

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO PARA EL DIAGNÓSTICO DE
ARRITMIAS CARDIACAS**

**JOSE ALONSO OVIEDO MONROY
JUAN CARLOS QUIÑÓNEZ TRIANA**

**UNIVERSIDAD DE IBAGUÉ
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
IBAGUÉ
2004**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO PARA EL DIAGNÓSTICO DE
ARRITMIAS CARDIACAS**

**JOSE ALONSO OVIEDO MONROY
JUAN CARLOS QUIÑÓNEZ TRIANA**

**Trabajo de grado presentado como requisito parcial
para optar el titulo de Ingeniero Electrónico**

**UNIVERSIDAD DE IBAGUÉ
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
IBAGUÉ
2004**

Nota de aceptación

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan sus agradecimientos:

A JUAN ANTONIO RUIZ, Médico Cardiólogo asesor del trabajo de grado.

A DIEGO HERNÁN HOYOS, Médico Cardiólogo asesor del trabajo de grado.

A HERNANDO MATIZ, Médico Cardiólogo asesor del trabajo de grado.

A LUISA FERNANDA GALLO, Ingeniero Electrónico, Profesora de la Universidad de Ibagué y asesora del trabajo.

A GERMAN OLAYA, Ingeniero Electrónico, profesor de la Universidad de Ibagué, por su colaboración en el desarrollo del proyecto.

A PABLO LAGUNA, Doctor en bioingeniería, profesor titular de la Universidad de Zaragoza, por su invaluable aporte de información y asesoría por Internet.

A JOSÉ LUIS EALO, Egresado de la Universidad de Ibagué, por sus aportes en la investigación.

A la Universidad de Ibagué.

A todas aquellas personas que de una u otra forma colaboraron en la realización del presente trabajo y en la toma de registros electrocardiográficos.

TABLA DE CONTENIDO

| | Pág. |
|---|------|
| GLOSARIO | 12 |
| 1. INTRODUCCIÓN | 13 |
| 2. MARCO REFERENCIAL | 15 |
| 2.1 ORIGEN FISIOLÓGICO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA | 15 |
| 2.2 ELECTRODOS | 15 |
| 2.3 DERIVACIONES | 16 |
| 2.4 CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL ECG | 18 |
| 2.5 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG | 21 |
| 2.5.1 Preprocesamiento de la señal ECG | 21 |
| 2.6 DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS DEL ECG | 24 |
| 2.6.1 Detección del complejo QRS | 24 |
| 2.6.2 Detección de las ondas P y T | 26 |
| 2.7 CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL ECG | 26 |
| 2.7.1 Métodos supervisados. | 26 |
| 2.7.2 Métodos no supervisados | 28 |
| 2.8 ARRITMIAS CARDIACAS | 29 |
| 2.8.1 Generalidades | 29 |
| 3. METODOLOGÍA Y ESPECIFICACIONES | 35 |
| 3.1 REQUERIMIENTOS MÍNIMOS | 36 |
| 3.2 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG | 37 |
| 3.3 PREPROCESAMIENTO | 38 |
| 3.3.1 Filtro de interferencia de la red eléctrica. | 38 |
| 3.3.2 Filtro de ruido miográfico | 39 |
| 3.3.3 Filtro de línea base. | 39 |
| 3.4 DETECCIÓN PUNTOS SIGNIFICATIVOS DEL ECG | 39 |
| 3.5 CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL ECG | 40 |
| 3.6 VISUALIZACIÓN | 42 |
| 4. DISEÑO | 43 |
| 4.1 FUENTE CONMUTADA | 43 |
| 4.2 PREAMPLIFICADOR | 43 |
| 4.3 FILTROS ACTIVOS | 47 |
| 4.3.1 Filtro de ruido fisiológico. | 47 |
| 4.3.2 Filtro de interferencia de red | 47 |
| 4.4 AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO | 49 |
| 4.5 CONFIGURACIÓN DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN | 50 |
| 4.6 FILTROS DIGITALES | 50 |
| 4.6.1 Filtro de ruido miográfico | 50 |
| 4.6.2 Filtro de interferencia de la red eléctrica. | 52 |
| 4.6.3 Filtro de línea base. | 53 |
| 4.7 DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS DEL ECG | 53 |

| | | |
|-------|---|----|
| 4.7.1 | Complejo QRS. | 55 |
| 4.7.2 | Inicio de la onda Q. | 58 |
| 4.7.3 | Final de la onda S. | 59 |
| 4.7.4 | Detección de la Onda T. | 59 |
| 4.7.5 | Detección de la onda P.. | 60 |
| 4.8 | PARAMETRIZACIÓN DE LA SEÑAL ECG..... | 60 |
| 4.9 | CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL | 61 |
| 4.9.1 | Entrenamiento de la red neuronal..... | 62 |
| 5. | IMPLEMENTACIÓN | 65 |
| 5.1 | DIAGRAMA CIRCUITAL DE LA ETAPA DE ADQUISICIÓN | 65 |
| 5.2 | DIAGRAMA DEL CIRCUITO IMPRESO | 67 |
| 5.3 | ADQUISICIÓN Y FILTRADO | 68 |
| 5.4 | DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS..... | 68 |
| 5.4.1 | Determinación del primer intervalo RR.. | 70 |
| 5.5 | PUNTO DE INICIO DE LA ONDA Q | 71 |
| 5.6 | PUNTO FINAL DE LA ONDA S | 72 |
| 5.7 | DETECCIÓN DE LA ONDA T | 73 |
| 5.8 | DETECCIÓN ONDA P | 74 |
| 5.9 | FRECUENCIA CARDIACA..... | 75 |
| 5.10 | ANCHO DEL QRS..... | 76 |
| 5.11 | ONDA F..... | 77 |
| 5.12 | RED NEURONAL (DIAGNOSTICO) | 78 |
| 6. | PRUEBAS Y RESULTADOS..... | 80 |
| 6.1 | ADQUISICIÓN Y FILTRADO | 80 |
| 6.2 | DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS | 81 |
| 6.3 | DIAGNÓSTICO | 81 |
| 6.4 | VISUALIZACIÓN..... | 83 |
| 7. | CONCLUSIONES | 83 |
| 8. | RECOMENDACIONES | 84 |
| 9. | BIBLIOGRAFÍA..... | 85 |
| 10. | BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA..... | 88 |
| 11. | ANEXOS | 90 |

LISTA DE FIGURAS

| | Pág. |
|---|------|
| Figura 1.1. Niveles y tiempos de las zonas eléctricas del corazón. | 15 |
| Figura 1.2. Generación del pulso eléctrico y vías de conducción del mismo hasta las células miocárdicas. | 17 |
| Figura 1.3. Derivaciones bipolares del triángulo de Eithoven correspondientes al plano frontal. | 18 |
| Figura 1.4. Señal ECG ideal correspondiente a un latido cardiaco con la indicación de las ondas, intervalos y segmentos clásicos. | 20 |
| Figura 1.5. Espectro del ECG y sus componentes. | 21 |
| Figura 1.6. Señal electrocardiográfica con interferencia de la red superpuesta. | 22 |
| Figura 1.7. Señal ECG con variaciones de la línea base. También se incluyen algunos cambios abruptos. | 23 |
| Figura 1.8. Señal electrocardiográfica con ruido superpuesto. En este caso el ruido corresponde a la actividad muscular, señal electromiográfica. | 24 |
| Figura 1.9. Relación señal a ruido (SNR) del complejo QRS referenciado a todas las otras señales de ruido basado en 3785 pulsaciones cardiacas. | 25 |
| Figura 1.10. Bradicardia Sinusal. Escala 200ms/div. | 30 |
| Figura 1.11. Taquicardia Sinusal. | 30 |
| Figura 1.12. Taquicardia auricular. | 31 |
| Figura 1.13. Flutter Auricular. | 32 |
| Figura 1.14. Fibrilación ventricular. | 32 |
| Figura 1.15. Extrasístole ventricular (DI, DII, DIII). | 33 |
| Figura 2.1. Diagrama de bloques del equipo. | 35 |
| Figura 3.1. Respuesta en frecuencia del filtro de ruido fisiológico. | 47 |
| Figura 3.2. Análisis transiente de los circuitos de preamplificación y filtro de ruido fisiológico. | 48 |
| Figura 3.3. Respuesta en frecuencia del filtro activo de interferencia de red obtenida con Orcad Capture. | 49 |
| Figura 3.4. Retraso de grupo del filtro de ruido miográfico. | 52 |
| Figura 3.5. Respuesta en frecuencia del filtro de ruido miográfico. | 53 |
| Figura 3.6. Transformada de Fourier de la señal entregada por la red eléctrica y analizada en MATLAB. | 54 |
| Figura 3.7. Respuesta en frecuencia del filtro de interferencia de red. | 54 |
| Figura 3.8. Retraso de grupo del filtro de interferencia de red. | 55 |
| Figura 4.1. Diagrama circuital de la fuente de poder. | 65 |
| Figura 4.2. Diagrama circuital etapa de adquisición, primera parte. | 66 |
| Figura 4.3. Diagrama circuital etapa de adquisición, segunda parte. | 66 |
| Figura 4.4. Diseño del PCB del proyecto. Escala 1:1. | 67 |
| Figura 4.5. Diagrama de flujo | 68 |
| Figura 4.6. Diagrama de flujo del detector de QRS. | 69 |
| Figura 4.7. Inicialización de RR. | 70 |

| | | |
|--------------|--|----|
| Figura 4.8. | Detección inicio onda Q. | 71 |
| Figura 4.9. | Detección final de onda S. | 72 |
| Figura 4.10. | Diagrama de flujo de detección y parametrización de la onda T. | 73 |
| Figura 4.11. | Diagrama de flujo de detección y parametrización de la onda P. | 74 |
| Figura 4.12. | Diagrama de flujo de la frecuencia cardiaca. | 75 |
| Figura 4.13. | Diagrama de flujo para el ancho del QRS. | 76 |
| Figura 4.14. | Diagrama de flujo para la detección de ondas F. | 77 |
| Figura 4.15. | Diagrama de flujo para el diagnóstico. | 78 |
| Figura 5.1. | Espectro de frecuencia de la señal lista para ser analizada. | 80 |

LISTA DE TABLAS

| | Pág. |
|--|------|
| Tabla 1.1. Derivaciones normalizadas a partir de las posiciones de los electrodos. | 19 |
| Tabla 2.1. Requerimientos mínimos de Hardware. | 36 |
| Tabla 2.2. Requerimientos mínimos de software. | 37 |
| Tabla 3.1. Análisis comparativos de técnicas para la detección del complejo QRS. | 57 |
| Tabla 3.2. Comparación de valores típicos de amplitud en onda R y T. | 60 |
| Tabla 3.3. Comparación de valores típicos de amplitud en onda R y P. | 60 |
| Tabla 3.4. Parámetros indicadores de frecuencia cardiaca. | 61 |
| Tabla 3.5. Características de las patologías. | 62 |
| Tabla 3.6. Vectores usados para el entrenamiento de la red neuronal. | 63 |
| Tabla 5.1. Análisis estadístico de la obtención de parámetros. | 81 |

LISTA DE ANEXOS

| | |
|----------|---|
| ANEXO A: | MANUAL DE USUARIO |
| ANEXO B: | SPLINES CÚBICOS |
| ANEXO C: | HOJAS DE DATOS |
| ANEXO D: | CARACTERÍSTICAS DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN |
| ANEXO E: | PARÁMETROS PARA EL ENTRENAMIENTO DE LA RED NEURONAL |
| ANEXO F: | CONTROL DE PACIENTES |
| ANEXO G: | ANÁLISIS CIRCUITAL PARA EL AMPLIFICADOR DIFERENCIAL |
| ANEXO H: | ASPECTOS SOBRE TÉCNICAS DE REGISTRO DEL ELECTROCARDIOGRAMA |
| ANEXO I: | INTRODUCCIÓN A REDES NEURONALES |

GLOSARIO

Adquisición de datos: Es el proceso por medio del cual una cantidad electromagnética, es detectada por medio de sensores para luego ser amplificadas, filtradas y digitalizadas.

Arritmia Cardíaca: Se habla de arritmia cardíaca cuando las variaciones en el ritmo sinusal se alteran superando los 130ms.

Artefacto: Se llama artefacto a cualquier tipo de ruido que afecte la señal electrocardiográfica.

Automatismo: Es el funcionamiento automático normal del miocardio.

Digitalización: Es el proceso mediante el cual una señal analógica se convierte en una señal digital. Es decir, se transforma en una serie de números, discretizados tanto en tiempo como en amplitud, que pueden ser tratados por procesadores digitales. Por lo general se divide en dos etapas, el proceso de muestreo y el proceso de cuantización.

Espectro de frecuencias: Es el grafo que muestra las potencias de las bandas de frecuencia de interés.

Frecuencia Cardíaca: Es la cantidad de latidos que se presentan en un minuto.

Intervalo: Es el tiempo entre el punto inicial y final de ciertas ondas específicas.

Membrana celular: Capa delgada que aísla a la célula.

Onda: Es una parte de la señal electrocardiográfica que describe una actividad particular del corazón.

Red Neuronal: Es una nueva forma de computación, inspirada en modelos biológicos, es un sistema de computación hecho por un gran número de elementos simples, elementos de proceso muy interconectados, los cuales procesan la información por medio de su estado dinámico como respuesta a entradas externas.

Ritmo Sinusal: Es cuando el ritmo del corazón lo controla el nodo sinusal, en otras palabras, es el ritmo normal del corazón.

Segmento: Es el espacio comprendido entre ondas.

1. INTRODUCCIÓN

Como es bien sabido por todos, la medicina es una de las ciencias que más impacta a la humanidad, pues la prioridad más grande del ser humano es conservar su salud. De allí la necesidad que otras ciencias aporten a la medicina los conocimientos necesarios para desarrollar métodos y equipos que mejoren la calidad del servicio de salud y consecuentemente la calidad de vida de las personas. En este orden de ideas, es deber de la Ingeniería Electrónica contribuir al desarrollo de la medicina y así de la humanidad.

En el departamento del Tolima, según informes de la Gobernación [1], las enfermedades del corazón tienen el segundo índice más alto de mortalidad por enfermedad y presenta un incremento tanto en la tasa de mortalidad como en la de morbilidad de la región. Asimismo, la insuficiente cantidad de médicos cardiólogos en las diferentes entidades prestadoras de servicios de salud del departamento enfatizan la problemática, puesto que la falta de un diagnóstico acertado puede hacer la diferencia entre la vida y la muerte del paciente en una sala de urgencias. Por otro lado, la imposibilidad del acceso a especialistas en lugares remotos no solo del departamento sino del país, hacen que los índices antes descritos sigan incrementando sus cifras y así, la calidad de vida de los colombianos vaya en descenso.

Ahora bien, tomando como punto de partida la problemática anterior y teniendo en cuenta que la tecnología debe apuntar hacia el bienestar de la población, este proyecto busca mejorar las condiciones para el diagnóstico de cardiopatías fabricando un equipo de fácil manejo para el diagnóstico de arritmias cardíacas, que adquiera la señal electrocardiográfica directamente del paciente, luego por métodos digitales la procese para entregar ciertos parámetros a una red neuronal artificial que al final del proceso entregue el diagnóstico presuntivo del paciente. Así, al hacer un diagnóstico de bradicardia sinusal, taquicardia sinusal, taquicardia auricular, extrasístole ventricular, flutter auricular, fibrilación ventricular o por el contrario determinar si el latido es normal se puede ayudar a solventar la situación del sector salud.

El equipo se desarrolló en cuatro etapas comenzando con la adquisición de la señal del paciente. Inmediatamente se aplican filtros digitales para eliminar los artefactos que pueden interferir con la señal. Seguidamente se parametriza la señal con el fin de detectar ciertos puntos para medir el tiempo y amplitud de las ondas para poder realizar el diagnóstico. Posteriormente una red neuronal se encarga de dar el diagnóstico presuntivo con base a los parámetros susodichos. Como valor agregado se crea una interfaz que permita el fácil manejo y visualización tanto de la señal electrocardiográfica como del diagnóstico dado. Sobre este equipo se pueden hacer modificaciones en el entrenamiento de la red neuronal utilizada para que pueda, en un futuro, diagnosticar un número mayor de patologías cardíacas.

El documento que a continuación se presenta está organizado en seis capítulos, el inicial presenta el marco referencial con la información básica y las características generales de los tópicos necesarios para el desarrollo del equipo. El segundo capítulo detalla los procedimientos y especificaciones escogidos para el diseño de cada etapa de desarrollo del dispositivo. Los fundamentos de cada tópico de diseño se circunscriben en el tercer capítulo, mientras que en el capítulo cuarto hace referencia a los diagramas circuitales, diagramas de flujo y demás necesarios para la implementación de cada módulo. El último capítulo abarca los gráficos y tablas de resultados de cada una de las etapas. En último lugar, se plantean las conclusiones a las que se llegaron durante el desarrollo de este proyecto y las recomendaciones para mejoras futuras.

2. MARCO REFERENCIAL

2.1 ORIGEN FISIOLÓGICO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

El electrocardiograma, es una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón que ofrece información acerca del estado del músculo cardíaco [2]. El origen fisiológico de la señal ECG¹ se encuentra en las células del músculo cardíaco (miocardio). Dichas células se excitan eléctricamente, produciéndose un flujo de iones a través de su membrana celular el cual provoca un potencial eléctrico variable entre el interior y exterior de la célula llamado potencial de acción (el interior es negativo con respecto al exterior). En el proceso de excitación, la membrana celular cambia de polaridad en un proceso llamado despolarización, para seguidamente volver a la normalidad en la etapa de repolarización. La estimulación produce un potencial de acción responsable del inicio de la contracción. La despolarización es muy rápida y alcanza a invertir el potencial, pero ésta va seguida por una meseta antes de que se inicie la repolarización que restablezca el potencial de membrana.

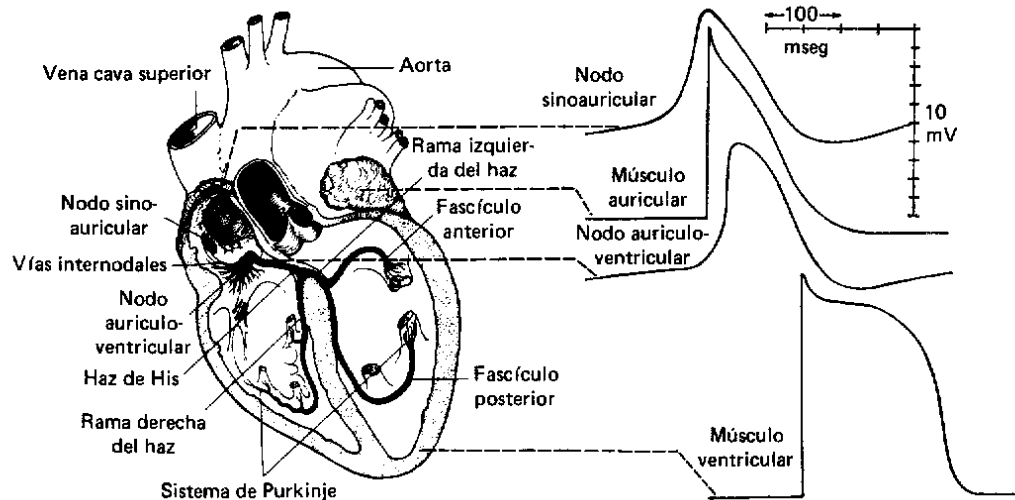
Cuando una célula del miocardio se excita eléctricamente se produce un efecto de propagación, excitando a las células cercanas, las partes del corazón normalmente laten ordenadamente: la contracción auricular (sístole auricular) va seguida de la contracción de los ventrículos (sístole ventricular) y durante la diástole las cuatro cámaras están relajadas. El latido cardíaco se origina en un sistema cardíaco de conducción especializado y se propaga a través de este sistema a todas las partes del miocardio. Las estructuras que constituyen el sistema de conducción son el nodo sinoauricular (nodo SA), las vías auriculares internodales, el nodo auriculoventricular (nodo AV), el haz de His y sus ramas, y el sistema de Purkinje. La despolarización iniciada en el nodo SA se propaga radialmente a través de las aurículas, convergiendo sobre el nodo AV. Lo anterior se observa más claramente en la Figura 2.1. En la Figura 2.2 se puede apreciar la correspondencia entre las zonas del corazón anteriormente descritas, la amplitud y tiempo de las señales de las células cardíacas.

2.2 ELECTRODOS

Para poder medir y registrar la diferencia de potencial entre dos puntos de la superficie del cuerpo se necesita un elemento sensor de esta magnitud física. Este transductor está formado por un par de electrodos que convierten las corrientes iónicas en el cuerpo en corrientes eléctricas en un conductor.

Figura 2.1. Niveles y tiempos de las zonas eléctricas del corazón.

¹ Dependiendo del contexto en que esté enmarcada, puede significar electrocardiograma, electrocardiografía o señal electrocardiográfica.



Fuente: GANONG, William. Fisiología Médica.

En general los electrodos están formados por una parte metálica, que hace propiamente de electrodo, y de un electrolito, que es el que permite efectuar la transformación entre iones y electrones al reaccionar con el electrodo. Los electrodos basados en metales nobles se comportan más como electrodos polarizables, y los basados en Ag-AgCl se comportan más como electrodos no polarizables.

La unión electrolito-electrodo puede modelarse por una resistencia (resistencia del electrolito) en serie con el conjunto de una resistencia y un condensador en paralelo (unión electrolito-electrodo), y un potencial fijo que aparece en la unión electrolito electrodo. Análogamente puede hacerse con la unión piel-electrolito.

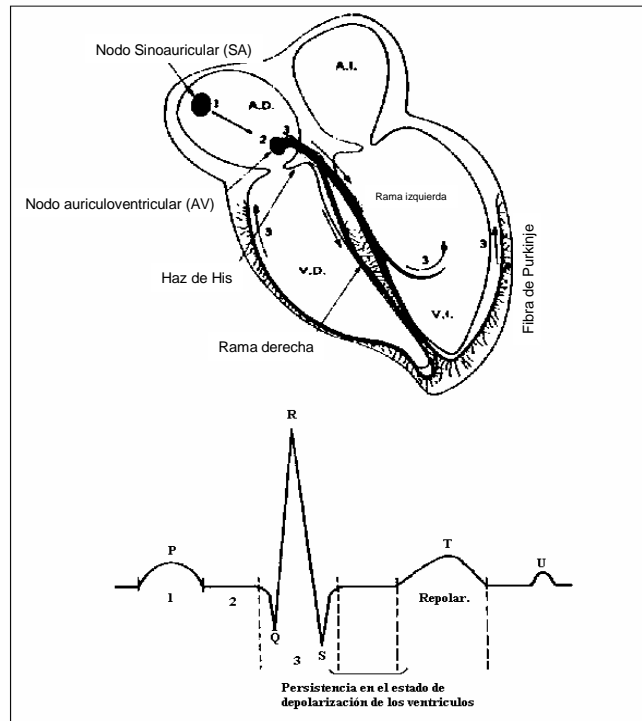
La mayoría de los electrodos constan de una parte adhesiva que suele ser de espuma, papel o de un material sintético y una parte conductora que es comúnmente de Ag-AgCl. El electrolito suele estar compuesto de una pasta electrolítica inmersa en una esponja húmeda, de modo que garantice un adecuado contacto con la piel.

2.3 DERIVACIONES

Una vez descrito el elemento sensor de la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo, es necesario seleccionar la posición de éstos para detectar la señal ECG. Los cardiólogos, a fin de unificar criterios, han estandarizado diferentes puntos de medida del ECG que son descritos seguidamente. A cada posición de medida (par de puntos) se le conoce con el

nombre de derivación, y por extensión a la señal ECG registrada entre esos dos puntos se le denomina con el mismo término.

Figura 2.2. Generación del pulso eléctrico y vías de conducción del mismo hasta las células miocárdicas.



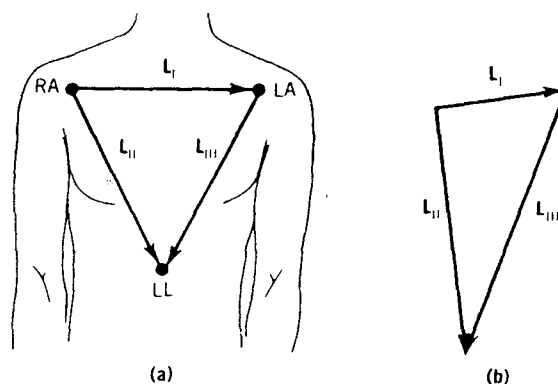
Fuente: F. Nieto, Laboratorios 2003. Universidad de la República Oriental del Uruguay. Uruguay. 2003. Pág. 2.

Las tres primeras derivaciones normalizadas fueron propuestas por Einthoven en 1913 y se conocen con el nombre de derivaciones bipolares I, II, y III. Estas están definidas a partir de los potenciales en: la pierna derecha (RL), pierna izquierda (LL), brazo derecho (RA) y brazo izquierdo (LA). El punto RL sirve como la referencia de voltaje para el amplificador y las derivaciones están formadas por las tres posibles combinaciones de pares de los restantes puntos, según se describe en la Tabla 2.1. Estos tres puntos forman el triángulo conocido como triángulo de Einthoven [4] el cual se puede observar en la Figura 2.3.

Otras tres derivaciones fueron propuestas por Goldberger y se denominan como derivaciones aumentadas (aV_R , aV_L y aV_F). Estas se calculan a partir de los mismos puntos anteriores y con una red de resistencias de modo que calculan el voltaje entre un punto del triángulo de Einthoven y el valor medio del voltaje en los otros dos (Tabla 2.1).

Las derivaciones hasta ahora consideradas toman sólo la actividad cardiaca en un plano frontal al cuerpo humano. Existen otras seis derivaciones normalizadas, denominadas unipolares precordiales o derivaciones V_i ($i=1, \dots, 6$), propuestas por Wilson y que recogen la actividad cardiaca en un plano transversal. Las posiciones de los electrodos (v_i , $i=1, \dots, 6$) están repartidas por el pecho en un plano transversal al torso. La referencia del amplificador es un punto denominado terminal central de Wilson y cuyo potencial es el promedio de las tensiones en los puntos RA, LA y LL. La señal ECG es la diferencia de potencial entre cada punto v_i y este punto terminal central de Wilson (Tabla 2.1).

Figura 2.3. Derivaciones bipolares del triángulo de Eithoven correspondientes al plano frontal.



Fuente: P. Laguna, Nuevas técnicas de procesado de señales electrocardiográficas: Aplicación a registros de larga duración. Cataluña. 1990. Pág. 6.

2.4 CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL ECG

La señal Electrocardiográfica está, como ya se ha visto, asociada a la actividad del músculo cardiaco. Por tanto, el ECG presenta un comportamiento repetitivo unido a cada recurrencia de los latidos cardiacos.

Cada recurrencia o ciclo de la señal ECG consta de distintas ondas en una secuencia determinada. Cada onda, o grupo de éstas, representa a una de las distintas fases del latido cardiaco, y se denotan por una letra del alfabeto (P, Q, R, S, T). La Figura 1.4 muestra una señal ECG ideal correspondiente a un latido cardiaco. El segmento horizontal que precede la onda P se denomina línea de base o línea isopotencial. La onda P representa la despolarización del músculo de la aurícula. La siguiente secuencia de ondas QRS, también denominado QRS o complejo QRS, refleja la combinación de la despolarización ventricular y la repolarización auricular que ocurren prácticamente al mismo tiempo. La onda Q es la

primera inflexión negativa (hacia abajo) previa a una positiva, la onda R es la primera inflexión positiva (hacia arriba) y la onda S es la primera inflexión negativa posterior a una positiva. Una o más de estas ondas puede no estar presente, y en ocasiones aparece una segunda onda R que se denota como onda R'. La onda T representa la repolarización ventricular. En ocasiones, posteriormente a la onda T aparece una onda U de escasa amplitud y origen incierto.

Tabla 2.1. Derivaciones normalizadas a partir de las posiciones de los electrodos.

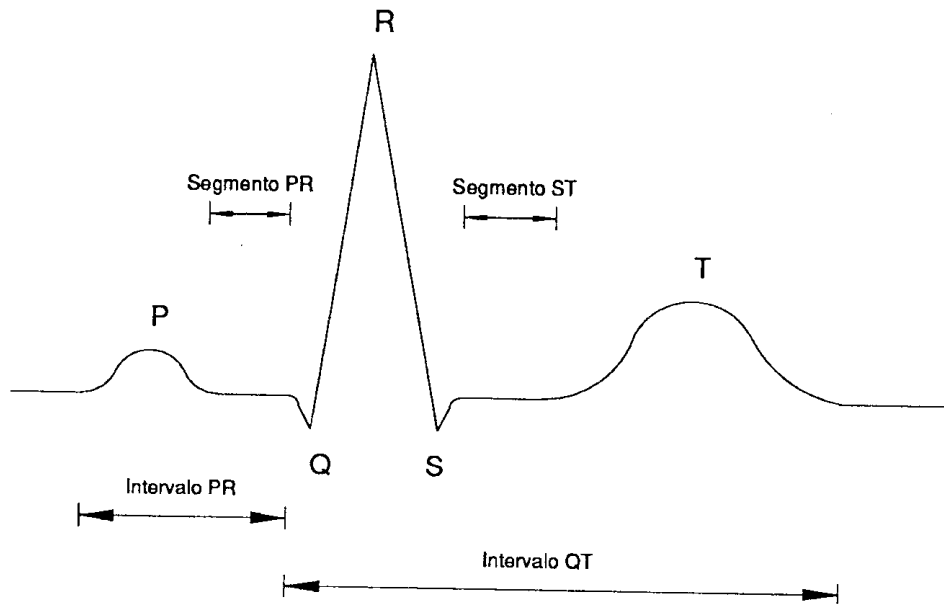
| DERIVACIONES | | |
|---------------------------|--------------------------------|--|
| <i>Tipo de derivación</i> | <i>Electrodos</i> | <i>Definición</i> |
| Bipolares | RL, LL, RA, LA | $I = LA - RA$ $II = LL - RA$ $III = LL - LA$ |
| Aumentadas | RL, LL, RA, LA | $aV_R = RA - 0,5(LA + LL)$ $aV_L = LA - 0,5(LL + RL)$ $aV_F = LL - 0,5(LA + RA)$ |
| Unipolares | $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$ | $V_1 = v_1 - (LA + RA + LL)/3$ $V_2 = v_2 - (LA + RA + LL)/3$ $V_3 = v_3 - (LA + RA + LL)/3$ $V_4 = v_4 - (LA + RA + LL)/3$ $V_5 = v_5 - (LA + RA + LL)/3$ $V_6 = v_6 - (LA + RA + LL)/3$ |

Fuente: Los autores.

Los intervalos temporales dentro de la señal correspondiente a cada latido tienen importancia desde el punto de vista del diagnóstico. Así, el segmento PR indica el tiempo de conducción aurículo-ventricular. El segmento ST expresa el tiempo entre el final de la despolarización ventricular y el inicio de la repolarización también ventricular, que coincide con el inicio de la onda T. Otro intervalo de interés es el intervalo QT, o tiempo en que el ventrículo no está en reposo debido a la despolarización o repolarización de sus células. Asimismo, en ocasiones resultan de interés intervalos como la anchura del QRS (distancia desde el inicio de la onda Q al final de la onda S). Este intervalo refleja el tiempo total de despolarización del músculo de los ventrículos.

Además de estas medidas absolutas correspondientes a un latido cardiaco, existen otras relativas a latidos consecutivos, como son el ritmo cardiaco medido a través del intervalo RR, que es la distancia entre ondas R pertenecientes a latidos cardiacos consecutivos. Otras medidas de gran interés en el diagnóstico son la variabilidad en el tiempo de la forma de las ondas y del valor de los intervalos. Así, la variabilidad de los intervalos PR, RR y QT puede resultar muy significativa para el diagnóstico de determinadas patologías.

Figura 2.4. Señal ECG ideal correspondiente a un latido cardiaco con la indicación de las ondas, intervalos y segmentos clásicos.

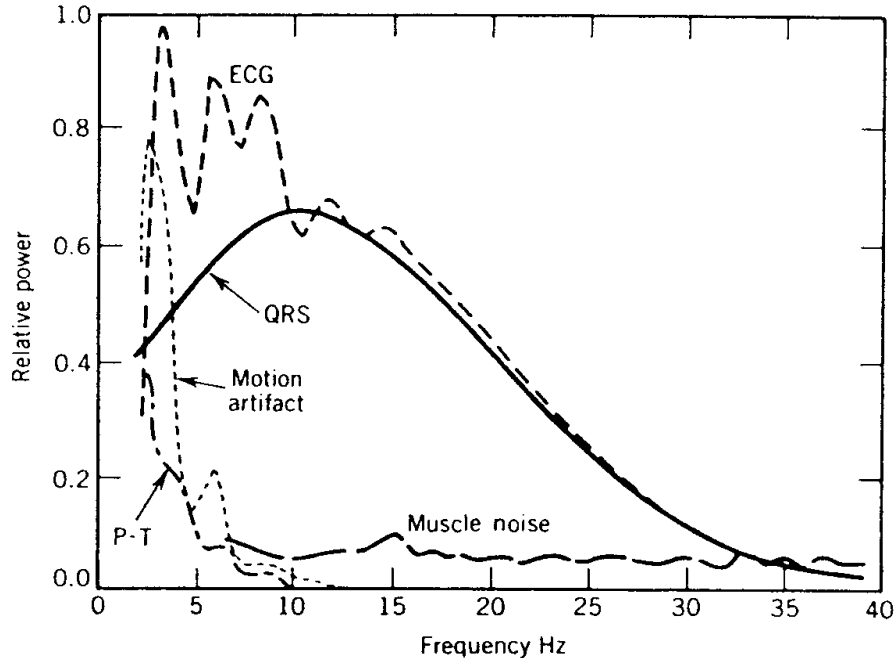


Fuente: P. Laguna, Op. Cit. Pág. 12.

Los elementos anteriormente descritos (ondas e intervalos) constituyen las características más clásicas y significativas del ECG convencional. Además de la información suministrada por estas características, se puede obtener otro tipo de información a través de la actividad cardiaca de baja amplitud (del orden de μV) respecto a la de las ondas clásicas y se conocen con el nombre de potenciales ventriculares tardíos. Esta actividad se encuentra normalmente en el segmento PR, en la zona postQRS y segmento ST que corresponde a posibles irregularidades en la activación del ventrículo, y por tanto, de gran interés clínico. La parte de la Electrocardiografía que estudia estos potenciales se conoce con el nombre de Electrocardiografía de alta resolución.

Las componentes frecuenciales de la señal ECG se encuentran básicamente entre continua y 100Hz para las componentes convencionales, y algo mayor para los potenciales de baja amplitud, dependiendo su valor concreto de cada paciente. Un estudio de las componentes frecuenciales del ECG se presenta en la Figura 2.5 y define que el rango de la onda P y T está entre 2 y 10 Hz, el QRS entre 2 y 40 Hz con mayor potencia entre 5 y 20 Hz, los artefactos de movimiento se solapan en las ondas P y T, y el ruido muscular se superpone sobre todo el registro.

Figura 2.5. Espectro del ECG y sus componentes.



Fuente: J. Tompkins, Biomedical digital signal processing. New Jersey. Prentice Hall, 1993. Pág. 237.

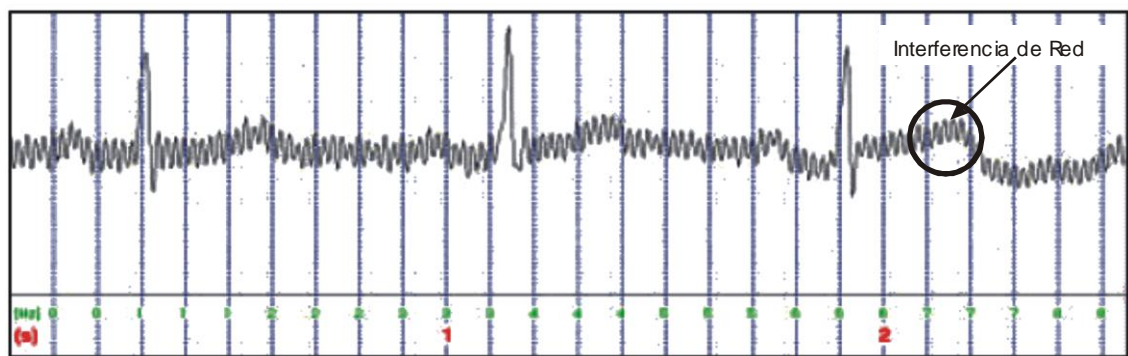
2.5 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG

Como en todos los sistemas de procesamiento digital de señales (DSP), se requiere una interfase entre la señal obtenida del paciente y el sistema de procesamiento; en donde la primera etapa consiste en la adquisición de la señal propia. En esta primera etapa se toma la señal directamente del paciente y se hace un preprocesamiento de la misma. La señal continua en el tiempo debe limitarse en banda antes de la conversión A/D.

2.5.1 Preprocesamiento de la señal ECG. En el preprocesamiento de la señal, cualquiera que sea, se busca tener una señal lo más limpia posible, esto quiere decir, en el caso de la señal electrocardiográfica, eliminar los ruidos por interferencia de la línea y los artefactos que puedan tener efectos negativos en la etapa de procesamiento, puesto que la señal tomada del corazón no es apta para ser manipulada en la elaboración del diagnóstico. Generalmente la señal ECG está contaminada por ruido de origen biológico, ruido generado por la instrumentación de registro de la propia señal, interferencias de 60Hz y artefactos de movimiento. La eliminación o atenuación de este ruido se realiza con filtros que pretenden mejorar la relación señal a ruido (SNR) y no distorsionar la señal.

- **Interferencia de la red.** Este artefacto toma señales de 50 o 60Hz dependiendo de la región y sus armónicos, el cual puede ser modelado como una señal senoidal y es la mayor causa de interferencia en instrumentación médica. La presencia de la red de distribución eléctrica hace que aparezcan campos eléctricos y magnéticos que interaccionan con el equipo de medida y el paciente. Para solucionar este problema es necesario diseñar filtros rechaza-banda estrechos sintonizados a 60Hz [5]. En la Figura 2.6 se muestra una señal ECG con interferencia de red superpuesta en donde se aprecia como una pequeña señal con frecuencia de 60Hz se superpone al trazado ECG. Aston [6] no asegura cual debe ser el ancho de banda para el filtro, pero se puede hallar caracterizando la señal entregada por la red eléctrica.

Figura 2.6. Señal electrocardiográfica con interferencia de la red superpuesta.



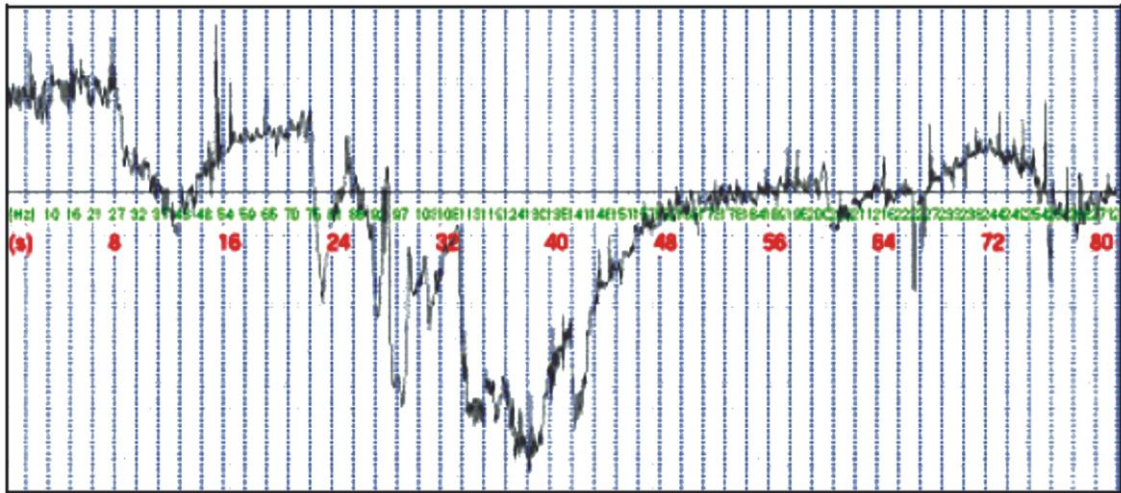
Fuente: D. Cuesta, Estudio de métodos para procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas. Departamento de Informática de sistemas y Computadoras. Universidad Politécnica de Valencia. España, 2001. Pág. 38.

- **Variaciones de la línea base.** Este artefacto del ECG se puede originar a causa de variados factores, como la respiración del paciente, el movimiento del paciente durante la adquisición del ECG, y/o cambios en la impedancia de los electrodos. Estas variaciones suponen una interferencia de baja frecuencia y de cierta amplitud, como la mostrada en la Figura 2.7, que debe ser minimizada para no alterar el resultado de los procesos subsiguientes. Estas variaciones se encuentran en el rango entre 0 y 0,5Hz. Los principales métodos para la reducción de las variaciones de la línea base son [7]:

Filtros clásicos. Se podrían utilizar filtros pasa-banda de 0,5Hz a 100Hz, o de paso alto con una frecuencia de corte de 0,5Hz, pero esto no cumple las especificaciones de la American Heart Association, porque se modifican componentes de baja frecuencia como el segmento ST.

Filtros adaptativos. Son filtros que constan de dos etapas, en la primera se pretende filtrar la componente DC y frecuencias menores a las del segmento ST y en la segunda etapa se aplica un filtrado adaptativo con impulsos correlados.

Figura 2.7. Señal ECG con variaciones de la línea base. También se incluyen algunos cambios abruptos.



Fuente: CUESTA, David. Op. Cit. Pág. 41.

Aproximación mediante funciones. Éstos son los métodos más exactos, permiten variaciones en la línea base de mayor frecuencia, con la contraparte que su costo computacional es mayor. Uno de ellos, es la aproximación por splines cúbicos. Este método se basa en la interpolación entre los niveles isoeletrícos estimados en los intervalos P-R.

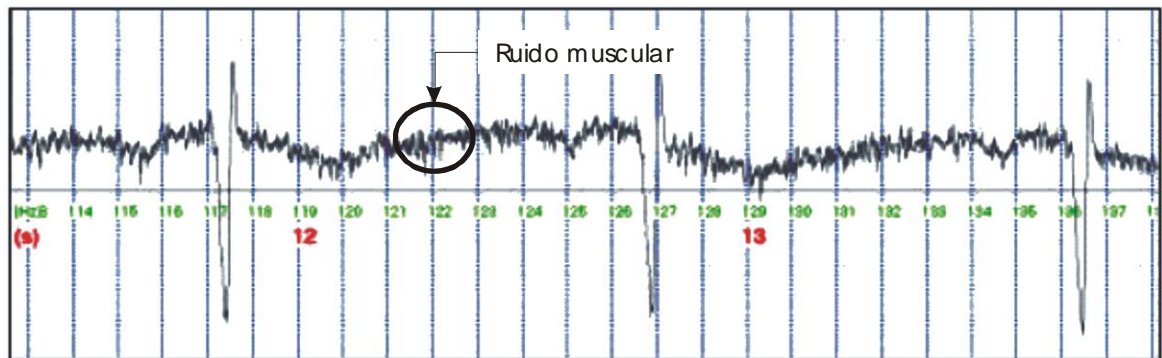
Para eliminar el ruido de línea base se utilizará el método de aproximación por splines cúbicos por su simplicidad de implementación y alta eficiencia.

- **Ruido electromiográfico.** Es el ruido producido por las células musculares que están en contacto con los electrodos, el cual provoca que a la señal ECG se superponga otra señal que puede enmascarar fisonomías significativas de la misma, tal como se muestra en la Figura 2.8. Los métodos utilizados para eliminar este artefacto son los mismos usados para la eliminación del ruido de línea base y de 60Hz.

2.6 DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS DEL ECG

Para cualquier tipo de análisis de señales electrocardiográficas, es de vital importancia detectar ciertos puntos para medir el tiempo y amplitud de las ondas para poder realizar el diagnóstico. Para tener una idea, por ejemplo, en la onda P se puede ver cuando hay crecimiento de aurícula derecha midiendo el tiempo de duración. A la hora de diagnosticar arritmias cardiacas se deben primero observar los QRS y medir el intervalo RR para obtener la frecuencia cardiaca, también es necesario conocer donde se encuentra el comienzo de la onda Q y el final de la S para medir el ancho del QRS y para poder medir la onda P y T.

Figura 2.8. Señal electrocardiográfica con ruido superpuesto. En este caso el ruido corresponde a la actividad muscular, señal electromiográfica.



Fuente: CUESTA, David. Op. Cit. Pág. 34.

Durante los últimos años y con el avance del procesamiento digital de señales, se han desarrollado varios métodos para analizar automáticamente la señal ECG, de los cuales se mencionan los más relevantes a continuación.

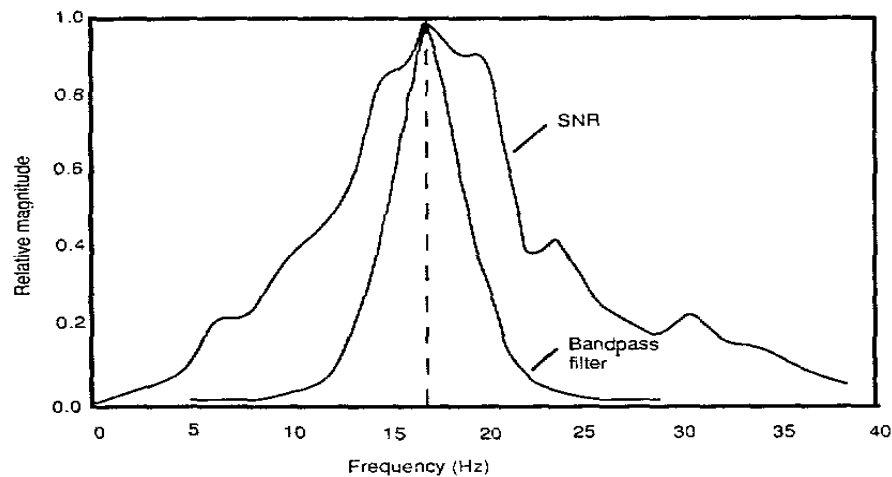
2.6.1 Detección del complejo QRS. En el tratamiento de la señal electrocardiográfica, cualquiera sea el análisis diagnóstico que se quiera hacer, el punto más relevante es la detección del complejo QRS debido tanto a la información directa que se obtiene de él (ritmo cardiaco) como a la posibilidad de, una vez conocida la localización de un latido cardiaco, realizar medidas sobre él.

En la actualidad existen demasiadas técnicas para hacer la detección del complejo QRS, puesto que ha sido objeto de estudio de muchos expertos en el tema. Dentro de las más utilizadas se encuentran: el análisis espectral de potencia del ECG, las técnicas de filtrado pasa-banda, de diferenciación y de comparación de patrones.

Análisis espectral de potencia del ECG. Este método puede proveer información útil acerca del complejo QRS. Se basa en la transformada rápida de Fourier (FFT), toma un juego de muestras que contiene aproximadamente 2 latidos del corazón en una serie de coeficientes con un máximo valor cercano a la frecuencia de la tasa cardiaca normal.

Técnicas de filtrado pasa-banda. Del análisis espectral de potencia de varios componentes en la señal ECG, se puede diseñar un filtro con selección efectiva del complejo QRS. El estudio espectral de potencia de la señal electrocardiográfica, el complejo QRS y otros ruidos, revela que el valor máximo de la relación señal a ruido (SNR) se obtiene con un filtro pasa-banda centrado en una frecuencia de 17Hz y con Q de 3 como se ve en la Figura 2.9.

Figura 2.9. Relación señal a ruido (SNR) del complejo QRS referenciado a todas las otras señales de ruido basado en 3785 pulsaciones cardiacas.



Fuente: TOMPKINS J. Op. Cit.

Técnicas de diferenciación. La diferenciación es la base de muchos algoritmos de detección de QRS. Dado que es básicamente un filtro pasa-alto, la derivada amplifica la característica de alta frecuencia del complejo QRS mientras que atenúa las frecuencias bajas de las ondas P y T. Pablo Laguna [8] muestra un método de diferenciación basado en detectores no sintácticos los cuales constan de dos etapas: una primera de preprocesamiento y una segunda en la que se aplica una regla de decisión que determina las posiciones de cada complejo. El preprocesado es sólo lineal con dos etapas: un primer filtro derivador y un filtro paso bajo.

Técnicas de comparación de patrones. Estos se basan en la comparación de ciertas partes del electrocardiograma con patrones específicos de cada una de las ondas y de algunos complejos como el QRS. Hay varios tipos de éstas técnicas las cuales se basan en la correlación y la substracción de las señales.

Las técnicas de diferenciación serán las usadas en este proyecto porque presentan bajo número de falsos positivos y negativos, característica importante para las etapas posteriores.

2.6.2 Detección de las ondas P y T. Detectar estas ondas es mucho más complejo que detectar el complejo QRS debido a la poca amplitud de estas ondas, lo cual hace que en muchas ocasiones estén enmascaradas por el ruido.

En el escrito de Gritzali [9] se plantea un método para llevar a cabo esta labor. En primer lugar se calcula una transformada longitudinal de la señal electrocardiográfica. Luego se detecta el complejo QRS con cualquiera de los métodos anteriormente descritos y se elimina de la señal, volviendo a calcular la transformada de la señal original considerando los tramos correspondientes al QRS como nivel isoelectrico. Seguidamente se detecta la onda T utilizando el umbral apropiado, y se procede de la misma manera que con el complejo QRS. Finalmente se calcula de nuevo la transformada y se aplica otro umbral para detectar las ondas P.

Pablo Laguna [8] halla el pico de la onda T a partir de la posición de la onda R para definir una ventana de trabajo y afirma, que tanto el procedimiento para identificar el inicio del complejo QRS y final de la onda T, puede generalizarse para cualquier onda. Esto se puede usar para encontrar el final del QRS y la onda P.

2.7 CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL ECG

La clasificación de la señal ECG es el proceso mediante el cual se diferencian los registros según la patología que presenten, en este caso la clasificación se hace de acuerdo a las arritmias cardiacas que pueda presentar el trazado como bradicardia sinusal, taquicardia sinusal, taquicardia auricular, extrasístole ventricular, flutter auricular, fibrilación ventricular y ritmo sinusal.

Los métodos de clasificación de la señal electrocardiográfica que se pueden utilizar deben tener en cuenta las características exclusivas de la señal. Según se disponga o no se disponga a priori de elementos etiquetados, se distingue entre métodos supervisados y no supervisados [7].

2.7.1 Métodos supervisados. Para aplicar cualquiera de estos métodos, es necesario contar con una serie de observaciones de entrenamiento y otras de prueba. Después de realizar los pasos previos correspondientes al preprocesamiento, para la clasificación de la señal ECG.

A continuación se comentan brevemente algunos métodos supervisados aplicables a la clasificación de señales biológicas.

- **Métodos basados en mínima distancia.** Estos tipos de métodos clasifican un patrón basándose en su distancia a un prototipo de clase. Se destacan dentro de este grupo los métodos basados en la distancia Euclidiana.

- **Métodos sintácticos.** Estos métodos se usan en problemas complejos de reconocimiento de formas, donde es mejor optar por una perspectiva jerárquica, donde cada patrón se considera compuesto por una serie de subpatrones simples, denominados primitivos, de manera que se establece una analogía formal entre la estructura del patrón complejo y la sintaxis de un lenguaje. La gramática de cada clase debe ser inferida a partir del conjunto de muestras de entrenamiento disponibles.

- **Redes neuronales.** Los métodos basados en redes neuronales se utilizan en la clasificación cuando se dispone de poca información a priori sobre las clases. Por lo general están ordenados en capas, en cuyo caso contienen una capa de entrada y otra de salida, pudiendo además incluir una o más capas intermedias llamadas ocultas, compuesta cada una de conexiones y nodos. Cada conexión estará ponderada según un coeficiente [10].

Las redes neuronales se entrenan a partir de un conjunto de observaciones de entrenamiento, y éstas iterativamente ajustan los pesos de las conexiones para obtener la salida deseada.

Redes Backpropagation. Este tipo de red esta dentro del grupo de redes con conexión hacia delante. En 1986, Rumelhat, Hinton y Williams, formalizaron un método para que una red neuronal aprendiera la asociación que existe entre los patrones de entrada a la misma y las clases correspondientes. El método backpropagation (propagación del error hacia atrás), está basado en la regla delta. Con este tipo de redes, es posible hacer una clasificación de señales electrocardiográficas. Se han venido teniendo varias experiencias en la elaboración de sistemas inteligentes para la detección de señales normales [10], con hipertrofia ventricular izquierda, hipertrofia ventricular derecha, hipertrofia bi-ventricular, infarto de miocardio inferior e infarto de miocardio combinado. Teniendo en cuenta los cambios en el complejo QRS, la onda P, T y el segmento ST. También en la detección de arritmias ventriculares y supraventriculares, detección de complejos QRS anómalos. En todos los casos se ha obtenido una clasificación muy satisfactoria, del orden del 98% de datos bien clasificados.

Actualmente, este tipo de redes neuronales se están aplicando sistemáticamente a distintas clases de problemas, donde todos se relacionan por el reconocimiento de patrones. Una de las aplicaciones más relevantes se da en el ámbito de la cardiología.

De forma general, el funcionamiento de una red neuronal backpropagation consiste en un aprendizaje de un conjunto predefinido de pares de entradas-salidas dados como ejemplo. Existen dos fases: una de propagación y otra de adaptación, en la primera se aplica un estímulo a la entrada y se propaga a través de las neuronas hasta llegar a la salida en donde el resultado obtenido es comparado con la salida esperada calculando a su vez un valor de error para cada neurona de salida. Posteriormente, en la fase dos, los errores se transmiten hacia atrás a las neuronas de las capas intermedias de manera que al final todas las neuronas reciban un porcentaje de error en relación con el error total. La red toma el error recibido y varía los pesos de conexión de cada neurona de manera que el error disminuya.

La función delta, es un algoritmo que usa una superficie de error asociada a la red, que busca el estado estable de mínimo error a través del camino descendente de la superficie del error. Por tal razón, realimenta el error del sistema para realizar la modificación de los pesos en un valor proporcional al gradiente decreciente de dicha función de error.

En sí, casi todos los tipos de redes neuronales sirven para reconocer patrones, pero la más utilizada es la anteriormente descrita. Otras redes utilizadas para la clasificación de señales electrocardiográficas son la Perceptrón, el modelo de resonancia adaptativa (ART) y las redes estocásticas.

Para comprender mejor este apartado, revise el anexo I acerca de redes neuronales.

2.7.2 Métodos no supervisados. En algunas aplicaciones es muy costoso y/o difícil tener un conjunto de muestras de señales de entrenamiento, es allí cuando se usan los métodos no supervisados como alternativas a situaciones donde el objetivo es obtener límites de clases basándose en observaciones sin etiquetar.

Después de hacer la revisión de la literatura especializada, se encontró que es el conjunto de métodos sobre el que menos estudios se han llevado a cabo desde el punto de vista de su aplicación a señales biológicas. Los algoritmos de categorización más utilizados son el Max-Min (jerárquico y no jerárquico) y el k-means modificado.

La clasificación se efectuará por medio de una red neuronal Backpropagation por su gran capacidad de adaptación y reducción de errores.

2.8 ARRITMIAS CARDIACAS

Las arritmias cardiacas se presentan por trastorno, bien sea en la formación del impulso, o bien en la conducción del mismo. Las arritmias ocasionadas por alteración en la formación del impulso, pueden ser producidas por aumento o disminución del automatismo o por movimiento circular de un latido normal o prematuro. La mayoría de las arritmias tienen su asiento en estructuras diferentes del nodo sinusal. Toda arritmia que curse con frecuencia mayor de 90 por minuto, se conoce como taquicardia y cuando la frecuencia es menor de 60 por minuto, se habla de bradicardia.

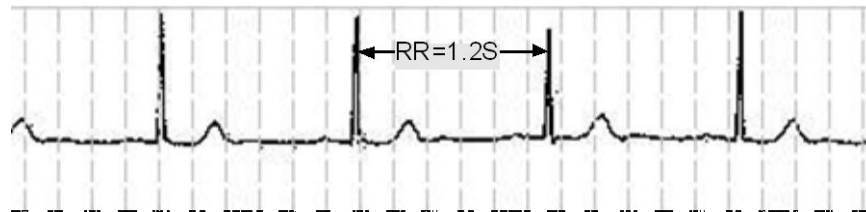
2.8.1 Generalidades. Un buen trazado electrocardiográfico es necesario para el estudio de una arritmia; en lo posible se debe evitar el ruido miográfico que se superpone al trazado, en caso de temblor muscular.

Como las arritmias pueden ser transitorias, es conveniente registrar un buen tiempo de alguna de las derivaciones: generalmente DII o V1 [11].

- **Ritmo Sinusal Normal.** El ritmo sinusal tiene una frecuencia entre 60 y 100 pulsaciones por minuto. En el ritmo sinusal normal la onda P es positiva en D1 y D2.
- **Bradicardias.** Las bradicardias se pueden producir por disminución del automatismo de las células marcapaso o por bloqueo de los impulsos, normalmente generados, a cualquier nivel del sistema especializado del corazón.

Bradicardia Sinusal. Consiste en la disminución del automatismo sinusal, el cual se dispara con una frecuencia menor de 60 por minuto. Dentro de las manifestaciones electrocardiográficas se observa la secuencia ordenada de complejos P – QRS, sinusales, que aparecen con frecuencia menor de 60 por minuto. La onda P es positiva en D1, D2 y aVF. Los complejos QRS son normales. Esta arritmia se muestra en la Figura 2.10.

Figura 2.10. Bradicardia Sinusal. Escala 200ms/div.



Fuente: F. Nieto, Laboratorios 2003. Universidad de la República Oriental del Uruguay. Uruguay. 2003. Pág. 2.

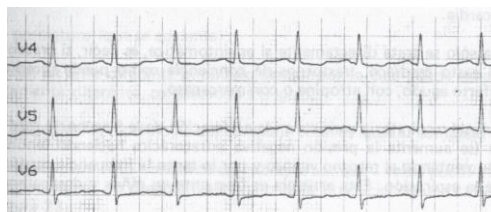
Aprecie en la Figura 2.10 los complejos P – QRS – T normales y normalidad en los diferentes intervalos. Solo llama la atención la frecuencia de 50 latidos por minuto.

- **Taquicardias.** Son las arritmias cuya frecuencia es mayor de 90 por minuto, y se producen por aumento del automatismo o por fenómenos de reentrada. Se dividen en Taquicardias Supraventriculares y Taquicardias Ventriculares.

Taquicardia Sinusal. Obedece generalmente a aumento del automatismo sinusal y se observa como la respuesta fisiológica normal del corazón para aumentar el gasto cardíaco en aquellos estados en los cuales existe un aumento de las demandas de oxígeno del organismo (Fiebre, ejercicio, etc.), o para mantener un gasto cardíaco basal normal (Hemorragia aguda, falla cardíaca, deshidratación etc.). Es asintomática y no requiere tratamiento, pero debe corregirse la causa básica. Su frecuencia está entre 90-170 latidos por minuto. El trazado de esta taquicardia se puede ver en la Figura 1.11.

Manifestaciones Electrocardiográficas. Se observa una frecuencia de despolarización sinusal de más de 90 por minuto, manifestada por la presencia de ondas P normales, seguidas de Complejos QRS normales.

Figura 2.11. Taquicardia Sinusal.



H. Matíz, *Electrocardiografía Normal y Electrocardiografía de Arritmias*. Santafé de Bogotá, Colombia. Universidad El Bosque, 2003. Pág. 21.

Aprecie en la Figura 1.11 los complejos P – QRS – T normales y normalidad en los diferentes intervalos. Solo llama la atención la frecuencia de 100 latidos por minuto.

Taquicardia Auricular. Puede ser producida por aumento del automatismo de un foco auricular por movimiento circular sostenido de un solo impulso, a nivel auricular. La frecuencia de esta taquicardia está entre 150 y 250 por minuto.

Manifestaciones Electrocardiográficas. La morfología de las ondas P, depende del sitio en el cual se genera la taquicardia. Si es en un sitio alto de la aurícula, las ondas P serán parecidas, pero no iguales, a las ondas P Sinusales, y si la taquicardia se está originando en la parte baja de la aurícula, las ondas pueden ser negativas. La frecuencia de las ondas P, oscila entre 150 y 250 por minuto. El intervalo P – R puede ser normal o discretamente prolongado. Cuando la frecuencia es alta, las ondas P pueden quedar ocultas en la onda T precedente.

Figura 2.12. Taquicardia auricular.



H. Matíz, Op. Cit. Pág. 36.

Note en la Figura 2.12 la morfología de las ondas P y la frecuencia de la taquicardia 190 por minuto luego de dos latidos normales.

- **Flutter Auricular.** Su mecanismo electrofisiológico puede ser el mismo que el de la taquicardia auricular, es decir aumento del automatismo, o reentrada, sólo que la frecuencia de la despolarización auricular es más alta, entre 250 y 350 por minuto. Generalmente no todos los impulsos originados en la aurícula, en esta arritmia, llegan al ventrículo, pues del Nodo A – V, para protegerlo, produce grado variable de bloqueo permitiendo el paso de 80 – 160 impulsos solamente. Este grado de bloqueo es por lo tanto del tipo 2:1.

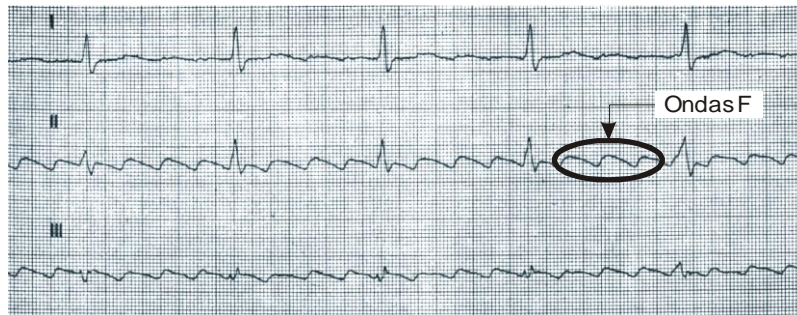
Manifestaciones Electrocardiográficas. Se aprecian las llamadas ondas F del Flutter, que son la manifestación de la despolarización auricular, y consisten en ondas ligeramente más anchas y bizarras que las ondas P normales, que se suceden con una frecuencia que oscila entre 250 y 350 latidos en un minuto. No obstante su frecuencia, las ondas F muestran organización y se han comparado a los dientes de una sierra. Se observará pues, 1 o 2 respuestas ventriculares, por cada 3 ondas F. Los complejos QRS, serán normales si la

conducción en el His – Purkinje es normal, o mostrarán algún grado de aberrancia si hay retardo en la conducción intraventricular.

Obsérvese en la Figura 2.13 la presencia de las ondas “F” del flutter auricular, las cuales son regulares, con frecuencia aproximada de 300 por minuto. Hay un grado variable de bloqueo a nivel del nodo A-V.

- **Fibrilación Ventricular.** La despolarización ventricular ocurre a frecuencias mayores de 250 latidos por minuto de una manera desorganizada y se presenta como consecuencia de marcada irritabilidad ventricular en múltiples focos simultáneamente. No hay diástole eléctrica ventricular y el músculo ventricular está surcado constantemente por una actividad eléctrica permanentemente caótica. Su aparición indica severo compromiso de la estabilidad eléctrica de la membrana celular a nivel ventricular.

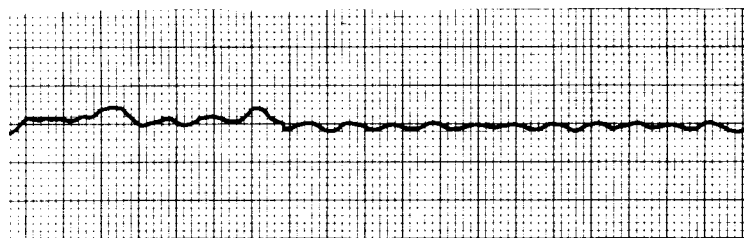
Figura 2.13. Flutter Auricular.



Fuente: H. Vélez, Op. Cit. Pág. 347.

Manifestaciones Electrocardiográficas. No se observan complejos QRS, sino unas ondas de fibrilación ventricular irregulares, caóticas, de menor frecuencia que las de la fibrilación auricular, pero de mayor amplitud y contornos más burdos que los de éstas.

Figura 2.14. Fibrilación ventricular.



Fuente: H. Matíz, Op. Cit. Pág. 44.

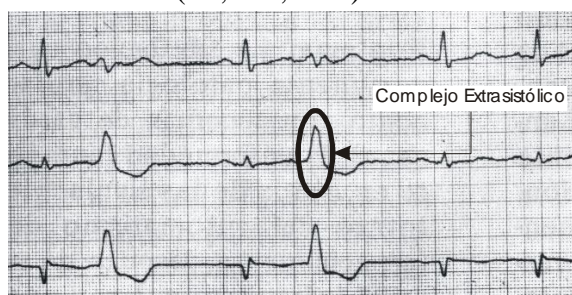
En la Figura 2.14 se representa una despolarización ventricular caótica, no se observan ondas P ni complejos QRS y la frecuencia es indeterminable.

- **Extrasístoles.** Como su nombre lo indica, la extrasístole es la aparición de una actividad eléctrica por fuera del ritmo de base que tiene el paciente y es ocasionada por la despolarización de un grupo celular del tejido especializado de conducción bien sea por aumento del automatismo de esas células o por reentrada de un latido en algún sitio del tejido especializado, produciéndose de esta manera un nuevo latido (la extrasístole), que es de relativa prematuridad si se compara con el ciclo sinusal que tiene el paciente. Generalmente tiene acoplamiento fijo, es decir el intervalo que existe entre el latido sinusal precedente y la extrasístole, es constante.

Extrasístoles Ventriculares. Se originan por debajo de la bifurcación del Haz de His, bien sea en las ramas derecha o izquierda o en la Purkinje ventricular. Pueden ser producidas por reentrada de un latido sinusal en un sitio determinado del sistema His – Purkinje, o por aumento del automatismo de un foco en ese sistema. En favor del mecanismo de reentrada está el hecho del acoplamiento fijo.

Manifestaciones Electrocardiográficas. La extrasistolia ventricular se manifiesta en el electrocardiograma por complejos QRS anchos, bizarros, de más de 0,1 segundos de duración, no precedidos de onda P, y con alteraciones de la repolarización (ondas T invertidas). Véase la Figura 2.15. Generalmente tienen acoplamiento fijo con el latido sinusal precedente y pausa compensadora completa. La morfología del QRS y la orientación del eje eléctrico de la extrasístole, dependerán del sitio en el cual se forma. Así por ejemplo, las originadas en el ventrículo derecho exhibirán morfología de bloqueo de rama izquierda y las originadas en el ventrículo izquierdo tendrán morfología de bloqueo de rama derecha. Algunas extrasístoles pueden tener conducción retrógrada hacia la aurícula, inscribiéndose en este caso una onda P negativa después del complejo QRS extrasistólico.

Figura 2.15. Extrasístole ventricular (DI, DII, DIII).



Fuente: H. Vélez, Op. Cit. Pág. 363.

En la Figura 2.15 puede observarse la duración del complejo extrasistólico y su morfología ancha y bizarra. La pausa compensadora es completa en este caso.

Para más información acerca de la lectura y comprensión del trazado electrocardiográfico las arritmias cardiacas, remítase al anexo H.

3. METODOLOGÍA Y ESPECIFICACIONES

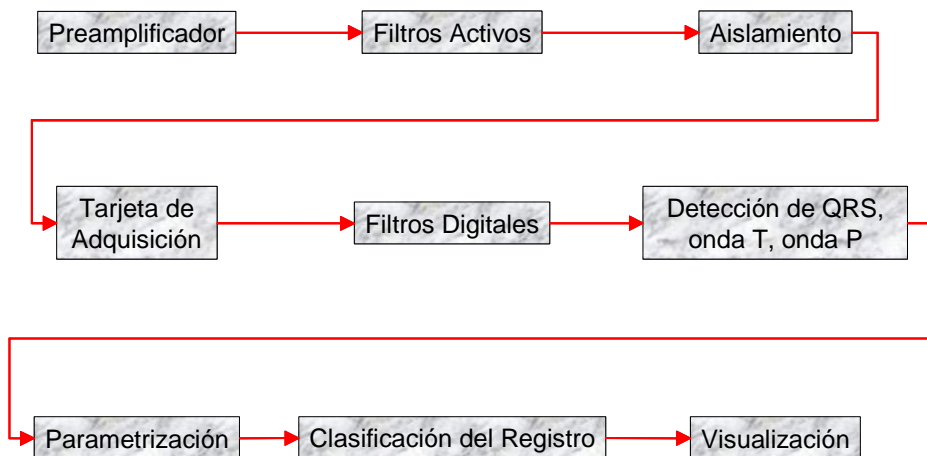
El objetivo final del equipo es diagnosticar arritmias cardiacas por medio de redes neuronales partiendo de la señal ECG tomada directamente del paciente, para lo cual es necesario un módulo de adquisición de la señal electrocardiográfica que amplifique y digitalice la señal para su posterior análisis. Adicionalmente, es necesario que la señal digitalizada sea procesada para eliminar los diferentes componentes de frecuencia referidos en el capítulo uno. Asimismo, deben aplicarse una serie de tratamientos para identificar las diferentes ondas que conforman la señal ECG y en último lugar, se clasifica el registro electrocardiográfico diferenciando entre latidos normales, bradicardia sinusal, taquicardia sinusal, taquicardia auricular, extrasístole ventricular, flutter auricular y fibrilación ventricular.

Como valor agregado, el equipo cuenta con una etapa de visualización que permite llevar un control sobre el registro y sobre los distintos procedimientos que se le puedan dar.

Lo anterior se ilustra en el diagrama de bloques de la Figura 3.1.

Figura 3.1. Diagrama de bloques del equipo.

DIAGRAMA DE BLOQUES



Fuente: Los autores.

Se recurrió en primera instancia a LabVIEW para realizar el módulo de adquisición a causa del uso de la tarjeta NI PCI-6013 de Nacional Instrument para la digitalización de la señal y este software es el que el fabricante proporciona para el trabajo con la tarjeta de adquisición, además es un lenguaje de programación muy sencillo y muy potente, el cual proporciona herramientas especializadas de ingeniería como diseño de filtros digitales. Pero como para hacer el análisis de la señal adquirida se utilizó MATLAB debido a que es el lenguaje de programación para ingenieros y matemáticos más potente del mercado, y en el cual se puede diseñar desde sencillos filtros hasta sistemas de control inteligentes como el necesario para la clasificación de la señal electrocardiográfica, se decidió utilizar el toolbox de adquisición de datos para tomar los datos de la tarjeta de adquisición. Con su gran cantidad de toolbox como el de “DSP” y el de “Redes Neuronales” el desarrollo de esta aplicación se hace más sencillo por medio de este lenguaje de programación. Aunque la utilización de estos dos programas encarecen el costo del sistema, su gran versatilidad lo justifica pues el equipo no tiene, por ahora, fines comerciales y para futuros desarrollos se podrían usar lenguajes de programación más generales y más económicos como “Visual Basic” o “Visual C++”, a los cuales se les pueden añadir herramientas de LabVIEW para la adquisición de los datos con la misma tarjeta, esto se puede hacer instalando el paquete “Measurement & Automation”

En el desarrollo de los algoritmos en MATLAB se llevó a cabo el siguiente procedimiento de trabajo:

- Definición del problema.
- Estudio de las posibles alternativas de solución.
- Implementación y pruebas preliminares sobre la alternativa preferida.
- Confirmación de resultados obtenidos.
- Ajustes y pruebas finales.

3.1 REQUERIMIENTOS MÍNIMOS

Los requerimientos mínimos de hardware adicionales para el correcto desempeño del equipo son los mostrados en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1. Requerimientos mínimos de Hardware.

| | |
|--------------------------|-------------------------|
| Velocidad del procesador | 700 MHz |
| Espacio libre en disco | 135 MB |
| Memoria RAM | 256 MB |
| Memoria de video | 64 MB |
| Monitor | Digital |
| Impresora | Burbuja preferiblemente |

Fuente: Los autores.

Los requerimientos mínimos de software son los mostrados en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2. Requerimientos mínimos de software.

| | |
|----------------------|-------------|
| Sistema Operativo | Windows 98 |
| MATLAB | Versión 6.5 |
| Fuente: Los autores. | |

Estos y otros requerimientos se presentan en la guía del usuario contenida en el anexo A del presente documento.

3.2 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL ECG

La adquisición de la señal ECG es el primer paso en el sistema y para lograr esta tarea fue necesario dividirla en cuatro fases: una primera que realiza una preamplificación, la siguiente fase incluye amplificación y filtrado, la siguiente se encarga de la seguridad del paciente, aislándolo de las etapas posteriores, y como paso final la cuantificación y digitalización de la señal.

Sabiendo, según lo descrito en el capítulo uno, que la amplitud del potencial de las células del miocardio es del orden de milivoltios la ganancia global de la etapa de adquisición de la señal ECG debe ser de 1000. El primer paso fue construir un amplificador diferencial con alta impedancia de entrada y bajo ruido, la ganancia de esta etapa debe ser moderada para evitar amplificar señales no deseadas (artefactos) [13], por esto se elige 5 como su ganancia. La salida del amplificador diferencial es entregada a un amplificador inversor con una ganancia de 3, para no aumentar significativamente las señales indeseadas. Posteriormente se desarrolló el segundo módulo de amplificación, acompañado de los filtros encargados de realizar la primera atenuación de los artefactos descritos en el capítulo inmediatamente anterior [14] y con ganancia de 32 para que los valores de los elementos resistivos utilizados cumplan junto con los elementos capacitivos la función de filtrado necesaria. Para garantizar la seguridad del paciente es necesario aislarlo de cualquier circuito que tenga conexiones directas a la línea de la red eléctrica, la mejor manera de hacer esto es utilizar aislamiento por transformador el cual posee enlaces entre la entrada aislada y la señal deseada de baja capacitancia de acoplamiento [15], además de proporcionar protección contra equipos de desfibrilación y electrocirugía [16]. Antes de realizar la conversión A/D, se aplica una etapa final de amplificación de ganancia 4 para lograr una señal de aproximadamente un voltio de amplitud. Finalmente, se realiza la digitalización de la señal para tratamiento digital y la tarjeta de adquisición atenúa la señal a la mitad para tener un mayor rango de entrada y así proteger la tarjeta.

La etapa de preamplificación deberá ser del tipo diferencial, con ganancia diferencial de 5, rechazo en modo común de mínimo 60dB y alta impedancia de entrada. El filtro para atenuar el ruido miográfico deberá ser Pasa-bajos, con ganancia de 32 y con frecuencia de corte de 100Hz. El filtro para atenuar los 60Hz, debe ser un notch con ganancia unitaria, centrado en 60Hz y con ancho de banda de 4Hz para atenuar toda la señal de la red eléctrica. La etapa de aislamiento debe hacerse con aislamiento mínimo de 2000 Vrms entre los puertos, rechazo en modo común de 60dB y alta impedancia de entrada. La digitalización debe hacerse con una alta resolución para poder obtener una señal muy parecida a la análoga y no tener muchos errores de cuantificación, debe tener alta impedancia de entrada y alto rechazo en modo común, mínimo 60dB.

Entre los parámetros necesarios para el diagnóstico de la señal electrocardiográfica están la morfología de la onda P, de la onda T y la duración del complejo QRS. La onda P correspondiente a la despolarización auricular generalmente es positiva en DI, DII, aVF; el complejo QRS indica la despolarización ventricular y aparece normalmente en todas las derivaciones; en cuanto a la onda T, relacionada con la repolarización ventricular aparece positiva en todas las derivaciones excepto en aVR, además puede ser negativa en V1 [17].

De acuerdo a la información anterior y a las indicaciones del médico cardiólogo Doctor Luis Angel Ruiz, según el cual en DII y V2 es donde se analizan las patologías de interés para este proyecto, se eligió adquirir la derivación DII y considerando que es más sencillo adquirir DII que V2 pues para la última el circuito es más complicado e involucra más electrodos y puntos de referencia.

3.3 PREPROCESAMIENTO

Tan pronto se tiene la señal cardiaca digitalizada es obligatorio llevar a cabo ciertos procesos sobre la señal, destinados a suprimir los artefactos que pueden provocar errores en el diagnóstico de las cardiopatías; en síntesis el filtrado pretende darle la mayor definición posible al registro electrocardiográfico eliminando el ruido miográfico, la interferencia de la red eléctrica y la distorsión de línea base. El equipo posee los dos primeros filtros en cascada y el último se hace después de la detección del complejo QRS -mencionada más adelante en este escrito- para así, conociendo en parte la señal de interés, descartar aquellas discrepancias en el registro ECG. El filtro destinado a atenuar las componentes de ruido miográfico fue realizado en MATLAB al igual que el de interferencia de red y el de línea base.

3.3.1 Filtro de interferencia de la red eléctrica. Como se mencionó en el capítulo uno, la interferencia de red afecta la toma del registro ECG, no solo porque los equipos de medición

se alimentan de esta señal, sino porque la radiación producida por otros equipos cercanos afecta de manera indirecta al paciente.

En Colombia, la frecuencia de la red eléctrica es de 60Hz y para cumplir con el objetivo de eliminar esta banda, se planteó como solución la implementación de un filtro NOTCH con ancho de banda muy reducido [18].

El filtro deberá ser Rechaza-banda, en configuración Chebyshev Inverso de orden 2 y con frecuencia de corte superior en 62Hz y frecuencia de corte inferior en 59Hz, para una mejor comprensión de éstas especificaciones refiérase al numeral 3.6.2.

3.3.2 Filtro de ruido miográfico. Para atenuar los artefactos producidos por el movimiento del paciente o mal contacto de los electrodos, se emplea un filtro pasa banda ya que este tipo de ruido aparece con frecuencias superiores a 100Hz por lo que se desarrolló un filtro con las siguientes especificaciones [20].

Este filtro tendrá que ser Pasa-banda en configuración IIR Butterworth de orden 30 y con frecuencia de corte superior en 90Hz y frecuencia de corte inferior en 0.025Hz, para más información remítase al numeral 3.6.1.

Se eligieron estos filtros sobre los otros propuestos en el capítulo uno para alivianar el algoritmo y porque en las pruebas preliminares presentó excelentes resultados.

3.3.3 Filtro de línea base. Esta alteración en el ECG es producida por movimiento de los electrodos, modulación por la respiración del paciente y otras causas similares a las que producen el ruido fisiológico.

Para implementar este filtro primero es necesario detectar el punto de inicio de la onda Q pues es un punto fácil de obtener y muy cercano a la parte isoeléctrica de la señal y luego, se aplica el método de aproximación por la técnica de splines cúbicos. Puede encontrar una breve explicación en el anexo B de este documento.

3.4 DETECCIÓN PUNTOS SIGNIFICATIVOS DEL ECG

En el capítulo primero se ha visto que en la señal ECG se encuentra representada la actividad eléctrica del corazón. Esta señal responde a unos patrones bien conocidos asociados con el funcionamiento del corazón. Por lo general, los sujetos sanos y los que padecen enfermedades

cardiacas presentan patrones de señal ECG diferentes. Por lo tanto, el registro, medida e interpretación de estos patrones es de indiscutible utilidad en el diagnóstico de enfermedades cardiacas.

Como se dijo en el primer capítulo de este documento, los puntos más significativos del ECG son: el complejo QRS, la onda T y la onda P, el inicio de la onda Q y el final de la S por lo que esta etapa se divide en las anteriores.

Para detectar el complejo QRS se utilizó el detector no sintáctico propuesto por Pablo Laguna [8], el cual utiliza un filtro derivador y un paso bajo para resaltar las componentes frecuenciales del complejo y luego se aplica la regla de decisión que básicamente busca un umbral adaptativo junto con ventanas de exploración para encontrar el complejo. El proceso completo se encuentra descrito más adelante en el capítulo tres.

Luego de tener la ubicación del complejo QRS, se busca el inicio de la onda Q y el final de la onda S -centrados en el complejo- por medio de un algoritmo de búsqueda de mínimos y máximos.

Los procesos para encontrar las ondas T y P son muy parecidos, se fundamentan en la búsqueda de un tiempo después y antes del complejo QRS y la comparación con un umbral. El método completo se encuentra puntualizado en el capítulo tres.

3.5 CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL ECG

Clasificar la señal electrocardiográfica es la tarea de más cuidado, pues es el tema para lo que han trabajado las etapas anteriores. Para este proceso se emplea una red neuronal artificial debido a su gran capacidad de aprender de la experiencia, de generalizar en casos anteriores a nuevos casos, de abstraer características esenciales a partir de entradas que presentan información irrelevante. Además, una red neuronal tiene la capacidad de aprender a realizar tareas basadas en un entrenamiento o experiencia inicial comúnmente llamado aprendizaje adaptativo. Como si fuera poco una red neuronal puede crear su propia organización o representación de la información que recibe mediante una etapa de aprendizaje. La importancia de la red backpropagation consiste en su capacidad de autoadaptar los pesos de las neuronas de las capas intermedias para aprender la relación que existe entre un conjunto de patrones dados como ejemplo y sus salidas correspondientes. Para poder aplicar esa misma relación, después del entrenamiento, a nuevos vectores de entrada con ruido o incompletas, dando una salida activa si la nueva entrada es parecida a las presentadas durante el aprendizaje. La red puede encontrar una representación interna que le permita generar las salidas deseadas cuando se le dan las entradas de entrenamiento, y que pueda aplicar, además,

a entradas no presentadas durante la etapa de aprendizaje para clasificarlas según las características que comparta. Al ser una red heteroasociativa puede manejar mejor un gran número de informaciones de entrada con un pequeño número de informaciones de salida.

Por todo lo anterior y por ser una red más moderna y una mejora de las redes ADALINE y MADALINE que involucra más niveles de neuronas y según estudios realizados [10], esta topología de red proporciona excelentes resultados para clasificar patrones electrocardiográficos, se ha escogido la red neuronal Backpropagation para implementar esta etapa del proyecto.

Para poder clasificar la señal es necesario tenerla parametrizada para introducirlos en la red neuronal artificial. Los parámetros son: Frecuencia cardiaca normal (entre 60 y 90), menor de 60, entre 91 y 149, entre 150 y 249, entre 250 y 299 latidos por minuto, Onda P normal, invertida, inexistente, Ancho del complejo QRS normal (menor a 0,12s), mayor a 0,12s o no existente y Onda T normal, invertida, o no inexistente; los cuales son una buena aproximación para la identificación de las diferentes ondas e intervalos propias de cada arritmia.

Estos parámetros se explicarán en el capítulo de diseño.

Las especificaciones de la red neuronal son:

| | |
|---------------------------------|------------------------------|
| Tipo de red: | Feed-Forward Backpropagation |
| Neuronas en la capa de entrada: | 15 |
| Neuronas en la capa de salida: | 7 |
| Capas ocultas: | 1 |
| Neuronas en la capa oculta: | 8 |
| Función de entrenamiento: | TRAINLM |
| Rangos de entrada: | [0 1] |
| Función de aprendizaje: | LEARNGDM |
| Función de desempeño: | MSE |

Las neuronas de la capa de entrada son igual en número a los parámetros de entrada que se relacionaron, las neuronas de la capa de salida se dan por el número de patologías que se quiere identificar, las neuronas de la capa oculta se escogen por método de ensayo y error al igual que la función de entrenamiento, de aprendizaje y de desempeño, el rango de entrada se escoge de 0 a 1 pues los parámetros son binarios.

3.6 VISUALIZACIÓN

En esta etapa es donde se presentan al usuario las opciones de escogencia tiempo del registro, de derivación, la opción de diagnóstico presuntivo, además de zoom, guardar señal con nombre del paciente, edad, teléfono, dirección y fecha en archivos de formato MATLAB, y cargar. Estas y otras opciones se presentan más detalladamente en la guía del usuario presentada en el anexo A.

Paralelo a todo lo antes descrito es necesario construir una fuente de poder capaz de alimentar todo el sistema, tal fuente debe ser muy estable, con poco rizado y que proporcione 15 V y más de 600 mA de salida.

4. DISEÑO

El capítulo presente muestra los cálculos, las topologías de los circuitos y el diseño del software para cada una de las etapas del proyecto.

4.1 FUENTE CONMUTADA

Para alimentar el circuito de la forma más segura para el paciente es necesario recurrir a un conversor DC-DC. Se utilizó el circuito integrado LM2825HN, el cual es un conversor DC-DC de un amperio al que se le deben añadir dos resistencias para ajustar el voltaje de salida y un condensador para disminuir el rizado. La ecuación que lo describe es

$$V_{OUT} = V_{REF} \left(1 + \frac{R1}{R2} \right),$$

donde V_{REF} es una constante que es proporcionada por el fabricante igual a 1,23 voltios.

El diseño de la fuente conmutada es muy sencillo, sólo es necesario seguir las especificaciones dadas por el fabricante las cuales se pueden apreciar en la figura 2 de la hoja de especificaciones del LM2825HN en el anexo C, las cuales indican el circuito necesario para su funcionamiento, dicho circuito consta del circuito integrado, dos resistencias y un condensador, pues los otros dos condensadores son opcionales y para el caso concreto de la aplicación no son necesarios según las figuras 4 y 5 de la misma hoja de especificaciones. Es necesario suministrarle al circuito 15 voltios, por lo que según el fabricante se debe usar con R1 de $1K\Omega$ una R2 de $11,3K\Omega$, valores implementados en el circuito. Para disminuir el rizado se usa un condensador de $47\mu F$ entre los terminales de salida del circuito integrado siguiendo las recomendaciones de la figura 2 en donde este condensador aplica para reducir el rizado en la carga.

4.2 PREAMPLIFICADOR

El principal problema de la captación de las señales bioeléctricas proviene de los valores de amplitud y frecuencia de las mismas. Dichas amplitudes son pequeñas y a menudo se encuentran contaminadas de ruido que incluso puede ser superior al valor de la propia señal como es el caso de la interferencia de la red eléctrica la cual enmascaran la señal y tiene la influencia más directa y negativa sobre el cuerpo del paciente. En este apartado se analizan

los efectos de este acople y se muestran los requisitos del amplificador para minimizar sus efectos. Debido a que los electrodos se conectan sin acople capacitivo (para no eliminar componentes de la señal ECG), la primera etapa del preamplificador debe ser de baja ganancia para no saturar el amplificador [14]. El amplificador utilizado es del tipo diferencial para así poder atenuar todo lo posible la señal en modo común [20].

La ganancia diferencial debe ser 5 (ver numeral 2.2) y está dada por

$$G_{diff} = \frac{2R1}{R2} + 1.$$

Se asumió R1 de 22KΩ. Entonces R2 es de 10KΩ.

La salida del amplificador diferencial se entrega a un amplificador seguidor con ganancia de 3 para continuar con el proceso de amplificación de la señal. La impedancia de los electrodos agrega un potencial de offset a la señal el cual se elimina con un filtro pasivo pasa-alto con frecuencia de corte de 0,05Hz [14] compuesto por un condensador de 1μF y una resistencia de 3,3MΩ.

Como el preamplificador se diseña con miras a obtener un alto rechazo al modo común, este circuito junto a los operacionales de entrada conforma la configuración típica del amplificador de instrumentación, en el cual, el voltaje de salida no depende del voltaje que sea común a los terminales de entrada (voltaje de modo común) sino a su diferencia, lo cual hace aconsejable su aplicación en sistemas ruidosos, particularmente en el caso del registro bioeléctrico de la actividad cardíaca, pues la señal de voltaje que llega a la piel debida a los latidos del corazón es menor a un milivoltio, mientras que el voltaje de ruido presente en el cuerpo esta en el orden de las décimas de voltio o más. Así que sería imposible implementar un electrocardiógrafo con un amplificador de entrada simple, ya que es necesario un amplificador que separe el ruido de la señal (presente en ambos terminales) y amplifique solo el voltaje diferencial.

Dado que la señal electrocardiográfica en el momento de ser medida, es afectada por señales interferentes, entre las cuales se encuentra la interferencia de red de 60Hz, es necesaria la utilización de un amplificador diferencial que rechace la señal que provoca la interferencia y permita la amplificación de la señal ECG. De acuerdo a lo anterior el amplificador utilizado posee entrada diferencial como primera etapa y un amplificador substractor en la segunda. La figura 1b del anexo G indica los voltajes y corrientes presentes en la etapa inicial y que por ley de voltajes de Kirchhoff: proporcionan la siguiente ecuación.

$$V1 = -IR + Vo - IR + V2$$

Luego con

$$Vo = V1 - V2 + 2IR \text{ y } I = \frac{V1 - V2}{Rb}$$

se llega a

$$Ad = \frac{Vo}{V1 - V2} = \left(1 + \frac{2R}{Rb}\right)$$

Lo anterior en cuanto a la ganancia diferencial (Ad); la señal de interferencia se encuentra entre las estradas del amplificador diferencial y tierra, y es conocida también como señal de modo común. Como lo indica la figura 1b del anexo G la corriente I=0 y la ganancia de modo común (Ac) es uno, dado que:

$$V3 = -IR + Vo - IR \quad Ac = \frac{Voc}{V3} = 1$$

Para la etapa de substracción, según lo muestra la figura 2 del anexo G, el análisis de la ganancia diferencial se puede realizar con ayuda de la ley de corrientes de Kirchhoff, con la cual se obtienen:

$$\frac{V4 - Vn}{R} = \frac{Vn - Vo2}{R1} \text{ y } \frac{V5 - Vp}{R} = \frac{Vp}{R1}$$

despejando Vp y reemplazandolo a la izquierda debido a que para el amplificador ideal Vn=Vp se consigue :

$$\frac{V4 - V5 \frac{R1}{R1 + R}}{R} = \frac{V5 \frac{R1}{R1 + R} - Vo2}{R1}$$

simplificando:

$$Vo2 = \frac{R1}{R} (V5 - V4) \text{ y } Ad2 = \frac{R1}{R}$$

Para la ganancia de modo común el análisis es idéntico, pero se debe tener en cuenta que en condiciones ideales al ser las entradas iguales, esta ganancia ($Ac2$) será cero. Sin embargo en condiciones reales las impedancias de los electrodos (impedancias de las fuentes) no son iguales y la ganancia de modo común puede ser baja pero no exactamente cero. A partir de los análisis anteriormente realizados y teniendo en cuenta la necesidad de una relación de rechazo al modo común (RRMC) superior a 60 dB [13], para eliminar componentes ruidosas se realizó el siguiente diseño para la etapa del amplificador substractor, sabiendo que:

$$RRMC = 20 \log \left| \frac{Ad2}{Ac} \right|$$

Siendo RRMC 60 dB y despejando Ad:

$$Ad2 = 1000 Ac2$$

$Ac2$ como se mencionó anteriormente es muy cercana a cero, se asume como 0,0047 lo que resulta en $Ad=4,7$. Ahora, tomando $R1 = 47K\Omega$, R es de $10 K\Omega$. Para la etapa de entrada la ganancia de modo común (Ac) es uno, en consecuencia solo resta calcular Ad , con una ganancia diferencial de 5,4 y escogiendo R de $22 K\Omega$, Rb es de $10K\Omega$. Volviendo a la ecuación de RRMC:

$$RRMC = 20 \log \left| \frac{Ad}{Ac} \right| = 20 \log \left| \frac{5,4}{1} \right| = 14,6dB$$

En total el RRMC del circuito es de 74,6 dB.

La impedancia de los electrodos agrega un potencial de offset a la señal el cual se elimina con un filtro pasivo pasa-alto con frecuencia de corte de 0,05Hz [14] compuesto por un condensador de 1 μ F y una resistencia de 3,3M Ω .

4.3 FILTROS ACTIVOS

En este apartado se muestra el diseño de los diferentes filtros activos necesarios para eliminar los diferentes artefactos que aparecen en la señal ECG.

4.3.1 Filtro de ruido fisiológico. La señal que sale de la etapa de preamplificación viene a ser filtrada por un filtro activo Butterworth de orden uno pasa-bajos con frecuencia de corte de 100Hz para eliminar los artefactos de ruido miográfico. La ganancia es de 32 y esta dada por los resistores de 150K Ω y 4,7K Ω respectivamente. La frecuencia de corte la definen una resistencia de 150K Ω y un condensador de 0,01 μ F. Este filtro además de eliminar el ruido fisiológico elimina las componentes de alta frecuencia que se puedan acoplar al equipo.

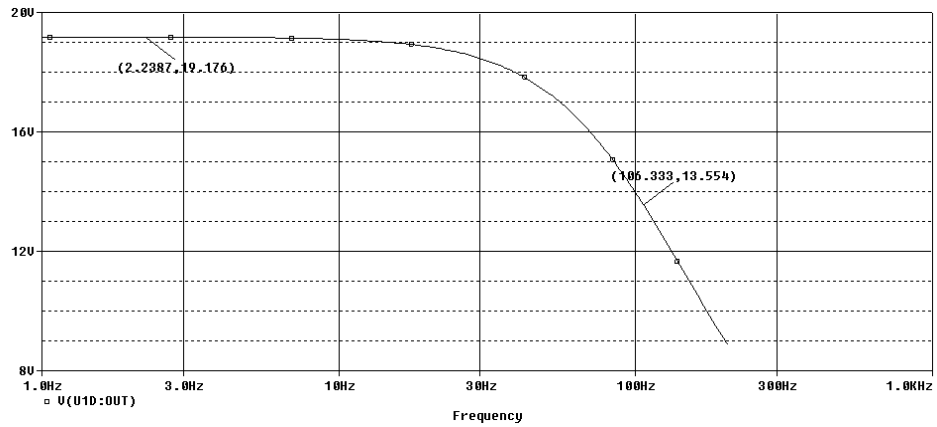
La simulación correspondiente al filtro de ruido fisiológico se muestra en la Figura 4.1, donde se aprecia que la frecuencia de corte del filtro pasa bajos es de 106,333 Hz.

La simulación de las etapas de preamplificación y filtrado activo anteriormente mencionadas se representan en la Figura 4.2. Se utilizó una señal AC de 10mV a 40Hz como señal de entrada (indicador parte inferior) y se obtuvo una amplitud de salida de 7.2961 V (indicador superior), lo cual equivale a una ganancia de 518.8 El circuito se puede observar en la sección 4.1 del presente documento.

4.3.2 Filtro de interferencia de red. Para lograr eliminar la señal de 60Hz proveniente de la red de alimentación, es necesario un filtro rechaza-banda. La topología utilizada para este filtro resta a la señal original la interferencia pasando dicha señal por un circuito pasa-banda. La pendiente del filtro depende del factor de calidad (Q) el cual está dado por:

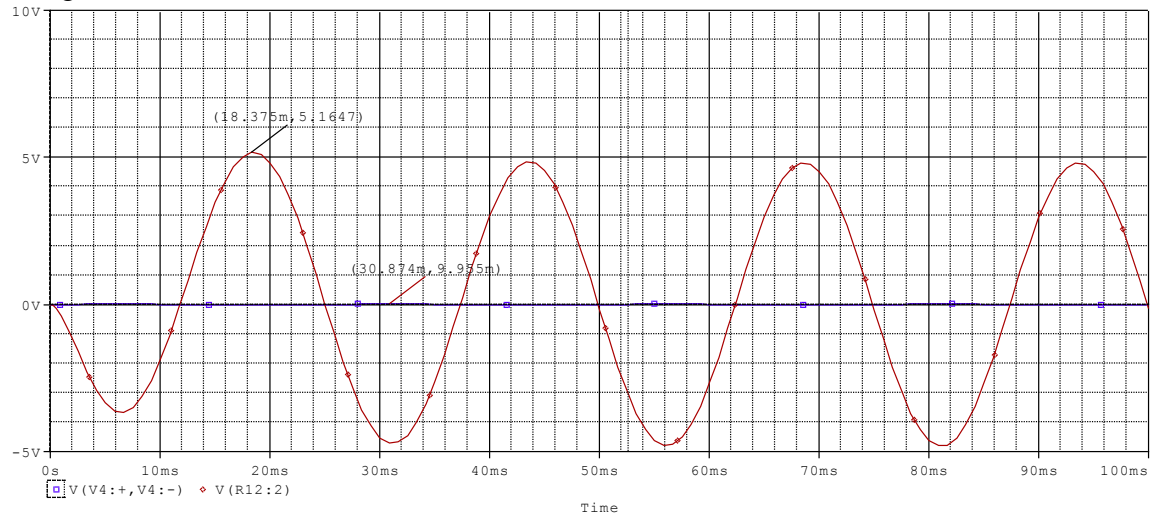
$$Q = \frac{R_2}{2R_1} = \frac{C_1}{C_2}$$

Figura 4.1. Respuesta en frecuencia del filtro de ruido fisiológico.



Fuente: Los Autores. Simulación en Orcad.

Figura 4.2. Análisis transiente de los circuitos de preamplificación y filtro de ruido fisiológico.



Fuente: Los Autores. Simulación en Orcad.

La frecuencia central, es decir donde existe la máxima atenuación es:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

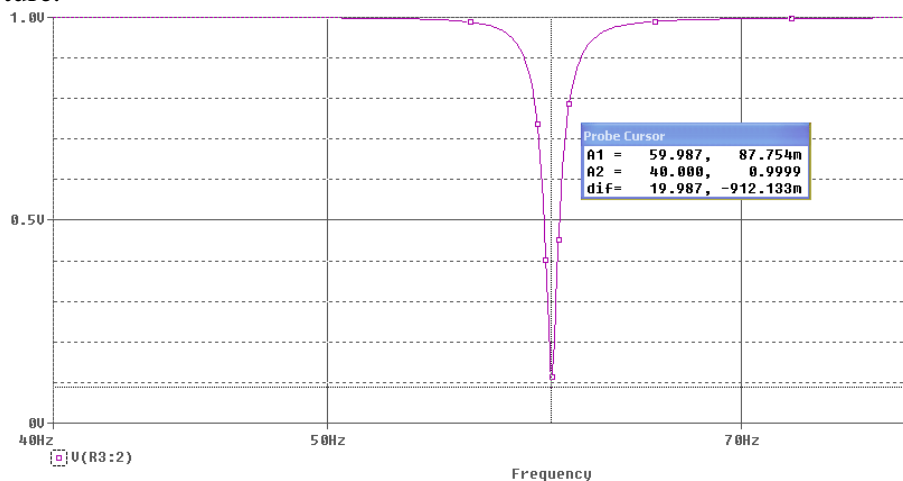
La frecuencia que se quiere eliminar es 60Hz, para esto es necesario obtener un Q de aproximadamente 50, entonces si $C_1=0,1\mu\text{F}$ y reemplazando en las fórmulas se tiene que $R_1=27\text{K}\Omega$, $C_2=2\text{nF}$, $R_2=2,65\text{M}\Omega$, $R_3=13\text{K}\Omega$, $C_3=0,2\mu\text{F}$.

En la Figura 4.3 se muestra la simulación del filtro de interferencia de red, en la cual se puede identificar las componentes frecuenciales atenuadas, con frecuencia central de 59,987 Hz.

4.4 AMPLIFICADOR DE AISLAMIENTO

Para la reducción de la interferencia en modo común es posible utilizar un tercer electrodo como referencia para la etapa de preamplificación, pero el utilizar amplificadores sin aislamiento puede representar peligro para el paciente, además, éste sistema conocido como circuito de la pierna derecha, para ser efectivo, requiere una baja impedancia del paciente hacia el circuito aumentando la corriente que circula por el mismo [20]. De allí la importancia de emplear amplificadores de aislamiento que eliminen los riesgos que genera el sistema. Este dispositivo debe ser complementado con un sistema de alimentación aislado por medio de convertidores DC-DC, proporcionando una barrera de protección para el paciente. El circuito integrado AD210AN de Analog Devices, proporciona las dos características requeridas de aislamiento en el acople de la señal y la alimentación del circuito. Las especificaciones y modo de utilización de este y otros dispositivos se encuentran en el anexo C. Se usó la configuración básica que consiste en utilizar el integrado como seguidor, para lo cual se debe aplicar un voltaje de alimentación de +15V, unir los pines 16 y 17 y ubicar la señal de entrada por los pines 19 y 18, teniendo como referencia el pin 18. El circuito integrado se puede usar como un aislador de 3 puertos así, el primer puerto es la salida de la señal que se va a amplificar, el segundo es el voltaje de polarización para los circuitos que van conectados al paciente (pin 14 +V_{ISS} y pin 15 -V_{ISS}) y el tercero la polarización del resto de los circuitos (pin 3 +V_{OSS} y pin 4 -V_{OSS}).

Figura 4.3. Respuesta en frecuencia del filtro activo de interferencia de red obtenida con Orcad Capture.



Fuente: Los Autores. Simulación realizada en Orcad.

4.5 CONFIGURACIÓN DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN

Como se mencionó antes, la parte de digitalización de la señal ECG se hizo por medio de la tarjeta de adquisición de propósito general de National Instrument PCI-6013, la cual debe ser configurada por software. Para realizar la configuración de la tarjeta se tuvo en cuenta las recomendaciones del fabricante (referirse al anexo D) para las conexiones de tierras tanto digitales como análogas.

Se decidió el trabajo con la tarjeta debido a su simplicidad de manejo y excelente rendimiento.

Para configurar la tarjeta es necesario primero crear el canal en el programa incluido dentro del DAQ “Measurement & Automation” siguiendo los pasos de la ayuda según la versión que se esté usando, para esta aplicación el canal debe ser: simple, de entrada no referenciada (NRSE) por el canal cero, que mida voltios en un rango de -10 a +10 voltios, sin necesidad de escalar, todo esto se identifica en software. En hardware, se deben conectar las tierras analógicas (AIGND), es decir, los pines 24, 27, 29, 32, 56, 59, 64 y 67; la entrada es por el canal 0, es decir, el pin 68.

4.6 FILTROS DIGITALES

En la etapa de preprocesamiento del ECG, como se señaló previamente, existen tres clases de filtros, los cuales se analizan en los siguientes numerales.

Ante de continuar con la definición de los criterios de ingeniería usados para la elaboración de los filtros digitales, es necesario aclarar que se debe minimizar el retardo de grupo. El criterio utilizado es obtener un retardo de grupo máximo de 17ms [21], que para nuestro caso es no mayor a 6.12 muestras por segundo. Este problema aparece cuando se utilizan filtros cuya primera derivada de la respuesta de fase es negativa como en los filtros IIR. En Matlab este problema se corrige utilizando la función “filtfilt”, la cual elimina la distorsión de no-linealidad en la fase [22].

4.6.1 Filtro de ruido miográfico. De entre las técnicas antes mencionadas para atenuar este artefacto se encuentran los filtros clásicos. Para tomar la decisión de cual filtro implementar se realizó una discriminación basada en [20]:

- **Filtro Butterworth.** Tiene la mejor aproximación de Taylor al filtro ideal pasa-bajos a frecuencia análogas y; para cualquier orden N , la respuesta de la magnitud al cuadrado tiene ceros en la derivada en $2N-1$ maximizando la respuesta plana. La respuesta es invariante por completo.
- **Filtro Chebyshev Tipo I.** Este filtro minimiza la diferencia absoluta entre la respuesta en frecuencia ideal y la actual sobre todo en los filtros pasa-banda porque incorpora un rizado igual. La respuesta rechaza-banda maximiza la respuesta plana. La transición de pasa-banda a rechaza-banda es más rápida que la del Butterworth.
- **Filtro Chebyshev Tipo II o Chebyshev invertido.** Este tipo de filtro minimiza la diferencia absoluta entre la respuesta en frecuencia ideal y la actual sobre todo en los filtros rechaza-banda pues incorpora un rizado igual en la banda suprimida. La respuesta pasa-banda maximiza la respuesta plana.
- **Filtro Elíptico.** Este tipo de filtro tiene el mismo rizado siendo tanto pasa-banda como rechaza-banda. Generalmente reúne los parámetros de menor orden y soporta cualquier tipo de filtro.
- **Filtro Bessel.** El filtro Bessel tiene el máximo retraso de grupo en 0Hz y retiene la constante de retraso de grupo a lo largo de todo el filtro pasa-banda.

De lo anterior se pudo concluir que la mejor topología para realizar el filtro que elimina el ruido fisiológico es la Butterworth, pues presenta una característica de magnitud plana y un buen comportamiento frente a los transitorios cuando se configura como pasa-bajos. Conjuntamente, analizando el retraso de grupo se puede finiquitar que es apto para aplicaciones médicas [21]. El retraso de grupo para el filtro de ruido miográfico es el representado en la Figura 4.4 y su respuesta en frecuencia en la

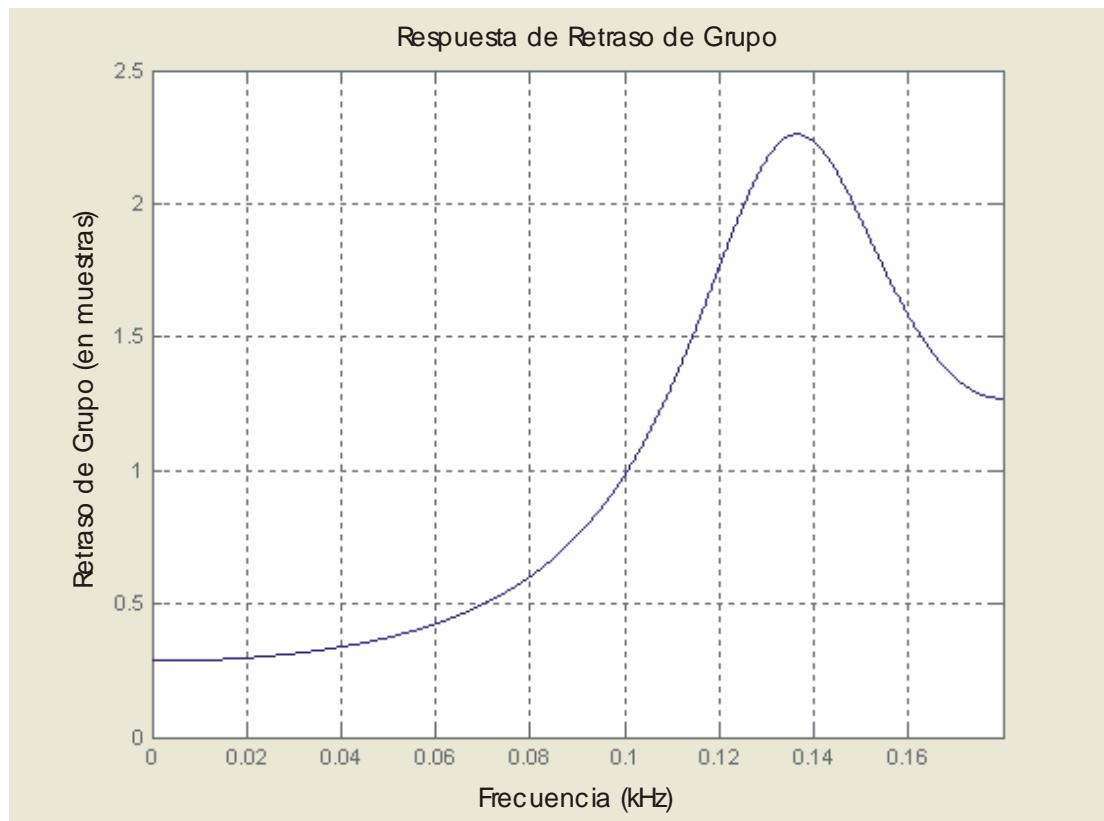
Figura 4.5.

El orden del filtro es 2 para evitar cortes abruptos. Conociendo que el ruido fisiológico esta por encima de los 125Hz y que las componentes frecuenciales de la señal ECG importantes para hacer el diagnóstico van hasta los 100Hz, la frecuencia de corte del filtro es de 125Hz.

4.6.2 Filtro de interferencia de la red eléctrica. Como se ha venido haciendo referencia una forma de eliminar la interferencia de la red eléctrica es implementar filtros clásicos que atenúen solo la banda de la red. Por tal razón se eligió hacer un filtro clásico.

Según el análisis hecho para el filtro de interferencia de red, el filtro que mejor se adapta para eliminar este artefacto es el Chebyshev invertido, el cual presenta mejores características como rechaza-banda.

Figura 4.4. Retraso de grupo del filtro de ruido miográfico.



Fuente: Los Autores. Cálculo realizado en MATLAB.

El ancho de banda para este filtro se decidió al hacer una serie de pruebas en el laboratorio con el fin de identificar la variación de la red de suministro [7], pues tal no es estable en los 60Hz que dice la teoría. Los resultados de las pruebas realizadas se pueden ver en la Figura 4.6 donde se pueden observar claramente el pico en 60Hz y su armónico en 120Hz. Del mismo modo se puede apreciar que el pico va desde 59 hasta 62Hz por lo cual se decidió implementar un filtro que eliminara esas componentes. Entonces la frecuencia de corte superior del filtro es 62Hz y la frecuencia de corte inferior es 59Hz para afectar en lo más

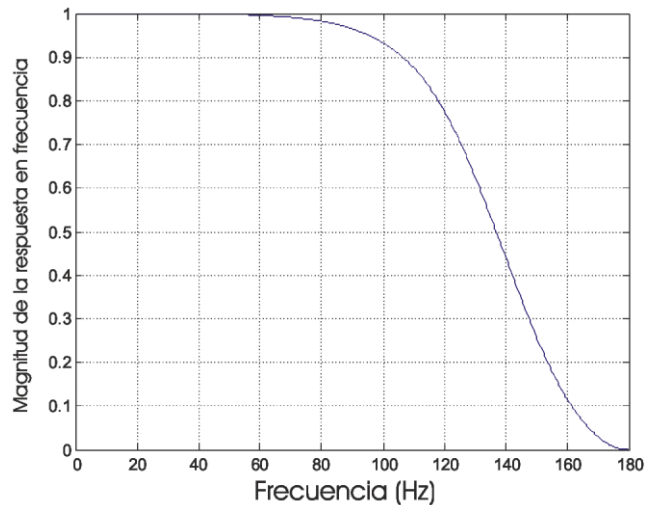
mínimo las otras componentes de la señal. El orden del filtro es 2 como lo recomienda David Cuesta en el documento ya citado. Como se puede apreciar de la Figura 4.8, el retardo de grupo también se encuentra dentro de los parámetros convenientes.

La Figura 4.7 muestra la respuesta en frecuencia del filtro de interferencia de red.

4.6.3 Filtro de línea base. Como se ha venido diciendo, este es el artefacto con mayor incertidumbre y para su eliminación se implementó un proceso que incluye la detección del QRS y la aproximación con splines cúbicos.

El primer paso es detectar la ubicación del complejo QRS como se verá más adelante en éste capítulo. Luego se debe detectar el inicio de la onda Q con los métodos descritos posteriormente pues es la más cercana a la abscisa que debe pasar por cero voltios. Una vez alcanzados estos puntos, se interpola la señal utilizando splines cúbicos, luego se resta el resultado de la interpolación a la señal original.

Figura 4.5. Respuesta en frecuencia del filtro de ruido miográfico.

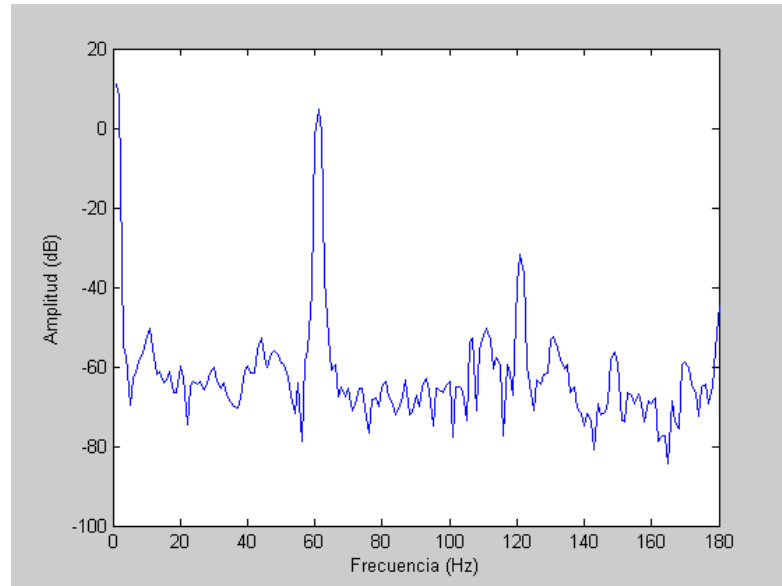


Fuente: Los Autores. Cálculo realizado en MATLAB.

4.7 DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS DEL ECG

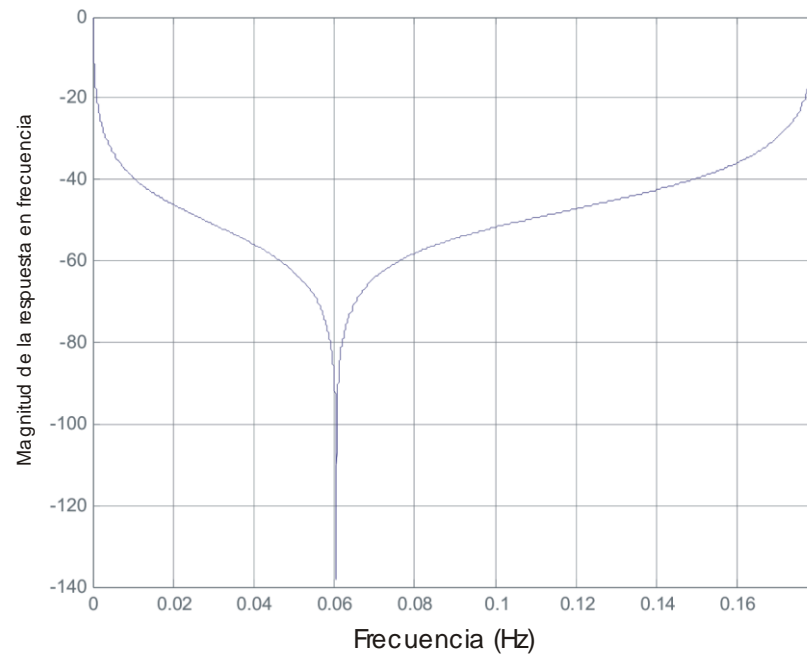
Ahora se ilustra la forma en que se realizó la detección de los puntos significativos de la señal electrocardiográfica.

Figura 4.6. Transformada de Fourier de la señal entregada por la red eléctrica y analizada en MATLAB.



Fuente: Los Autores. Cálculo realizado en MATLAB.

Figura 4.7. Respuesta en frecuencia del filtro de interferencia de red.



Fuente: Los Autores. Cálculo realizado en MATLAB.

4.7.1 Complejo QRS. Como se ha mencionado antes, el punto más significativo existente en la señal electrocardiográfica es el complejo QRS. El método utilizado es el propuesto por el Dr. Pablo Laguna con algunas modificaciones hechas por parte de los autores para que sea más adaptivo.

Se ha utilizado este método sobre otros, por su gran capacidad para adaptarse a cualquier señal hasta sin procesado de línea base, de hecho se parte de los puntos detectados por éste algoritmo para eliminar la distorsión en la línea base. También se tuvo en cuenta los siguientes aspectos para hacer la exclusión.

De la Tabla 4.1 se puede ver que las mejores técnicas son la de diferenciación y la de comparación de patrones, pero se eligió la de diferenciación propuesta por Pablo Laguna porque tiene menor carga computacional y porque no presenta falsos negativos, que son más perjudiciales para la detección de arritmias porque dejan de suministrar información, mientras que los falsos positivos proporcionan información de más que se puede eliminar fácilmente posteriormente [8].

Figura 4.8. Retraso de grupo del filtro de interferencia de red.



Fuente: Los Autores. Cálculo realizado en MATLAB.

Las modificaciones hechas al algoritmo se hacen para que se adapte mejor a frecuencias cardiacas altas.

Lo primero que se hace es pasar la señal por un filtro derivador y un filtro paso bajo. El filtro derivador es un filtro LPD de los propuestos por Pablo Laguna en el capítulo dos de su tesis doctoral [8] cuya función de transferencia es

$$G_1(z) = (1 - z)^{-6}.$$

La correspondiente ecuación de diferencias es

$$d(k) = ECG(k) - ECG(k - 6),$$

donde k indica el instante de muestreo, d es la señal derivada y ECG la señal de entrada. La respuesta frecuencial viene dada por la expresión

$$G_1(\omega T) = 2j\sin(3\omega T)e^{-j3\omega T},$$

siendo T el periodo de muestreo. La ganancia para $\omega \rightarrow 0$ es tal que $G_1(\omega T) \rightarrow 6Tj\omega$, es decir, $6T$ veces la derivada ideal, y el retardo es de 3 muestras pero como este procedimiento es implementado en MATLAB, el retardo se puede corregir con la función “filtfilt”.

Como el filtro derivador tiene sólo un coeficiente, el ruido de alta frecuencia queda poco atenuado. El filtro pasa-bajos es un IIR recursivo con respuesta impusional finita y fase lineal (según Pablo Laguna).

El filtro opera con aritmética entera y esto lo hace más rápido. Observando el espectro de frecuencias de la figura 1.5, se puede diseñar un filtro paso bajo con frecuencia de corte de 20Hz. La función de transferencia es:

$$G_2(z) = \frac{1 - z^{-8}}{1 - z^{-1}}.$$

Tabla 4.1. Análisis comparativos de técnicas para la detección del complejo QRS.

| Parámetro | Análisis espectral de potencia del ECG | Técnicas de filtrado pasa- banda | Técnicas de diferenciación (Pablo Laguna) | Técnicas de comparación de patrones |
|--|---|---|--|--|
| Robustez | Media | Media | Alta | Alta |
| Falsos Positivos | No | Si | Si | Si |
| Falsos Negativos | Si | Si | No | Si |
| Adaptación a morfología | Mala | Mala | Buena | Buena |
| Adaptación ante presencia de cualquier artefacto | Mala | Mala | Buena | Buena |
| Adaptación ante presencia de ondas P y T de gran amplitud | Buena | Buena | Buena | Buena |
| Adaptación a frecuencia cardíaca alta | Mala | Mala | Regular | Regular |
| Carga computacional | Baja | Baja | Baja | Altísima |

Fuente: Los Autores.

La respuesta frecuencial puede expresarse como

$$G_2(\omega T) = \frac{\sin(4\omega T)}{\sin(\omega T/2)} e^{-j\frac{8-T}{2}\omega T}.$$

Este filtro supone una ganancia de 8 cuando $\omega \rightarrow 0$, un retardo de 4-½ muestras (igualmente se corrige por medio de MATLAB). La conexión en cascada de ambos se designa por $G_3(f) = G_1(f) \bullet G_2(f)$, que corresponde a un pasa-banda.

Inmediatamente después se aplica la regla de decisión que consiste en tomar un umbral adaptativo con cada latido. Cuando aparece un pico de señal en el instante PK_n cuyo valor absoluto es mayor que este umbral, se considera la presencia de un QRS en la posición PK_n .

Esta regla de decisión tiene una búsqueda hacia atrás cuando el valor del intervalo RR entre el latido actual y el inmediatamente anterior ($PK_n - PK_{n-1}$) es mayor que 1.8 veces el valor del RR medio. En este caso se vuelve al latido PK_n y el umbral se rebaja según

$$H_{n+1} = 0.8H_n + 0.2(0.8PK_n).$$

Una vez detectado el latido n se actualizan el valor del umbral y también el del intervalo RR medio según la expresión recursiva

$$RR_m = \begin{cases} 0.8RR_m + 0.15RR & 1.5RR_m > RR > 0.2RR_m \\ RR_m & \text{Otros_Casos} \end{cases}.$$

En esta expresión es donde viene la modificación hecha por los autores, pues Laguna dice que “el RR medio sólo se actualiza si el nuevo RR está dentro de los límites de normalidad de variación”, y para él los límites de normalidad de variación son los de una señal normal ($1.5RR_m > RR > 0.5RR_m$), y en los casos de altas frecuencias cardiacas como taquicardia auricular, flutter auricular y fibrilación ventricular, el intervalo RR es muy pequeño. Con esta expresión se evita que falsas detecciones de QRS modifiquen el RR medio que será utilizado en posteriores detecciones. Luego se toma un periodo refractario para empezar a buscar el nuevo QRS.

Todo este procedimiento necesita unos valores iniciales de umbral y del intervalo RR medio. El valor inicial de RR_m que según Pablo Laguna [8] ha mostrado un buen comportamiento, sin pérdida de detección en latidos iniciales, es 500ms. El umbral se inicializa según la expresión

$$H_1 = 0.8|f(PK)|,$$

donde PK es la posición del máximo módulo de la señal filtrada en los dos primeros segundos. El diagrama de flujo se presenta en el capítulo relativo a la implementación.

4.7.2 Inicio de la onda Q. Este punto se toma para poder mediar el ancho del QRS, que cobra valor para poder diagnosticar extrasístole ventricular.

Para poder detectar este punto es necesario aclarar que la onda Q es la primera inflexión negativa del complejo QRS.

Después de definido en donde existe un QRS y partiendo de pico del mismo, se busca el pico mínimo anterior, una vez encontrado se busca el pico máximo anterior el cual es el inicio de la onda Q.

4.7.3 Final de la onda S. Este proceso es idéntico al de detección de la onda Q pero en sentido contrario, esto gracias a que la onda S es la inflexión negativa final del complejo QRS.

Esto implica que las búsquedas que se hacían hacia atrás, ahora se hacen hacia delante, pero siempre buscando los mismo puntos.

4.7.4 Detección de la Onda T. A partir de la posición de la onda R se define una ventana de búsqueda cuyos límites son

$$(iven, fven) = \begin{cases} (140, 500)ms & RR_m > 700ms \\ (100, 0.7RR_m)ms & RR_m < 700ms \end{cases}$$

Se disminuye el tamaño de la ventara cuando el intervalo RR disminuye. De modo que se evita detectar la siguiente onda P como una falsa onda T. el valor RR_m se usa para evitar cambios bruscos en el intervalo RR [8].

Una vez definida la ventana, se busca el máximo y el mínimo de los valores de la señal y se comparan con el umbral (el umbral se toma con referencia al QRS y es obtenido por comparaciones hechas por los autores y se reflejan en la siguiente tabla). Si el valor del pico positivo es mayor que el umbral, se tiene una onda T positiva, de lo contrario se toma que no existe, y si por el contrario el valor absoluto del mínimo es mayor que el umbral, se toma que es una onda T negativa, de lo contrario no existe onda T.

Del umbral obtenido en la tabla se dejó una guarda pues los valores son promedios de todas las derivaciones. El valor que mejor trabajó fue 12%.

Tabla 4.2. Comparación de valores típicos de amplitud en onda R y T.

| Parámetro | Según Pablo Laguna [8] | Según Hernán Vélez [11] |
|--------------------------------|------------------------|-------------------------|
| Amplitud onda R | 1.6mV | 2mV |
| Amplitud onda T | 0.3mV | 0.2mV |
| Porcentaje onda T respecto QRS | 18,75% | 10% |
| Promedio | | 14,38% |

Fuente: Los Autores.

4.7.5 Detección de la onda P. El proceso es el mismo que para la onda T pero cambiando la ventana y el umbral. Se dejó una ventana fija de 200ms antes del inicio de la onda Q pues el tiempo máximo del intervalo PR es del valor citado [8].

El valor del umbral se decidió teniendo en cuenta la siguiente tabla.

Tabla 4.3. Comparación de valores típicos de amplitud en onda R y P.

| Parámetro | Según Pablo Laguna | Según Hernán Vélez |
|--------------------------------|--------------------|--------------------|
| Amplitud onda R | 1.6mV | 2mV |
| Amplitud onda P | 0.25mV | 0.1mV |
| Porcentaje onda P respecto QRS | 15,63% | 5% |
| Promedio | | 10,32% |

Fuente: Los Autores.

Del umbral obtenido en la tabla se dejó una guarda pues los valores son promedios de todas las derivaciones. El valor que mejor trabajó fue 10%.

4.8 PARAMETRIZACIÓN DE LA SEÑAL ECG

Después de obtener los puntos significativos de la señal, se hace necesario convertirlos en información útil para hacer el diagnóstico. Los parámetros necesarios son frecuencia cardiaca, ancho del QRS, tipo de onda P, tipo de onda T y onda F los cuales se explican a continuación.

- **Frecuencia cardiaca.** La frecuencia cardiaca es la medida del intervalo RR, es decir, la distancia entre las ondas R de dos latidos cardiacos. Para diagnosticar arritmias cardiacas la frecuencia cardiaca se debe tomar del promedio de tres latidos. Esto se implementó midiendo los intervalos presentes en cada grupo de tres latidos, compuesto por el latido en diagnóstico,

el posterior y el anterior, a partir de los resultados obtenidos con el detector de QRS. La frecuencia cardiaca se clasifica como se muestra en la Tabla 4.4.

- **Ancho de QRS.** Este parámetro es la medición de la distancia temporal entre el punto de inicio de la onda Q y el final de la onda S, anteriormente obtenidos. Se dividen en: normales (ANCHOQRS0), que son los menores a 0,12 segundos; los anchos (ANCHOQRS), mayores a este valor; y los invertidos (ANCHOQRS1), que aunque no miden el ancho del QRS lo parametrizan en cuanto a su morfología.

- **Onda P.** Este parámetro indica si la onda P es normal (ONDAP0), invertida (ONDAP2) o no existe (ONDAP1).

Tabla 4.4. Parámetros indicadores de frecuencia cardiaca.

| Parámetros | Frecuencia Cardiaca |
|------------|------------------------------------|
| R0 | Entre 60 y 90 latidos por minuto |
| R1 | Menor a 60 latidos por minuto |
| R2 | Entre 91 y 149 latidos por minuto |
| R3 | Entre 150 y 249 latidos por minuto |
| R4 | Entre 250 y 299 latidos por minuto |

Fuente: Los autores por referencia verbal del médico Cardiólogo Juan Antonio Ruiz y Diego Hernán Hoyos.

- **Onda T.** El manejo de la onda T es idéntico al de la P, siendo clasificada en normal (ONDAT0), invertida (ONDAT2) o ausente (ONDAT1).

- **Onda F.** Para obtener este parámetro se analiza si entre el intervalo RR existe más de una onda P con frecuencia mayor a 250 por minuto.

Resumiendo, se generaron 15 parámetros por cada latido del registro electrocardiográfico.

4.9 CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL

Para realizar la clasificación de la señal electrocardiográfica se recurrió del Médico especialista en cardiología Dr. Juan Antonio Ruiz quien asesoró a los autores para establecer los protocolos de diagnóstico de arritmias cardiacas, los cuales se resumen en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5. Características de las patologías.

| Patología | Ritmo Cardíaco | P | QRS | T |
|--------------------------|-----------------|----------|----------------|-----------|
| Bradicardia sinusal | Menor de 60/min | Normal | Normal | Normal |
| Taquicardia sinusal | 90 a 120/min | Normal | Normal | Normal |
| Extrasístole ventricular | Normal o bajo | No | Anchos > 0,12s | Invertida |
| Taquicardia auricular | 150 a 200/min | Normales | Normal | Normal |
| Flutter auricular | 60 a 120/min | Ondas F | Normal | No |
| Fibrilación ventricular | Indeterminable | No | No | No |

Fuente: VÉLEZ, Hernán. Op. Cit. Pág. 336 – 360.

4.9.1 Entrenamiento de la red neuronal. Al relacionar las cardiopatías con los parámetros derivados de la señal ECG se generó la siguiente tabla que contiene los vectores de entrada y objetivos (target) necesarios para el entrenamiento de la red.

Para el entrenamiento de la red se utilizó el toolbox de matlab para redes neuronales artificiales NNTOOL.

Se utilizaron 15 neuronas en la capa de entrada, una por cada parámetro del latido y siete neuronas en la de salida, una por cada patología. La función de entrenamiento TRAINGDA utilizada para la aplicación se destaca de las otras porque actualiza los valores de los pesos y las constantes de acuerdo al gradiente descendiente con una tasa de aprendizaje adaptiva, además, es muy eficiente cuando se implementa en MATLAB [23].

Tabla 4.6. Vectores usados para el entrenamiento de la red neuronal.

| | Entradas | | | | | | | | | | | | | | Salidas | | | | | | | | | | |
|----------------------------|----------|----|----|----|----|----|----|----|------|------|-----|----|----|----|---------|----|---|----|----|----|----|----|---|---|---|
| | R0 | R1 | R2 | R3 | R4 | P0 | P1 | P2 | QRS0 | QRS1 | QRS | T0 | T1 | T2 | FV | FA | B | TS | TA | FA | FV | EV | N | D | |
| Normal (N) | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Bradicardia sinusal (B) | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Taquicardia sinusal (TS) | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Taquicardia Auricular (TA) | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Flutter Auricular | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Fibrilación Ventricular | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Extrasístole Ventricular | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | |
| | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | |
| | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 |

Fuente: Los autores.

La Tabla 4.6 muestra los vectores usados para realizar el entrenamiento de la red neuronal.

La función de aprendizaje “learngda” se usó porque calcula el cambio de pesos para una neurona de entrada y un error dado [23]. El procedimiento de entrenamiento se ilustra en el anexo E.

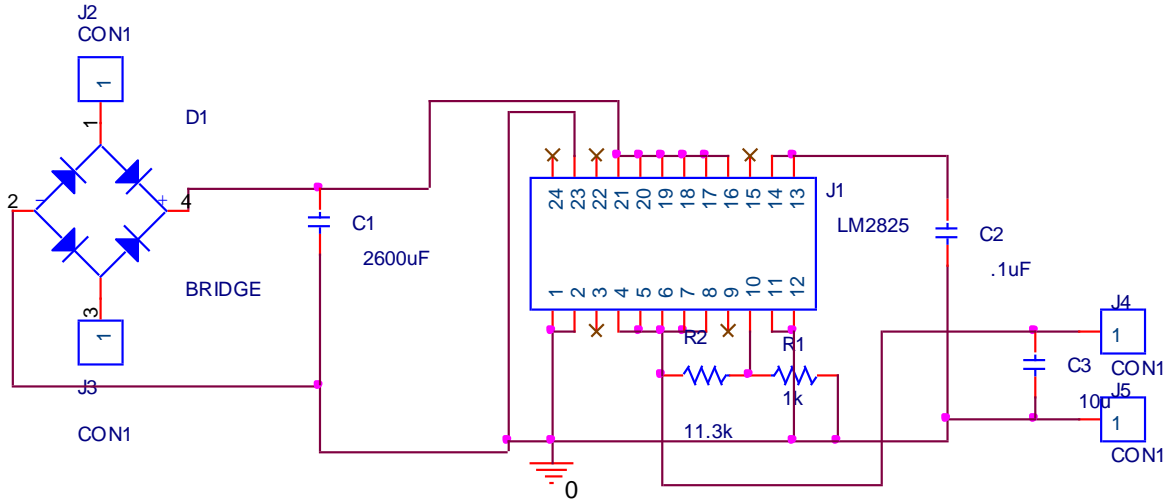
5. IMPLEMENTACIÓN

Este capítulo comprende los diagramas circuitales, de circuito impreso y los diagramas de flujo implementados en la construcción del equipo.

5.1 DIAGRAMA CIRCUITAL DE LA ETAPA DE ADQUISICIÓN

La Figura 5.1 ilustra el diagrama circuitual de la fuente utilizada para alimentar el equipo. Se puede observar que el circuito integrado es quien tiene todo el trabajo de regulación. Ver el diseño en la página 43.

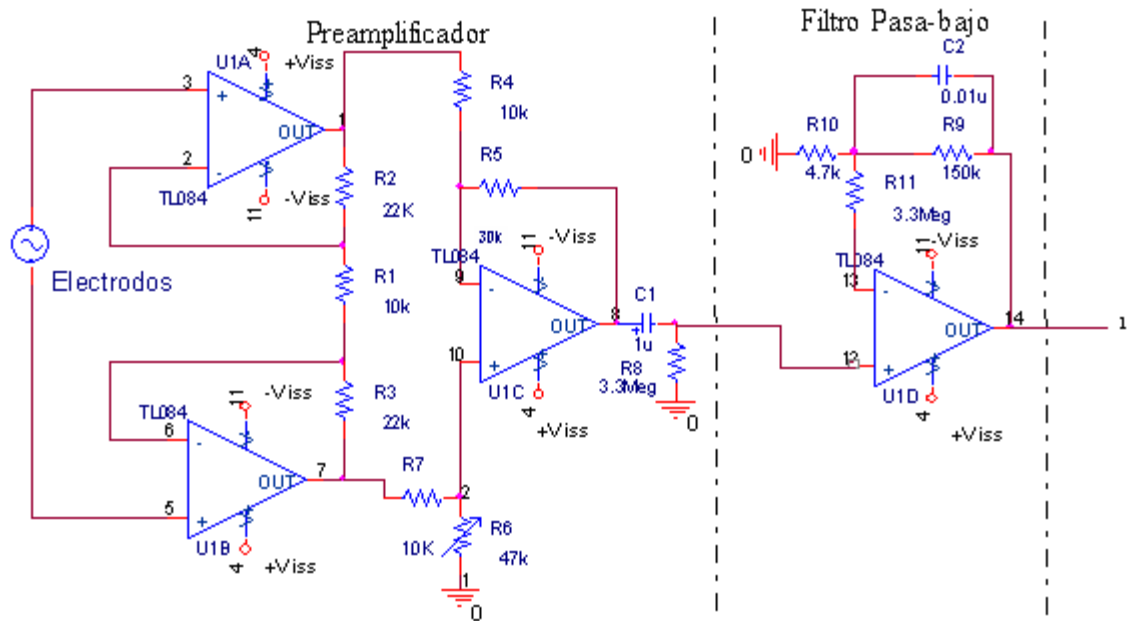
Figura 5.1. Diagrama circuitual de la fuente de poder.



Fuente: Los Autores.

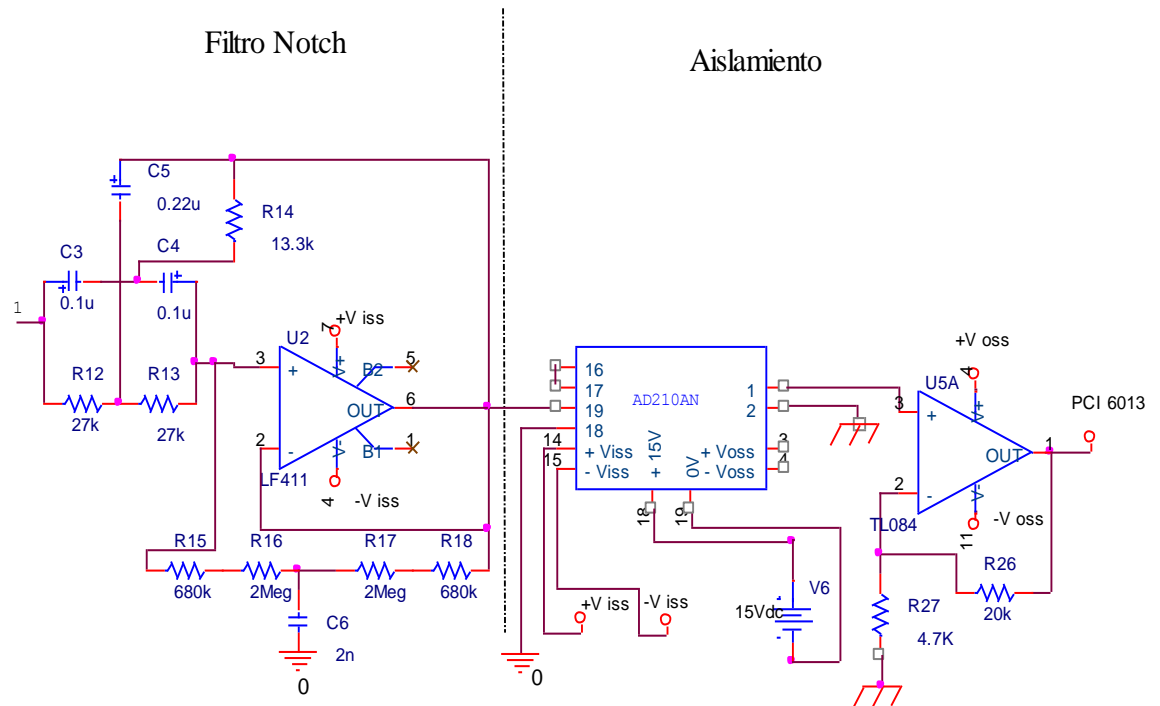
La Figura 5.2 modela el amplificador diferencial y el primer filtro activo, mientras en la Figura 5.3 se puede vislumbrar las conexiones del filtro de interferencia de red y del amplificador de aislamiento. Remítase a la página 43 para ver el diseño.

Figura 5.2. Diagrama circuital etapa de adquisición, primera parte.



Fuente: Los Autores.

Figura 5.3. Diagrama circuital etapa de adquisición, segunda parte.

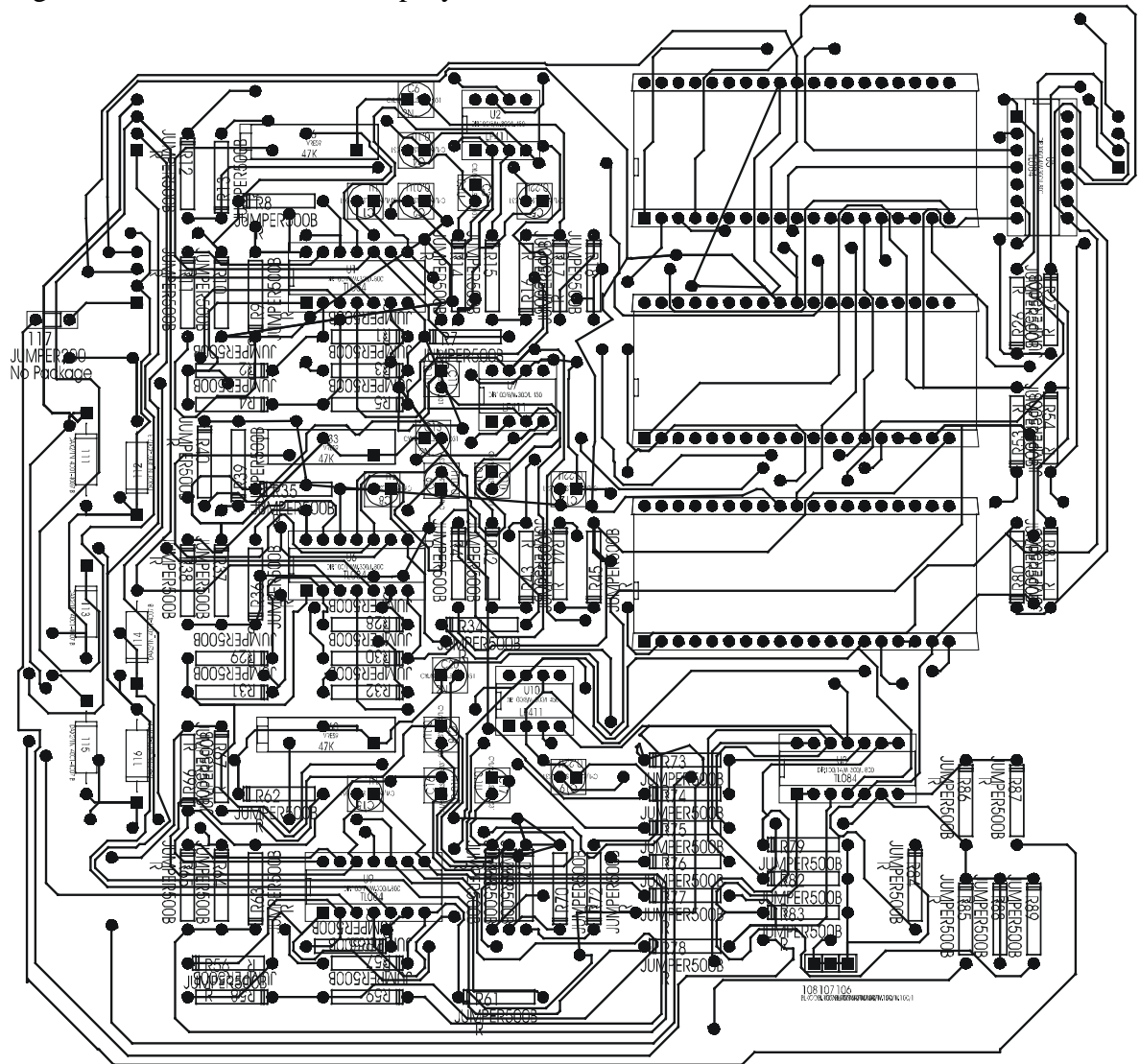


Fuente: Los Autores.

5.2 DIAGRAMA DEL CIRCUITO IMPRESO

La Figura 5.4 muestra el diseño del PCB realizado.

Figura 5.4. Diseño del PCB del proyecto. Escala 1:1.

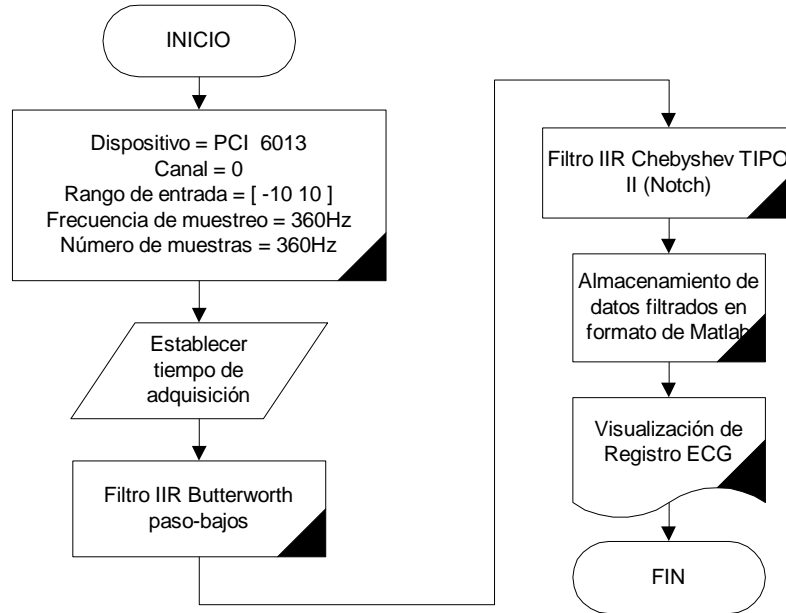


Fuente: Los Autores. Diseño realizado en Orcad.

5.3 ADQUISICIÓN Y FILTRADO

El diagrama de flujo de la Figura 5.5 muestra la secuencia de activación de la tarjeta de adquisición y su posterior filtrado digital y visualización.

Figura 5.5. Diagrama de flujo



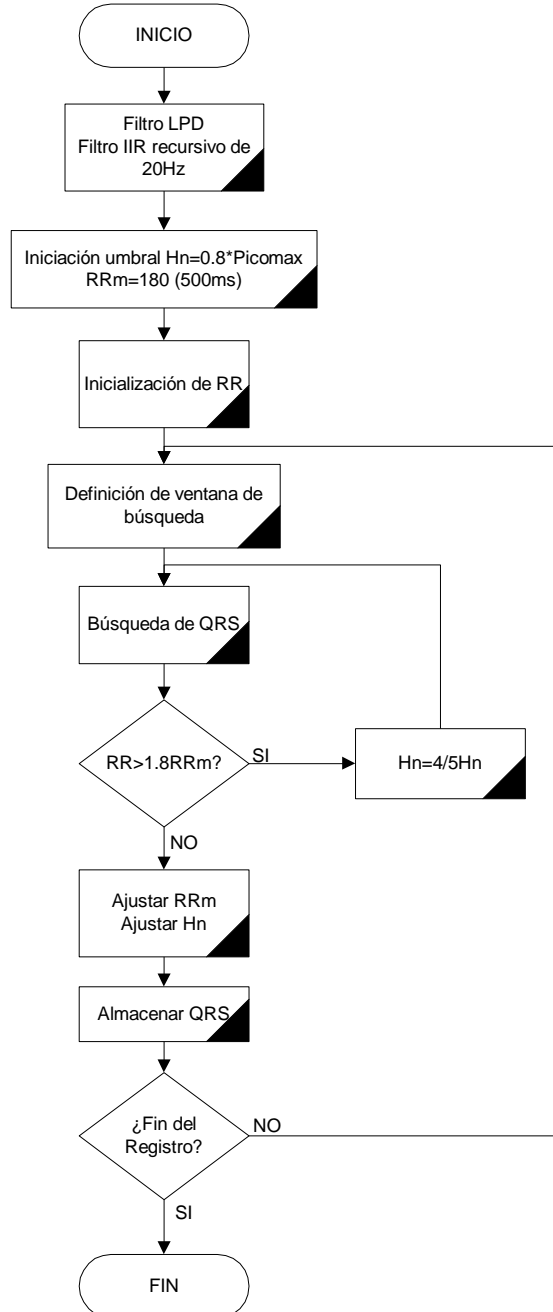
Fuente: Los Autores.

El primer paso es configurar la tarjeta de adquisición para identificar el canal, establecer parámetros como el rango de entrada, la frecuencia de muestreo y el número de muestras. El usuario debe ingresar el tiempo para tomar el registro. A continuación la señal obtenida se filtra para eliminar tanto el ruido miográfico como el ruido de 60 Hz. Posteriormente los datos adquiridos y filtrados son almacenados como un archivo de extensión “.mat”. Finalmente el registro esta listo para ser visualizado.

5.4 DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS

El diagrama de flujo ilustrado en la Figura 5.6 se refiere al algoritmo implementado para hacer la detección del complejo QRS en el registro ECG.

Figura 5.6. Diagrama de flujo del detector de QRS.



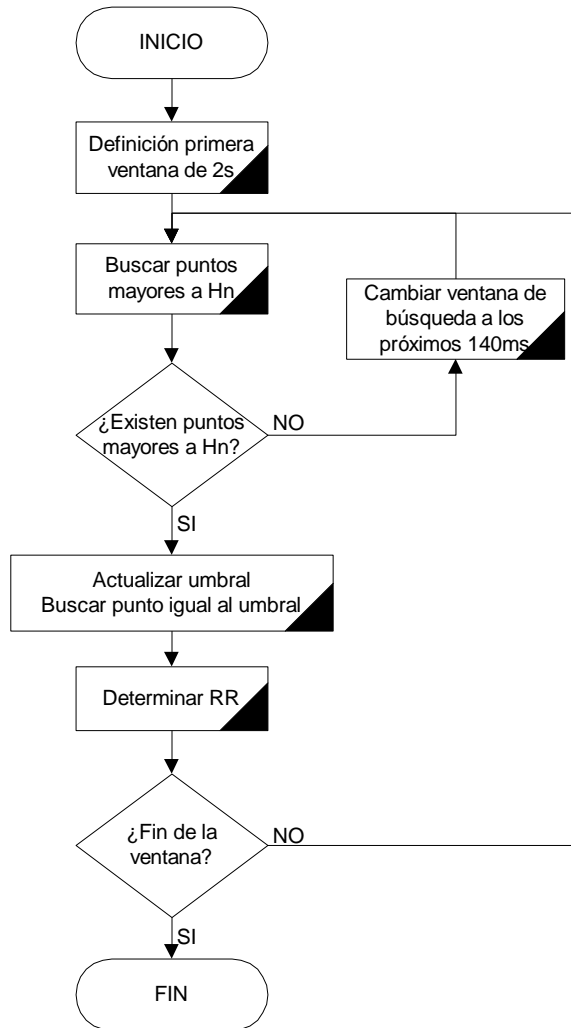
Fuente: Los Autores.

En primer lugar es necesario aplicar un filtro derivativo paso- bajos con el fin de resaltar las componentes del complejo QRS. En los primeros 500ms de la señal obtenida se busca el umbral necesario para encontrar los dos primeros complejos y así establecer el RR. La ventana de búsqueda define el tiempo del registro que se analiza para encontrar el siguiente QRS. La búsqueda continúa sin superar el límite de $1.8RR_m$ y los ajustes de umbral citados

en la página 55 del presente documento, en el momento en que un nuevo QRS sea encontrado, este se almacena y se actualiza el umbral.

5.4.1 Determinación del primer intervalo RR. La Figura 5.7 muestra como es la subrutina de inicialización del intervalo RR necesario para la detección de los QRS.

Figura 5.7. Inicialización de RR.



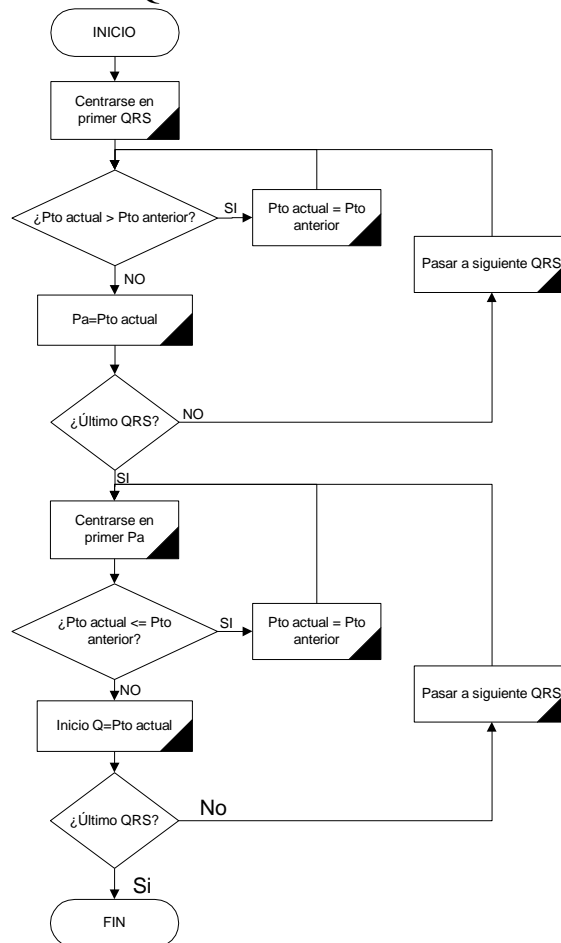
Fuente: Los Autores.

La definición del intervalo RR es de gran importancia ya que permite que el algoritmo sea aplicable independientemente de la frecuencia cardíaca propia de la señal. Esto se logra estableciendo una ventana inicial de dos segundos, en los cuales se buscarán puntos de la señal superiores al umbral H_n , cuando se encuentre el punto igual o superior al umbral se puede establecer la distancia RR y desplazar la ventana de búsqueda.

5.5 PUNTO DE INICIO DE LA ONDA Q

Para lograr determinar el ancho del QRS es necesario encontrar el inicio de la onda Q, partiendo de los complejos encontrados con los algoritmos anteriores se inicia un proceso para cada QRS de manera independiente. Inicialmente se ubica el primer QRS y se realiza una búsqueda hacia atrás hasta encontrar la inflexión anterior a la onda R, este punto es denominado Pa (punto anterior). Luego de obtener el Pa se continúa la búsqueda hacia atrás pero en esta ocasión el objetivo es el punto final del intervalo PR que es el mismo inicio de la Q. El proceso se generaliza para cada uno de los QRS encontrados. Esto es ilustrado en la Figura 5.8. Ver diseño en la página 58.

Figura 5.8. Detección inicio onda Q.

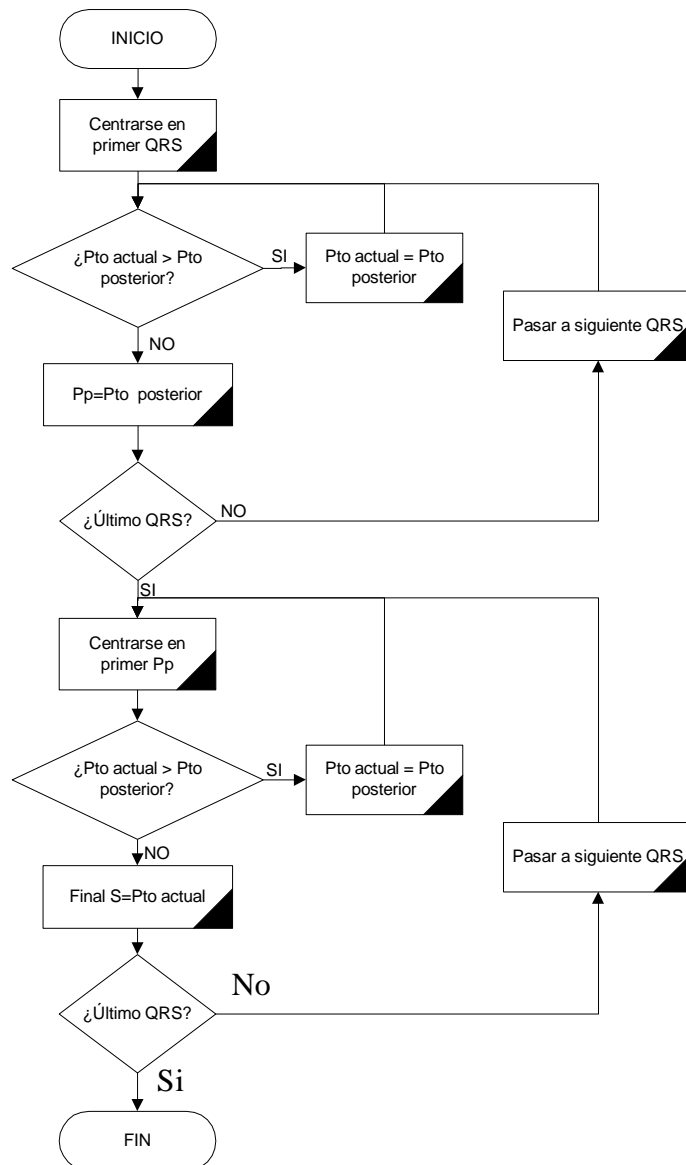


Fuente: Los Autores.

5.6 PUNTO FINAL DE LA ONDA S

El proceso para determinar el final de la onda S es similar al utilizado con la onda Q pero en sentido contrario. De nuevo el punto de partida es el pico máximo del QRS, luego se inicia la búsqueda hacia adelante hasta encontrar el pico máximo de la onda S. A partir de este punto se continúa la búsqueda hasta el punto donde termina la onda S e inicia la onda T. El proceso es aplicado a los complejos restantes. El diagrama de flujo se puede apreciar en la Figura 5.9 y el diseño en la página 59.

Figura 5.9. Detección final de onda S.

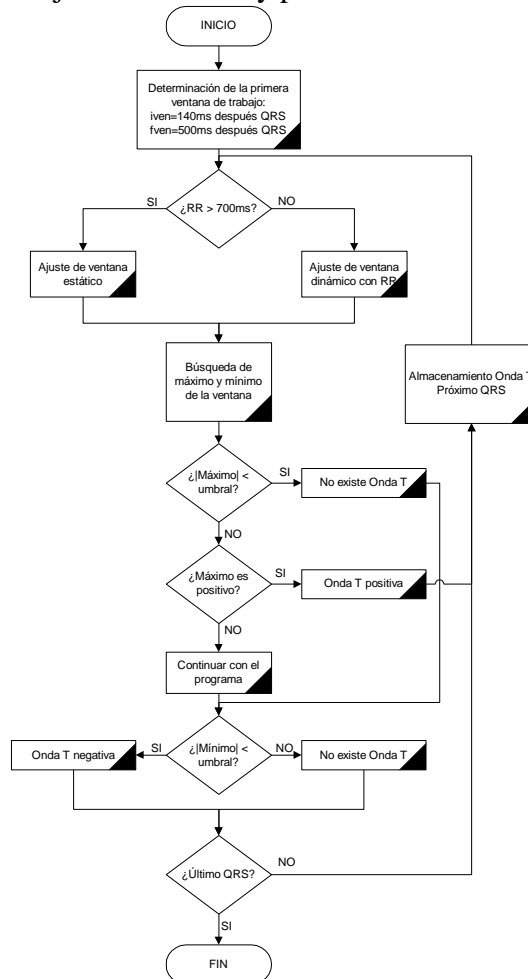


Fuente: Los Autores.

5.7 DETECCIÓN DE LA ONDA T

Para determinar la existencia o ausencia de la onda T se establece una ventana de búsqueda desde los 140ms posteriores al QRS hasta los 500ms posteriores a dicho punto. En este algoritmo se debe verificar la distancia RR para evitar que el análisis se prolongue al latido siguiente. Dentro de la ventana establecida se ubican los puntos máximo y mínimo de esta parte del registro; en caso de que el punto máximo no supere el umbral establecido se determina la ausencia de la onda T, si por el contrario supera el umbral se determina que la onda T es positiva. Si no se presentan los casos anteriores la siguiente parte del algoritmo entra en funcionamiento, en esta parte se analiza el mínimo punto de la ventana establecida, si este punto es mayor que el umbral negativo de nuevo no existe onda T, pero si es menor se determina que existe onda T pero negativa. Aprécielo en la Figura 5.10 y el diseño en la página 59.

Figura 5.10. Diagrama de flujo de detección y parametrización de la onda T.

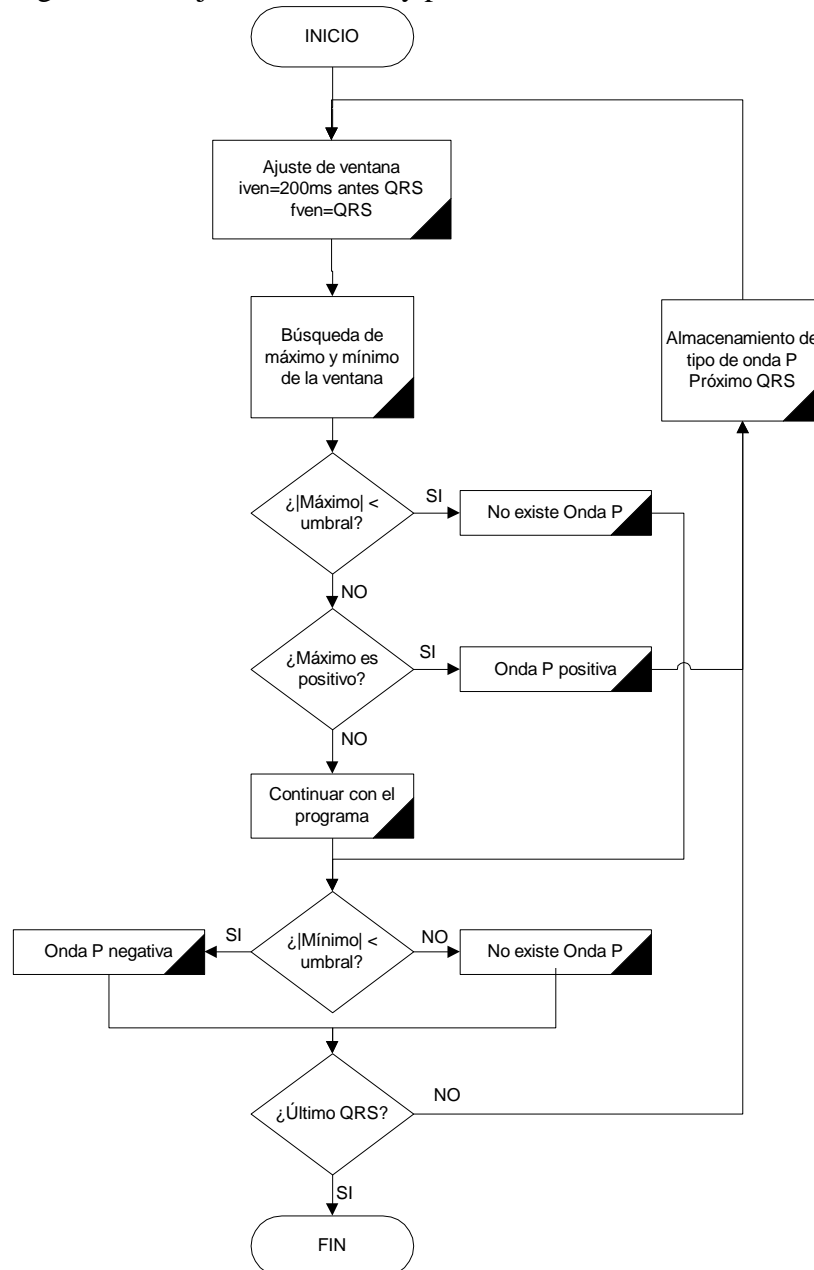


Fuente: Los Autores.

5.8 DETECCIÓN ONDA P

No existen diferencias significativas entre el proceso de detección de la onda T y el proceso para la onda P, simplemente la ventana es establecida entre el QRS y los 200ms anteriores a dicho punto. Vea el diagrama de flujo de la Figura 5.11. Vea el diseño en la página 60.

Figura 5.11. Diagrama de flujo de detección y parametrización de la onda P.

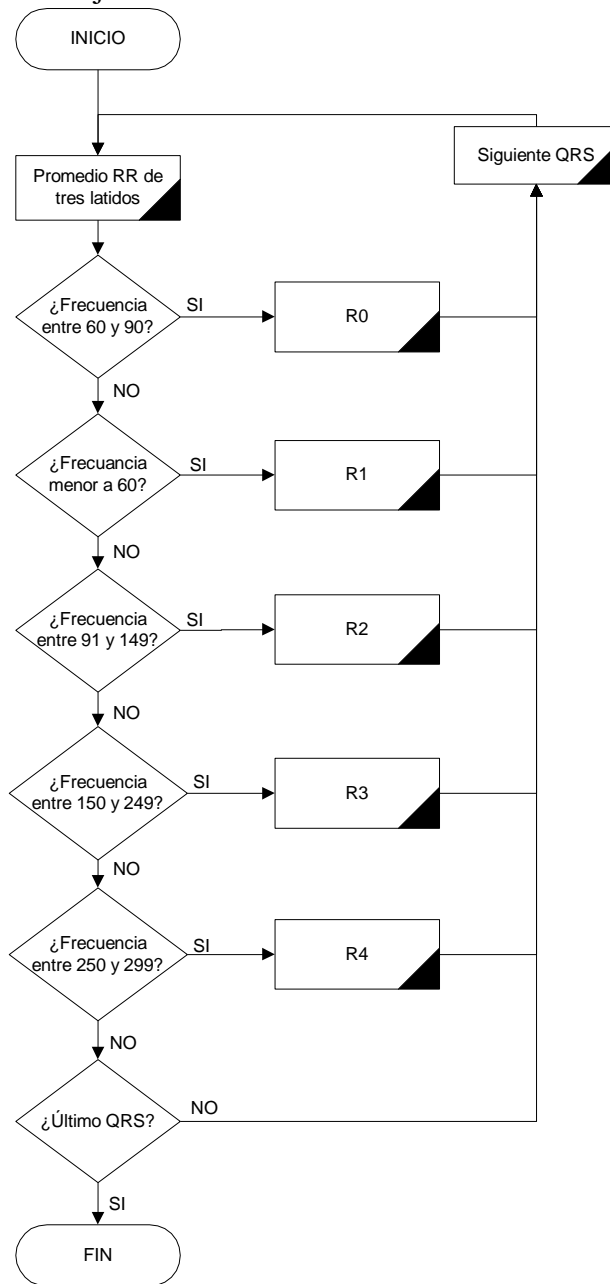


Fuente: Los Autores.

5.9 FRECUENCIA CARDIACA

Este diagrama de la Figura 5.12 muestra la forma en como se obtuvo y parametrizó la frecuencia cardiaca.

Figura 5.12. Diagrama de flujo de la frecuencia cardiaca.



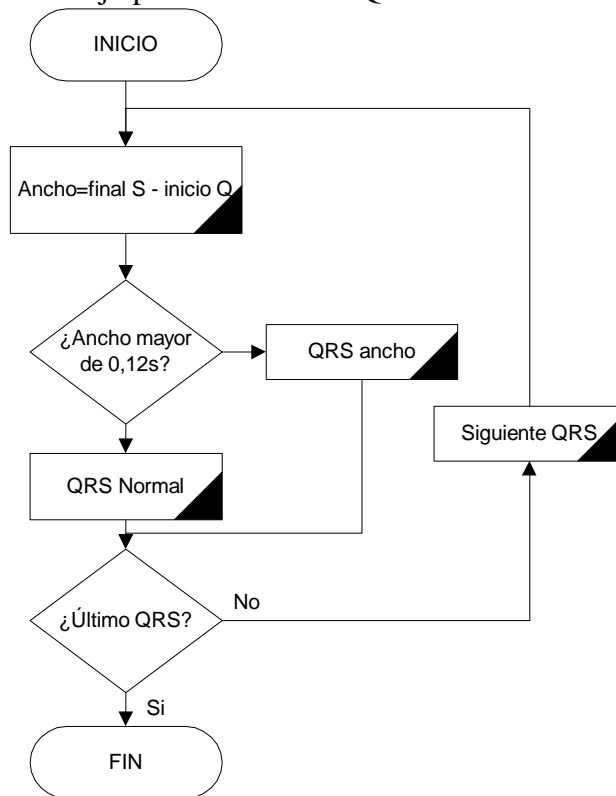
Fuente: Los Autores.

Con los RR obtenidos anteriormente se puede establecer la clasificación de la frecuencia cardiaca que posee el registro adquirido. El RR se promedia utilizando el latido que se esté analizando y las distancias correspondientes a los QRS anterior y posterior. El valor obtenido es clasificado ya sea como frecuencia normal, baja, alta, muy alta o existencia ya sea de flutter o fibrilación. Ver diseño en la página 60.

5.10 ANCHO DEL QRS

La Figura 5.13 muestra la forma en como se compara el ancho del QRS para saber si es normal o alargado.

Figura 5.13. Diagrama de flujo para el ancho del QRS.



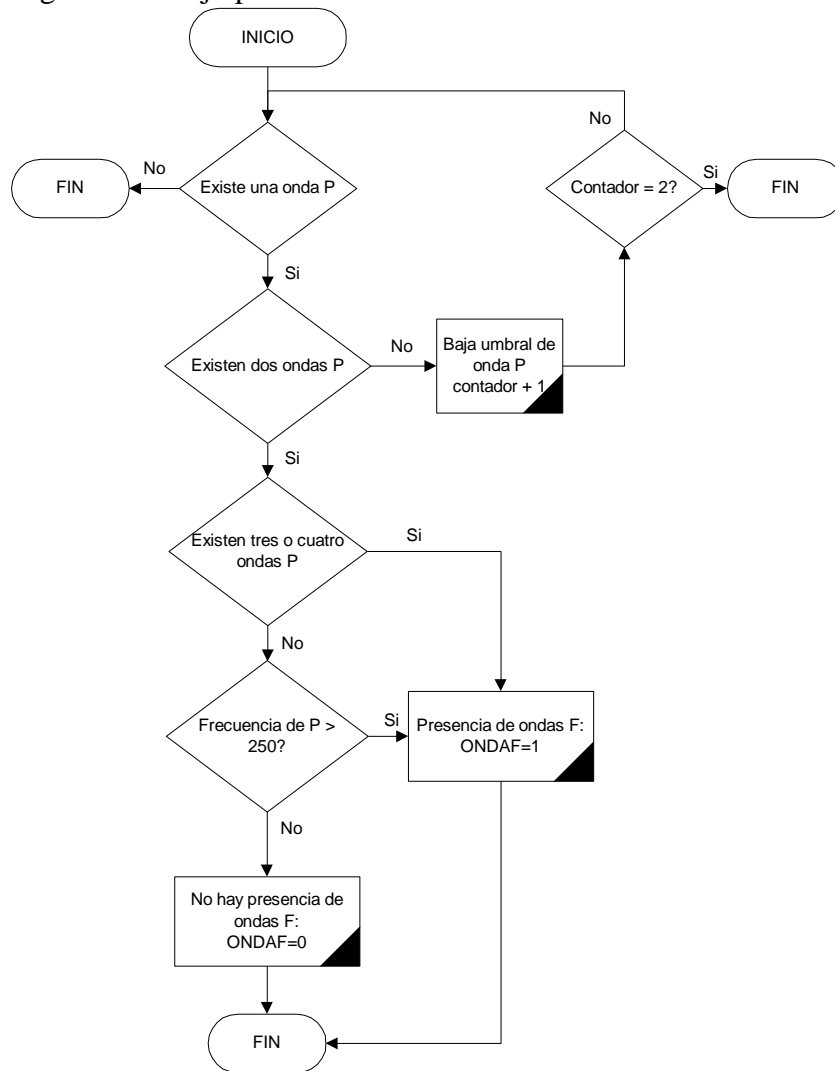
Fuente: Los Autores.

Tomando como referencia los puntos correspondientes al inicio de la onda Q y final de la onda S es posible determinar al ancho del QRS, y así establecer si el ancho es superior a 0,12s (QRS ancho) o no (QRS normal). Ver diseño en la página 61.

5.11 ONDA F

La Figura 5.14 ilustra como se hace la discriminación para conocer si existen ondas P u ondas F en el intervalo RR.

Figura 5.14 Diagrama de flujo para la detección de ondas F.



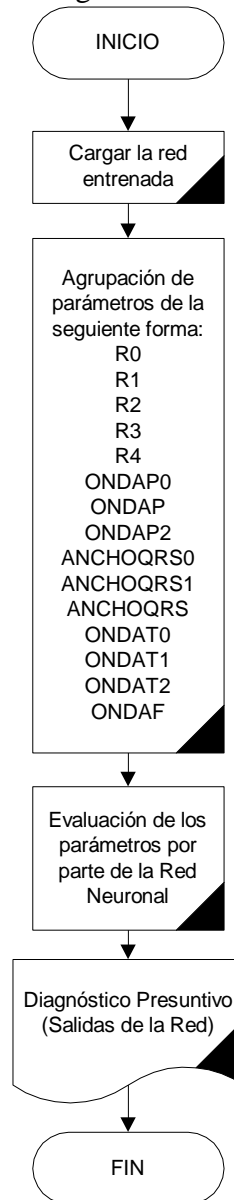
Fuente: Los Autores.

Si se comprueba que existen más de dos ondas P, se puede deducir que éstas son ondas de flutter, y si solo se encuentran 2, para no confundirlas con una onda T se analiza la frecuencia de las ondas y si es superior a 250, se dice que existen ondas F, si no se cumplen las condiciones anteriores es porque la onda P es normal.

5.12 RED NEURONAL (DIAGNOSTICO)

Este apartado muestra como se implementó la red neuronal que es el mecanismo inteligente encargado de hacer el diagnóstico de cada patología. En la Figura 5.15 se muestra el diagrama de flujo correspondiente.

Figura 5.15. Diagrama de flujo para el diagnóstico.



Fuente: Los Autores.

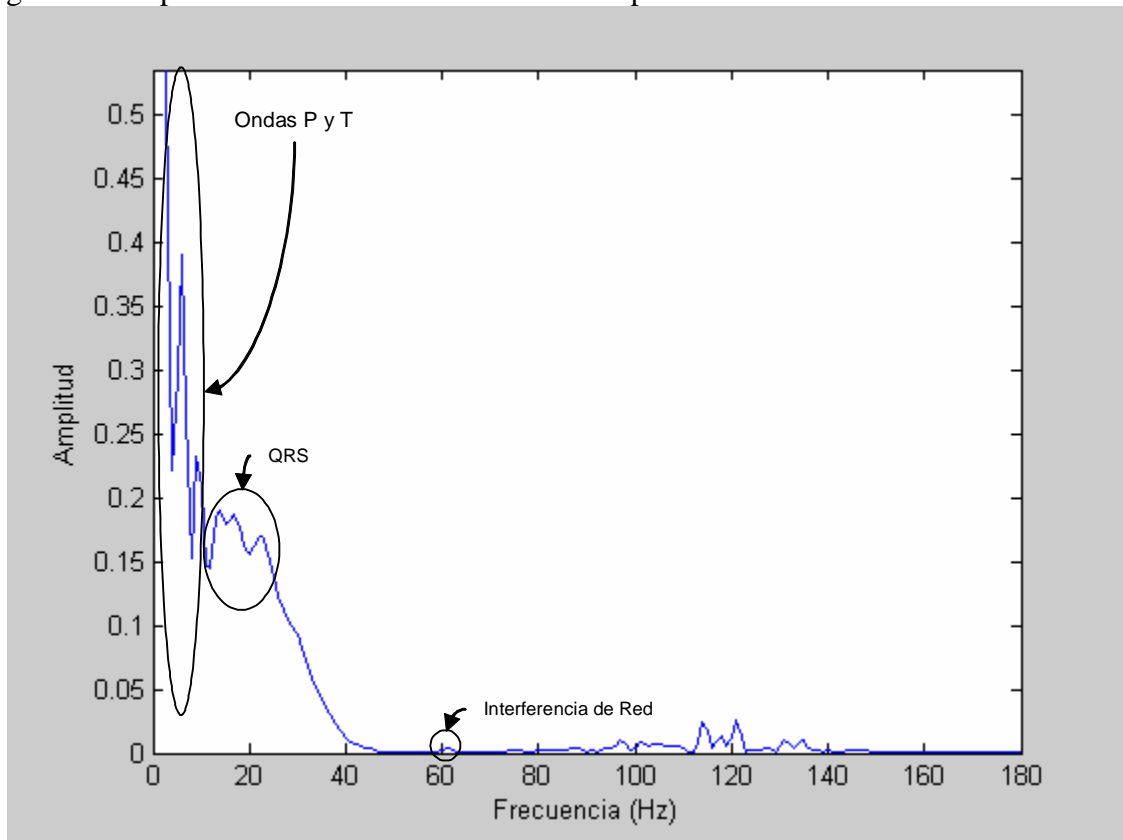
Los parámetros obtenidos para cada uno de los latidos son entregados a la red neuronal para que realice el diagnóstico, estos parámetros incluyen la clasificación de la frecuencia cardiaca (R0 a R4), el ancho del QRS (ANCHOQRS a ANCHOQRS1), la morfología de las ondas T y P (ONDAT0 a ONDAT2 y ONDAP0 a ONDAP2) y si existen ondas F (ONDA F). Ver diseño en el numeral 3.9.

6. PRUEBAS Y RESULTADOS

6.1 ADQUISICIÓN Y FILTRADO

La Figura 6.1 muestra el espectro de frecuencias de la señal electrocardiográfica que será entregada a la etapa de procesamiento de la señal, en esta se puede apreciar que las componentes de interés para el diagnóstico presuntivo están intactas; mientras que las componentes de interferencia se ven atenuadas.

Figura 6.1. Espectro de frecuencia de la señal lista para ser analizada.



Fuente: Los Autores. Cálculo realizado en MATLAB.

En la gráfica sólo se señala la interferencia de Red puesto que las otras interferencias se superponen a la señal ECG.

6.2 DETECCIÓN DE PUNTOS SIGNIFICATIVOS

En la Tabla 6.1 se puede apreciar la cantidad de aciertos y errores en la detección de las ondas del ECG. Se aprecia el gran desempeño de los algoritmos de detección, en especial del detector de QRS pues es la base para un buen diagnóstico y trabaja muy bien aún cuando las señales tienen características diferentes de frecuencia y morfología.

Tabla 6.1. Análisis estadístico de la obtención de parámetros.

| Señal | Onda | Aciertos | Errores | Porcentaje de acierto |
|-----------------|--------|----------|---------|-----------------------|
| 100 del MIT | QRS | 168 | 2 | 98,8% |
| | Onda T | 164 | 6 | 96,47% |
| | Onda P | 170 | 0 | 100% |
| 103 del MIT | QRS | 162 | 0 | 100% |
| | Onda T | 162 | 0 | 100% |
| | Onda P | 162 | 0 | 100% |
| 800 del MIT | QRS | 413 | 2 | 99,52% |
| | Onda T | 415 | 0 | 100% |
| | Onda P | 413 | 2 | 99,52% |
| 419 del MIT | QRS | 382 | 114 | 70,16% |
| | Onda T | 496 | 0 | 100% |
| | Onda P | 496 | 0 | 100% |
| Promedio | | | | 97,04% |

Fuente: Los Autores.

6.3 DIAGNÓSTICO

En este apartado se muestran los resultados del diagnóstico realizado por la red neuronal avalados por el médico cardiólogo, para las señales obtenidas del portal Web del MIT – BIH [24].

- **Señal 100 del MIT.** Para esta señal la red neuronal diagnosticó 164 episodios normales y el médico dijo que eran 170. Entonces la efectividad es del 96,47%.
- **Señal 103 del MIT.** En esta ocasión el doctor diagnosticó 162 episodios normales al igual que la red neuronal lo que significa una eficiencia del 100%.

- **Señal 800 del MIT.** La red indica que hay 8 episodios de taquicardia sinusal y 407 de taquicardia auricular. El médico está de acuerdo con los resultados en su totalidad. Eficiencia 100%.

- **Señal 419 del MIT.** La red y el médico concuerdan en que es fibrilación ventricular. Efectividad 100%.

La eficiencia promedio trabajando con las señales anteriores es de 99,12%.

- **Señales adquiridas de pacientes.** Para este caso se realizaron tomas de registros a 22 personas (referenciadas en el anexo F). Aquí el diagnóstico de la red neuronal fue muy parecido al del médico detectando bradicardia, taquicardia sinusal, taquicardia auricular y ritmos normales. No se trabajó con pacientes con extrasístoles, fibrilación ni flutter por la dificultad de conseguirlos. Para este caso la efectividad fue del 92%.

Para la validación del algoritmo se utilizó la base de datos de arritmias cardiacas generadas por el Ambu Megacode Trainner System del laboratorio de simulación clínica de la Universidad El Bosque en Bogotá, arrojando los siguientes resultados:

- **Registro Normal.** Total de latidos: 13. El equipo diagnosticó 13 latidos normales. Eficiencia 100%.
- **Registro con Bradicardia Sinusal.** Total de latidos: 10. El equipo diagnosticó 10 latidos con Bradicardia. Eficiencia 100%.
- **Registro con Taquicardia Sinusal.** Total de latidos: 24. El equipo diagnosticó 23 latidos con Taquicardia Sinusal y uno con una diferente patología. Eficiencia 95,83%.
- **Registro con Taquicardia Auricular.** Total de latidos: 33. El equipo diagnosticó 33 latidos con Taquicardia Auricular. Eficiencia 100%.
- **Registro con Extrasístole ventricular.** Total de latidos: 3. El equipo diagnosticó 3 latidos con Extrasístole. Eficiencia 100%.
- **Registro con Flutter Auricular.** Total de latidos: 16. El equipo diagnosticó 12 latidos con Extrasístole y 4 diferentes. Eficiencia 75%.
- **Registro con Fibrilación Ventricular.** Segundos de Fibrilación: 12. equipo diagnosticó 12 segundos de fibrilación.

La efectividad en la validación del algoritmo es del 95,83%.

Tomando los datos antes citados y realizando el promedio, la efectividad final del dispositivo es del 95,65%.

El tiempo que tarda el algoritmo de clasificación en un computador con procesador Pentium IV de 1,4GHz es de 6 segundos.

Algoritmos implementados para aplicaciones en cardiología [10] como los de la Universidad de Leuven, en el cual se clasificaban 7 señales tuvo una eficiencia del 87,9%, otra experiencia para la detección de taquicardias ventriculares y supraventriculares dió como resultado una eficiencia del 91%, una más que detectaba complejos QRS anómalos tuvo como conclusión una eficiencia del 98% y la última cuyo fin era reconocer formas anormales en señales ECG arrojó una eficiencia del 91%. Promediando estos resultados se obtiene una eficacia de 91,97% y al compararla con la obtenida en este trabajo se nota que están en rangos parecidos.

6.4 VISUALIZACIÓN

La visualización se muestra en el anexo A y contiene los siguientes tópicos:

- Bienvenida al usuario,
- Dialogo inicial, escogencia entre nuevo registro, abrir registro y ayuda,
- Dialogo para ingresar los datos del paciente,
- Diálogo para indicar el tiempo de la toma del registro,
- Diálogo para indicar el comienzo de la toma del registro,
- Interfaz de visualización del registro y opción para comenzar a diagnosticar,
- Interfaz principal del programa.

7. CONCLUSIONES

El punto crítico para obtener un buen registro electrocardiográfico es eliminar las interferencias producidas por la red de alimentación, el ruido muscular y las modulaciones en la línea base. Dentro de este selecto grupo, se destaca por su dificultad en la eliminación la interferencia de la red de alimentación. La mejor forma para eliminar cualquier rastro de ella es identificar sus componentes por completo para así, por métodos clásicos de filtrado, atenuarla y tener la mejor definición en la señal ECG.

En cuanto a la obtención de los parámetros necesarios para la clasificación de las señales, el éxito radica en lograr una efectividad alta en la obtención del complejo QRS, la cual se mide en el porcentaje de falsos positivos y falsos negativos. El detector de QRS planteado en este documento tiene un desempeño excelente al presentar pocos falsos positivos y adaptarse fácilmente a frecuencias cardíacas altas.

Dentro de los métodos existentes en la actualidad para realizar la clasificación señales electrocardiográficas, las redes neuronales artificiales presentan excelentes resultados para tal fin, pues además de conseguir el objetivo en un tiempo excepcionalmente corto, agregar poca carga computacional al proceso, aprende a generalizar entradas no presentes en la etapa de entrenamiento para clasificarlas según las características que compartan con los ejemplos de entrenamiento.

Durante la construcción del equipo se aprendió que una máquina nunca va a poder reemplazar al experto en medicina, pues un entrenamiento de años de experiencia y la capacidad analítica de un humano no es comparable a la que se puede alcanzar con la tecnología moderna, pero también se reconoció que es una herramienta muy útil a la hora de dar un diagnóstico rápido que en determinados momentos puede salvarle la vida a una persona y que puede ayudar a que el médico pueda evaluar más rápidamente una situación concreta, con mayor razón, si este no es especialista en cardiología.

La eficiencia alcanzada con el algoritmo para la clasificación de señales estuvo sobre el promedio de otros encaminados también a catalogar registros electrocardiográficos anómalos.

8. RECOMENDACIONES

El dispositivo desarrollado en este trabajo puede realizar diagnósticos para un número mayor de enfermedades cardiacas, si se agregan en el software más parámetros para evaluar y si en el hardware se aumenta la cantidad de derivaciones adquiridas, también se pueden hacer mejoras en los algoritmos de detección tanto de onda P como de onda T para que sean más generales, de igual forma se pueden realizar cambios en el hardware para no usar la tarjeta de adquisición de National Instrument y reemplazarla por el sistema adquisición de señales electrocardiográficas de Analog Semiconductor el cual es más especializado y más pequeño con lo cual se podría pensar en un equipo portátil.

Aunque la utilización de Matlab permitió un desarrollo continuo y eficiente de los procesos necesarios para la adquisición, filtrado, parametrización y visualización de la señal; es posible trasladar los códigos obtenidos para cada una de las fases anteriores a un lenguaje de programación diferente como el popular Visual Basic o Visual C++, pues al combinarlos con Measurement & Automation o al utilizar el Toolbox de compilación en C de Matlab, se obtiene una poderosa herramienta, y así no estar sometido a la adquisición de programas tan costosos como Matlab.

Como las señales son almacenadas digitalmente no se puede dejar a un lado la posibilidad de transmitir las de una u otra forma, con el fin de prestar un servicio de gran importancia, como lo es el diagnóstico del corazón, en lugares remotos donde solo es posible prestar atención en salud básica.

9. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Gobernación del Tolima. *Plan de Desarrollo “El Tolima Posible”*. Ibagué, Colombia. 2001.
- [2] W. Ganong, *Fisiología Médica*.
- [3] F. Nieto, Laboratorios 2003. Universidad de la República Oriental del Uruguay. Uruguay. 2003.
- [4] J. G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. New York, USA. John Wiley & Sons, 1988.
- [5] K. Jamshaid, *Application of adaptive and non adaptive filters in ECG signal processing*. GIK Institute of Engineering Sciences and Technology.
- [6] R. Aston, *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*. New Cork, USA. Pennsylvania State University, 1990.
- [7] D. Cuesta, *Estudio de métodos para procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas*. Valencia, España. Universidad Politécnica de Valencia, 2001.
- [8] P. Laguna, *Nuevas técnicas de procesado de señales electrocardiográficas: Aplicación a registros de larga duración (Tesis Doctoral)*. Cataluña, España. 1990.
- [9] F. Gritzali, *Detection of the P and T waves in an ECG*. Computers and Biomedical Research. No. 22.
- [10] J. R. Hilera, *Redes Neuronales Artificiales: Fundamentos, modelos y aplicaciones*. Madrid, España. Addison- Wesley, 1995.
- [11] H. Vélez, *Fundamentos de medicina: Cardiología*. Medellín, Colombia. CIB, 1981.
- [12] H. Matíz, *Electrocardiografía Normal y Electrocardiografía de Arritmias*. Santafé de Bogotá, Colombia. Universidad El Bosque, 2003.

- [13] E. Rodríguez, *Equipos Electromédicos. Primera parte.*
- [14] M. Wilches, *Bioingeniería. Tomo IV.* Medellín, Colombia. Universidad de Antioquia.
- [15] L. F. Gallo, *Clase 4.8 de Electromedicina I.* Ibagué, Colombia. Universidad de Ibagué, 2002.
- [16] J. D. Bronzino, *The Biomedical Handbook.* Connecticut, USA. Crc Press – IEEE PRESS, 1995.
- [17] N. Restrepo, *Electrocardiografía. Principios básicos.* Medellín, Colombia. Universidad de Antioquia.
- [18] J. Tompkins, *Biomedical digital signal processing.* New Jersey, USA. Prentice Hall, 1993.
- [19] S. Olmos, P. Laguna, *Efecto del ruido en la compresión de datos de la señal ECG mediante transformadas ortogonales.* Zaragoza, España. Universidad de Zaragoza. 1999.
- [20] R. Barea, *Sistemas de Acondicionamiento y Adquisición de Señales Bioeléctricas. Tema 3.* Alcalá, España. Universidad de Alcalá.
- [21] P. Kellman Low Latency Temporal Filter Design for Real-Time MRI Using UNFOLD [Online]. Citado el 24 de febrero de 2003. Disponible en: http://zeus.nhlbi.nih.gov/dl/mis/kellmanp/publications/MRV_low_latency_UNFLOD.pdf
- [22] Mathworks. *Signal Processing Toolbox User's Guide 5 version.*
- [23] Mathworks. *Neural Network Toolbox User's Guide 4 version.*
- [24] Physionet DataBase. Citado el 10 de febrero de 2003. Disponible en: <http://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/>

10. BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA

Analog Devices. [Online]. Citado el 15 de junio de 2002. Disponible en: <http://www.analog.com>

C. K. B. Ayang, *Electrocardiograph pre-filtering, qrs detection, and palm display programming for biomedical applications*. Quezon City, USA. University of the Philippines, 2001.

C. M. Tenedero, *Design And Implementation Of A Single-Channel Ecg Amplifier With Dsp Post-Processing In Matlab*. Quezon City , USA. University of the Philippines, 2003.

M. Åström, J. garcía, P. Laguna, *ECG Based Detection of Body Position Changes*, Citado el 14 de mayo de 2003. Disponible en: <http://www.tde.lth.se>.

M. RAYA, *Adaptive Noise Cancelling of Motion Artifact in Stress ECG Signals Using Accelerometer*. Quezon City, USA. Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference. Oct. 2002.

Mathworks Web Site. Citado el 18 de septiembre de 2002. Disponible en: <http://www.mathworks.com>

National Instrument Web Site. Citado el 28 de septiembre de 2002. Disponible en: <http://www.ni.com>

P. Aguirre, *Sistema de detección, clasificación e identificación en línea de complejos QRS CARDIDENT (Tesis)*. Montevideo, Uruguay. Instituto de Ingeniería Eléctrica, 2002.

P. Laguna, *Adaptive Filter For Event-Related Bioelectric Signals Using An Impulse Correlated Reference Input: Comparison With Signal Averaging Techniques*. Barcelona, España. Universidad Politécnica de Cataluña.

Pablo Laguna Web Site [Online]. Citado el 8 de septiembre de 2002. Disponible en: <http://www.gtc.cps.unizar.es/~plaguna/publicaciones/>

R. González, *Diseño de un electrocardiógrafo portátil*. La Habana, Cuba. Instituto Central de Investigación Digital. Citado el 2 de mayo de 2003. Disponible en: www.seeic.org/pdfcuba/00423.pdf

11. ANEXOS

