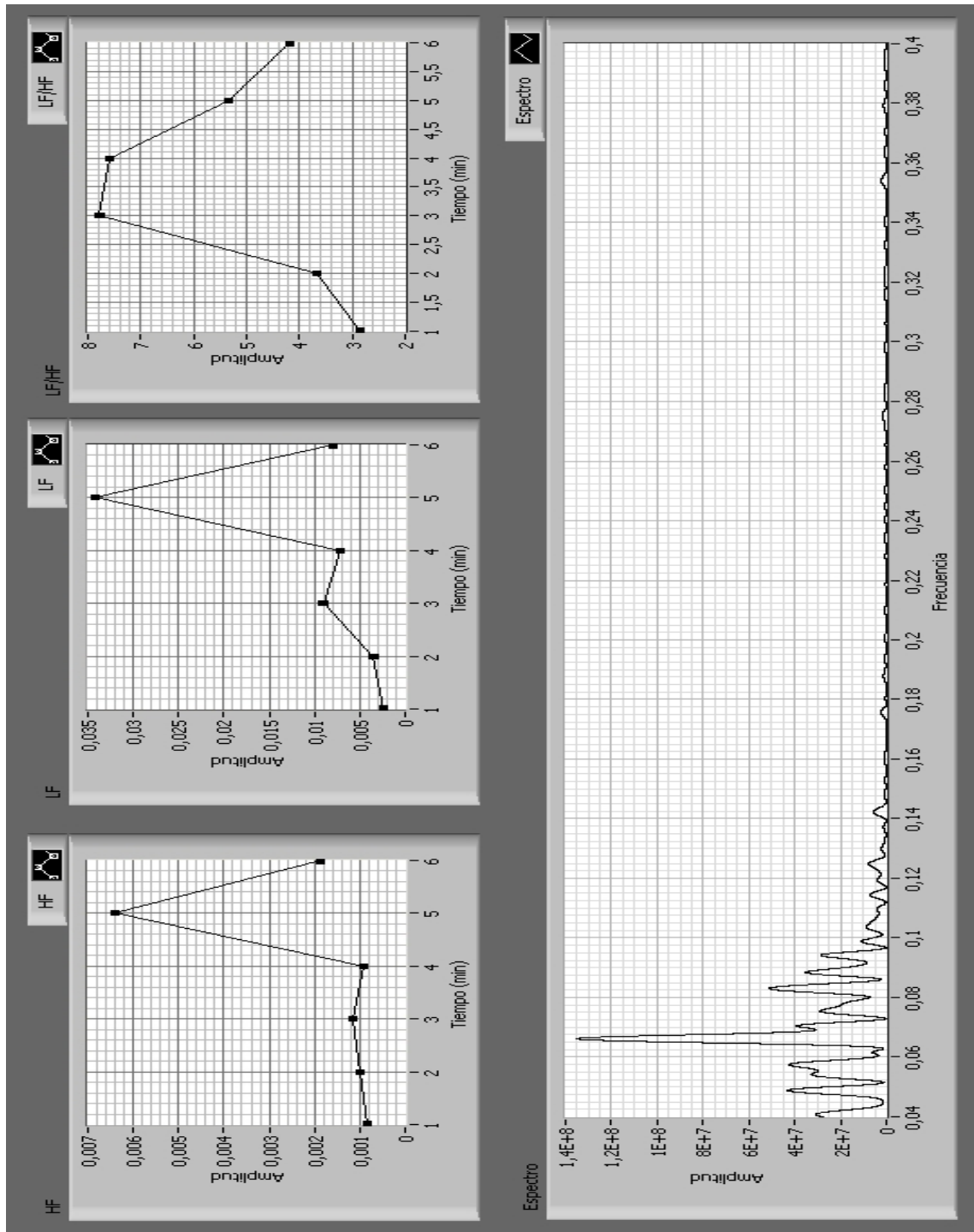


Figura 4.3: Vista de la interfaz gráfica elaborada (continuación)

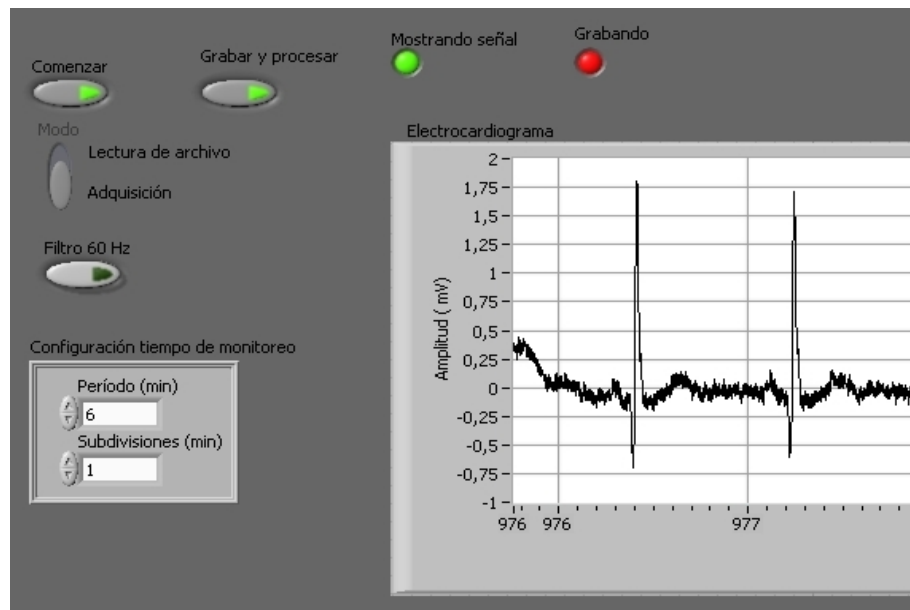


Figura 4.4: Controles del Panel Frontal

La interfaz tiene varios controles para el usuario, los cuales se pueden observar en la figura 4.4. El botón etiquetado como “Comenzar” es el principal, y tiene como función dar inicio a la operación del sistema en alguno de los dos modos (Adquisición o Lectura) determinado por el selector. El botón etiquetado como “Grabar y procesar” hace que la señal se almacene y además se lleve a cabo el análisis.

Existe un pequeño retardo entre el pulsado de los botones y la finalización del proceso que éstos controlan, por lo que el estado de los botones no siempre refleja el estado del sistema. Para conocer el estado del sistema hay dos indicadores; uno señala que hay una adquisición en proceso, mientras que el otro muestra que aún se está llevando a cabo el almacenamiento y el análisis. El control de tiempo de monitoreo está vinculado al análisis estadístico y su función se explica más adelante.

4.2.1. Visualización del ECG

La señal de ECG adquirida se puede visualizar en un gráfico en pantalla, el cual muestra los últimos segundos del ECG. El gráfico se actualiza conforme se van obteniendo datos nuevos. El electrocardiograma se puede observar en la figura 4.1.

Después que el programa lee los datos adquiridos del búfer, se aplica un filtro digital, pasabanda, a aquéllos que van a ser mostrados en pantalla, con frecuencias de corte entre 0,05 y 150 Hz. Esto puede reducir considerablemente el ruido de algunas fuentes, pero no reduce el de la interferencia con la línea eléctrica. Si éste en particular llegara a ser demasiado intenso se cuenta con la posibilidad de activar un filtro rechazabandas digital preparado con dicha finalidad, de forma similar a algunos equipos médicos comerciales. Éste se acciona pulsando el botón de filtrado que se muestra en la figura 4.4.

En la figura 4.5 se expone una muestra de la señal adquirida con el sistema que se desarrolló. Ésta se encuentra en la etapa justo después de la adquisición; no ha sido filtrada digitalmente aún. Si se le aplica el filtro pasabanda, la señal no presenta cambios apreciables.

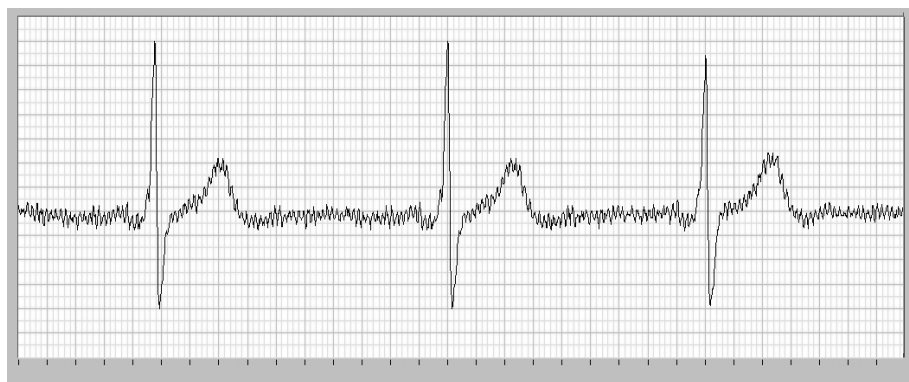


Figura 4.5: Señal Electrocardiográfica Adquirida (sin filtrar)

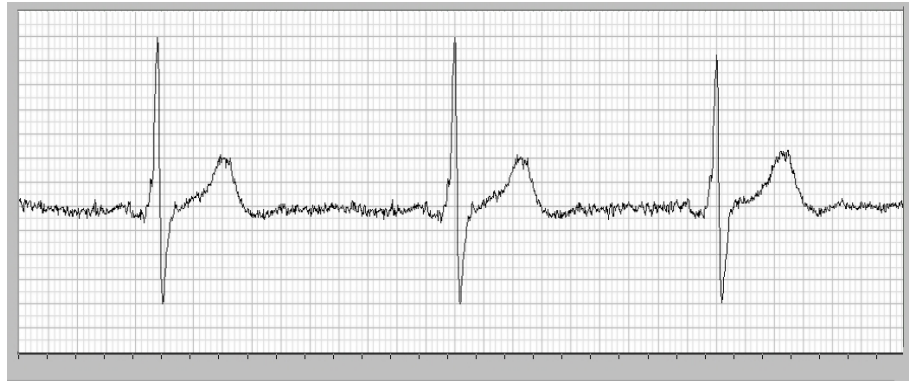


Figura 4.6: Señal Electrocardiográfica Adquirida (filtrada)

Si a la señal se le aplica el filtro rechazabandas de los 60 Hz entonces el ruido se reduce, comose aprecia en la figura 4.6.

4.2.2. Análisis Temporal

La detección de ondas R permite el cálculo de índices estadísticos para el análisis temporal. Los resultados obtenidos durante el registro para éstos índices son presentados al usuario por el programa por medio de gráficas. El RR promedio y el pNN50 se observan en las figura 4.1. Adicionalmente se le muestra al usuario un gráfico con la serie de los intervalos RR correspondiente a los últimos diez segundos. El rMSSD y la desviación estándar se muestran en la figura 4.2. Cada uno de estos gráficos representa la evolución temporal de cada uno de los índices especificados a lo largo de un tiempo determinado.

El usuario puede definir, mediante un control numérico, una ventana de tiempo a monitorear. Mediante otro control es posible designar el intervalo temporal de separación los puntos de la gráfica. Los controles de tiempo se observan en la esquina inferior izquierda de la figura 4.4. En el ejemplo mostrado, el usuario designó una ven-

tana de tiempo correspondiente a los últimos seis minutos, y observa las estadísticas calculadas en cada minuto. Todos los índices estadísticos se calculan regidos por esos intervalos.

En las figuras 4.1, 4.2 y 4.3 se muestra como ejemplo el análisis de una señal que está siendo adquirida desde hace más de 16 minutos. Sólo se hace el análisis correspondiente a los últimos seis minutos, mostrando el valor de cada índice durante cada uno de esos minutos. Éstas estadísticas se actualizan cada diez segundos.

4.2.3. Análisis Frecuencial

La interfaz desarrollada muestra una gráfica que presenta densidad de potencia espectral (PSD) de la señal conformada por la serie de los intervalos RR, obtenida mediante la Transformada Rápida de Fourier. En la figura 4.3 se puede observar dicha gráfica en la parte inferior. Éste gráfico se obtiene a partir de todos los intervalos RR comprendidos dentro de la ventana de tiempo definida por el usuario, con actualizaciones cada diez segundos. En éste ejemplo se muestra el gráfico de la PSD de los intervalos RR correspondientes a los últimos seis minutos.

A partir de la densidad de potencia espectral se calculan los índices frecuenciales HF, LF y LF/HF, los cuales se muestran mediante gráficas. En la figura 4.3 se presentan gráficas donde se pueden observar los índices HF, LF y LF/HF (normalizados) y su evolución temporal minuto a minuto. En éste ejemplo, en la figura 4.3, se muestra la evolución temporal de los índices a lo largo de los últimos 6 minutos, minuto a minuto.

4.2.4. Mapa de Retorno

En la figura 4.2 se puede observar un Mapa de Retorno a la izquierda. El patrón mostrado tiene una forma que se asemeja a la de un cometa, de conformidad con lo que se espera para un ritmo cardiaco normal.

El gráfico muestra un determinado número máximo de puntos ajustable, independiente del control de tiempo. Una vez alcanzado el límite los puntos más viejos son reemplazados por nuevos.

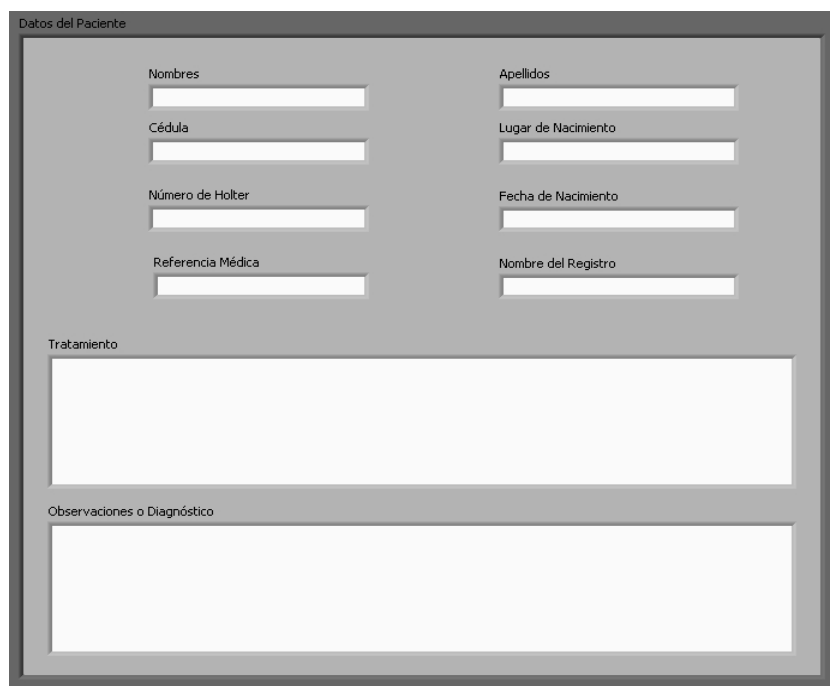
4.2.5. El Almacenamiento de la Señal

La señal electrocardiográfica adquirida se almacena directamente, sin pasar por procesos de filtrado, a diferencia de la señal mostrada en pantalla. Con ello se deja abierta la posibilidad de un procesamiento a futuro en el cual se emplee un filtrado digital diferente y se haga el análisis de otras características de la señal.

Para el almacenamiento la aplicación emplea el formato de archivo TDMS, el cual es propio de LabVIEW™. Éste formato puede ser convertido a otros formatos empleados para señales fisiológicas y viceversa (MIT-BIH, MATLAB®, etc). La ventaja que presenta es que habilita la posibilidad de procesar señales electrocardiográficas adquiridas por otros equipos, así como también la posibilidad de procesar los datos adquiridos utilizando otros paquetes de software. Las conversiones entre formatos se pueden hacer de forma directa usando un programa creado por National Instruments.

La interfaz gráfica presenta un conjunto de campos para texto (*.txt) que permiten almacenar información sobre el paciente, como por ejemplo el nombre, diagnóstico, tratamiento, etc. Se pueden observar dichos campos de texto en la figura 4.7. Esta

información se guarda en un archivo de texto con la finalidad de permitir su edición de manera sencilla utilizando editores de texto externos, como por ejemplo el Bloc de Notas de Windows.



El formulario, titulado "Datos del Paciente", está diseñado para capturar información personal y médica. Incluye los siguientes campos:

- Nombres
- Apellidos
- Cédula
- Lugar de Nacimiento
- Número de Holter
- Fecha de Nacimiento
- Referencia Médica
- Nombre del Registro
- Tratamiento (área de texto grande)
- Observaciones o Diagnóstico (área de texto grande)

Figura 4.7: Campos de Texto para los Datos del Paciente

La aplicación permite al usuario la apertura de archivos que contengan señales electrocardiográficas almacenadas previamente y llevar a cabo el análisis temporal y frecuencial de todo el registro.

El bajo nivel de ruido logrado permite la posibilidad de realizar estudios relacionados con segmentos QT, el complejo QRS entero, entre otros. Se podría extender el número de señales manejadas por el sistema para incluir más derivaciones de electrocardiograma, un detector de conexión de electrodos, acoplamiento óptico, etc.

También existe la posibilidad de adaptar el sistema para manejar otro tipo de señales fisiológicas como por ejemplo la electroencefalográfica, electromiográfica, fo-

topletismográfica, entre otras. Debido a que la tarjeta de adquisición tiene canales adicionales disponibles, para llevar a cabo la expansión sólo haría falta agregar o modificar algunos instrumentos virtuales.

4.2.6. Efectividad de Detección de Ondas R

Luego de efectuar la calibración, se logró que la detección de ondas R en las señales de los registros *aami3a*, *aami3b*, *aami3c* y *aami3d* fuera total, sin conteos falsos.

A continuación se exponen dos gráficas que presentan la serie de los intervalos RR, correspondientes al primer minuto, de la señal de ECG contenida en el registro #100. La figura 4.8 muestra la gráfica elaborada por PhysioNet de la serie de los intervalos RR en ese segmento del registro. En la figura 4.9 se presenta la gráfica de ese mismo registro elaborada por el instrumento virtual después de haber sido calibrado.

Se puede observar que la similitud entre las gráficas es muy grande, lo cual es un indicio visual de la efectividad del algoritmo de detección de ondas R implementado.

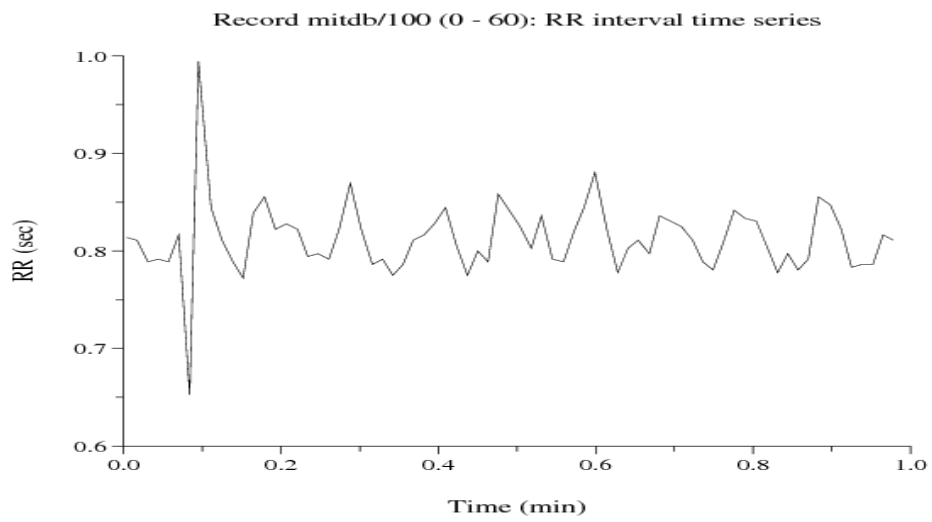


Figura 4.8: Intervalos RR del registro#100 según PhysioNet



Figura 4.9: Intervalos RR del registro #100 según el instrumento virtual

En el Cuadro 4.1 se presentan unos resultados cuantitativos relativos a la efectividad de detección de ondas R. Éstos se obtuvieron mediante el análisis de cinco registros de media hora en su totalidad. Se tomó en cuenta el número de ondas R procesadas y el número de detecciones erradas. Los conteos de ondas R en puntos donde éstas no estaban presentes son llamados falsos positivos (FP). De forma análoga, las ondas R que no se detectaron constituyen los denominados falsos negativos (FN).

Registro	Ondas R	FP	FN	(FP+FN)	% error	% eficiencia
100	2274	0	0	0	0,00	100,00
101	1865	1	1	2	0,11	99,89
102	2187	1	1	2	0,09	99,91
103	2084	0	0	0	0,00	100,00
104	2229	35	6	41	1,84	98,16
Total	10639	37	8	45	0.42	>99

Cuadro 4.1: Prueba de Efectividad en la Detección de Ondas R

Cualquier error de detección se verá reflejado en el análisis en mayor o menor grado, por lo que es importante que la detección de ondas R se haga de forma efectiva. Queda abierta la posibilidad de agregar más reglas de selección de ondas R con la finalidad de reducir el número de falsas detecciones y mejorar la efectividad aún más, de ser necesario.

Conclusiones

- Se elaboró un sistema de monitoreo de electrocardiograma basado en instrumentación virtual, siguiendo algunos estándares médicos tales como la amplificación con ganancia 1000 y el muestreo a una tasa de 500 Hz.
- Se efectuó la adquisición de la señal de forma satisfactoria. Se pudo visualizar el electrocardiograma de forma clara debido a que las técnicas de supresión de ruido empleadas resultaron ser efectivas.
- La detección de ondas R fue bastante efectiva y como consecuencia de ello fue posible llevar a cabo el análisis estadístico de forma aceptable. Se pudo hacer un análisis temporal y frecuencial de la serie de los intervalos RR, calculando el promedio, desviación estándar, pNN50, rMSSD, HF, LF, LF/HF y se pudo elaborar un Mapa de Retorno.
- Las señales se almacenan en un formato que presenta compatibilidad con otros paquetes de software por lo que es posible analizarlas con fines de investigación.
- El sistema puede usarse confines académicos debido a que el diagrama del circuito y los archivos fuente elaborados con LabVIEW son de carácter abierto.

Recomendaciones

A continuación se presentan algunas sugerencias para trabajos futuros:

- Aislar completamente el circuito de acondicionamiento de la tarjeta de adquisición para que el dispositivo sea más seguro.
 - Implementar reglas de selección adicionales para la detección de ondas R con la finalidad de mejorar su eficiencia.
 - Utilizar software que facilite el manejo de señales. En particular se recomienda altamente el uso de *LabVIEW™*.
 - Elevar la protección del circuito contra altos voltajes, para así reducir aún más el riesgo de daño de algún componente por descargas eléctricas.
 - Emplear la configuración Lead II para mejorar la visualización y detección de ondas R.
-

Bibliografía

- [1] Braunwald , E., Zipes, D., y Libby, P. (2001). *Essential Atlas of Heart Disease* (2nd edition). McGraw-Hill.
- [2] Data Translation, Inc (2010). *The Evolution of Virtual Instrumentation*. Recuperado desde <http://www.datatranslation.com/docs/whitepapers/Evolution-of-Virtual-Instrumentation.pdf>
- [3] Drake, J. (2005) *Instrumentación Electrónica de Comunicaciones*. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales y Telecomunicación. Universidad de Cantabria, Santander, España.
- [4] Fuster, V., Alexander, R. W., O'Rourke, R. A., Roberts, R., y King, S. B. (2005). *Hurst's the Heart*. (11th edition). McGraw-Hill Professional.
- [5] Gant R. H. (2004, 14 de septiembre). *History of Holter Monitoring*. Ohio Heart Care, Inc. Recuperado desde <http://www.ohioheartcare.net/holter.htm>
- [6] Goldberger, A.L., Amaral L.A.N., Glass, L., Hausdorff, J.M., Ivanov, P.C., Mark, R.G., Mietus, J.E., Moody, G.B., Peng, C.K., y Stanley H.E. (2000,

-
- 13 de Junio). *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. Circulation 101(23):e215-e220 [Circulación Electrónica]. Recuperado desde <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>
- [7] Gutiérrez, O (2000, Abril). *Variabilidad de la frecuencia cardiaca en individuos sanos costarricenses*. Rev. costarric. cardiol, vol.2, no.1, p.2-10. ISSN 1409-4142.
- [8] Hamilton, P., y Tompkins, W. (1986, Diciembre). *Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. BME-23, No. 12, pp. 1157-1165.
- [9] Hewlett Packard (1986). *HP 78XXX Series Patient/Neonatal monitor*. [Manual de servicio]. Vol 2. 5ta edición. República Federal de Alemania.
- [10] Jenkins D., y Gerred S. (1998). *A (not so) brief history of electrocardiography*. The ECG Library. Recuperado desde <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>
- [11] Kligfield, P., Gettes, L., Bailey, J. J., Childers, R., y Deal, B. J. (2009). *Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram*. American Heart Association. ISSN: 1524-4539.
- [12] Libby, P., Bonow R., Mann, D. , y Zipes, D. (2007). *Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*. (8th edition). Filadelfia, PA. Saunders.
- [13] Magdaleno Mateos, F. (2006) *Electrocardiograma*. En Asociación Nacional de Enfermería de la Infancia (Ed.) *Tratado Enfermería: Cui-*
-

-
- datos Críticos Pediátricos y Neonatales.* (cap. 56) Recuperado desde <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo56/capitulo56.htm>
- [14] Migliaro, E.R., y Contreras P. (2005). *Bases fisiológicas de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.* En O. Moreira Gomes (Ed.) *Fisiología Cardiovascular Aplicada.*, (pp 304-315). ISBN 85-99179-03-9
- [15] Mujica, R. (2001). *Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca: Estudio de poblaciones con Factores de Riesgo Cardíaco e Hipertensión Arterial Vs Sujetos Controles Sanos.* (Trabajo Especial de Grado) UCV, Caracas.
- [16] Nagel J. H. (2000). *Biopotential Amplifiers.* En Bronzino J. D. (Ed.) *The Biomedical Engineering Handbook.* (cap. 70) Segunda ed., CRC Press, Boca Raton, FL, USA.
- [17] National Instruments (2009). **LabVIEW** (Versión 9)[Software] Austin, TX, USA.
- [18] National Instruments (2009). **NI Biomedical Startup Kit** (Versión 2.0) [Software] Recuperado desde <http://decibel.ni.com/content/docs/DOC-4758>
- [19] National Instruments (2009). *What Is NI LabVIEW?.* Recuperado desde <http://www.ni.com/labview/optin/whatis/>
- [20] Nokes, L., Jennings, D., Flint, T., y Turton, B. (1995). *Introduction to Medical Electronics Applications.* London, UK. Butterworth-Heinemann.
- [21] Pan, J., y Tompkins, W. (1995, Marzo). *A Real-Time QRS Detection Algorithm.* *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* Vol. BME-32, No. 3, pp. 230-236.
- [22] Physio-Control, Inc.(1990) **Lifepak 9-A** [Manual]. Redmond, WA, USA.
-

-
- [23] Piskorski, J. y Guzik, P. (2005) *Filtering Poincare Plots Computational Methods in Science and Technology* Vol. 11, pp. 39-48.
- [24] Quintana, S., Bañuelos, M. A., Castillo, J., Fuentes, R. y Pérez, J. L. (2002, 25 de Octubre) *Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo Portátil*. Centro de Instrumentos, UNAM. México, D.F.
- [25] Rnceus Interactive (2009). *Electrode Placement and Lead Selection*. Recuperado desde: <http://www.rnceus.com/ekg/ekglead.html>
- [26] Rosow, E., y Adam, J. (2000). *Virtual Instrumentation: Applications in Biomedical Engineering*. En Bronzino J. D. (Ed.) *The Biomedical Engineering Handbook*. (cap. 88, Segunda ed.) Boca Raton, FL, USA: CRC Press.
- [27] Suzuki, Y. (1995, Noviembre). *Self-Organizing QRS-Wave Recognition in ECG Using Neural Networks*. *IEEE Transactions on Neural Networks*. Vol. 6, No. 6, pp. 1469-1477.
- [28] Texas Heart Institute (2009, Agosto). *The Heart Information Center*. Recuperado desde <http://www.texasheartinstitute.org/HIC/his.cfm>
- [29] Texas Instruments (2010). *Electrocardiogram (ECG or EKG) Solution from Texas Instruments* Recuperado desde <http://focus.ti.com/docs/solution/folders/print/464.html>
- [30] Texas Instruments (2005). **INA128. Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers** [Hoja de Especificaciones]. Arizona, USA.
- [31] Tocci, R., Widmer, N., Moss, G. (2007) *Sistemas Digitales: Principios y Aplicaciones*. (Décima ed., cap. 11) México: Pearson Education.
-

-
- [32] Webster, J., Clark, J., y Neuman, M. (2010). *Medical Instrumentation Application and Design*. (Cuarta ed.) USA: Wiley.
- [33] Zywietz, C. (2003) *A Brief History of Electrocardiography-Progress through Technology*. Biosigna Institute for Biosignal Processing and Systems Research. Hannover, Alemania. Recuperado desde <http://www.openecg.net/Tutorials/>
-